

— Resumo dos Artigos Apresentados —
**8. — CONGRESSO
NACIONAL — DE
— BIOMECÂNICA**
Unhais da Serra — Covilhã



8.— CONGRESSO NACIONAL — DE BIOMECÂNICA

Unhais da Serra — Covilhã

— Resumo dos Artigos Apresentados

O documento resume os artigos do 8º Congresso Nacional de Biomecânica (CNB2019), evento que se realizou nos dias 15 e 16 de fevereiro de 2019 na unidade hoteleira H2otel, em Unhais da Serra, uma bonita e típica vila da Serra da Estrela do Concelho da Covilhã e do Distrito de Castelo Branco. A aventura na organização destes congressos, o primeiro em forma de encontro, começou em Martinchel, Abrantes, em 2005. Esse encontro teve como objetivo primordial conhecer os investigadores que realizavam investigação na área da Biomecânica, estimular o contacto e a colaboração entre eles, promover a partilha de projetos, trabalhos e resultados, assim como revitalizar a então Sociedade Portuguesa de Biomecânica e Biomateriais, promovendo os passos necessários à constituição de uma sociedade científica de “biomecânicos”, que se veio a designar oficialmente de Sociedade Portuguesa de Biomecânica (SPB) em 17 de setembro de 2009. Desde o primeiro, organizaram-se congressos em Évora (2007), Bragança (2009), Coimbra (2011), Espinho (2013), Leiria (2015) e Guimarães (2017). Procurando promover e incentivar a participação da comunidade académica, científica e técnica, no sentido de potenciar o crescimento e a intervenção da disciplina em território nacional, todos foram de sucesso científico assinalável.

É inegável que a biomecânica tem contribuído marcadamente para o alargamento das fronteiras do saber, fruto de uma investigação de excelência que tem conduzido ao desenvolvimento de projetos de investigação com relevância, entre outros, na medicina, na bioengenharia, na biologia, na automação, no desporto, na ergonomia, na reabilitação, na terapia ocupacional, no design de produtos e serviços e na ciência dos biomateriais. Este facto está bem patente nas diferenciadas ofertas educativas na área científica, no número de projetos nacionais e europeus que se têm desenvolvido, na quantidade de eventos temáticos que as instituições de ensino e de investigação vão realizando anualmente, e no número significativo de artigos publicados em importantes revistas científicas nesses diferentes domínios do conhecimento.

A organização do 8º Congresso Nacional de Biomecânica, para além de promover a apresentação e discussão dos trabalhos e potenciar desejadas relações de colaboração entre os investigadores, teve ainda como objetivo incentivar a discussão de projetos de interesse comum, assim como estreitar laços e aproximação entre investigadores portugueses e estrangeiros, em particular com os investigadores da Comunidade dos Países de Língua Portuguesa. Também temos a esperança que o congresso tenha dado um contributo importante para a sua internacionalização, reforçando os laços de colaboração com membros investigadores da International Society of Biomechanics e da European Society of Biomechanics, sociedades científicas da qual fazem parte a SPB. Finalizamos com um sentido agradecimento a todos os membros da Comissão Científica pelo trabalho realizado na revisão dos artigos submetidos.

José António de Oliveira Simões
(Universidade de Aveiro)

Daniel Almeida Marinho
(Universidade da Beira Interior)

8.— CONGRESSO NACIONAL — DE BIOMECÂNICA

Unhais da Serra — Covilhã

Resumos dos artigos apresentados
no
8º Congresso Nacional de Biomecânica



15 e 16 de fevereiro de 2019

Unhais da Serra
Covilhã

8.— CONGRESSO NACIONAL — DE BIOMECÂNICA

Unhais da Serra — Covilhã

Ficha técnica

Título

Resumos alargados do 8º Congresso Nacional de Biomecânica

Organizadores

António Completo, Universidade de Aveiro
António Ramos, Universidade de Aveiro
Aurélio Faria, Universidade da Beira Interior
Daniel Marinho, Universidade da Beira Interior
Denis Coelho, Universidade da Beira Interior
Henrique Neiva, Universidade da Beira Interior
Jorge Ferreira, Universidade de Aveiro
José Simões, Universidade de Aveiro
Marco Santos, Universidade de Aveiro
Paulo Roriz, Instituto Universitário da Maia

Design capa

P'la T'I*N*A — This Is Not America
Elias Marques e Sérgio Correia

Impressão

FACEDESIGN

Editora

UA Editora
Universidade de Aveiro
Serviços de Biblioteca, Informação Documental e Museologia

1ª edição – janeiro 2019

Tiragem

150 exemplares

ISBN

978-972-789-586-1

Depósito legal

451508/19

8.— CONGRESSO NACIONAL — DE BIOMECÂNICA

Unhais da Serra — Covilhã

Comissão de Honra

Reitor da Universidade de Aveiro
Professor Doutor Paulo Jorge dos Santos Gonçalves Ferreira

Reitor da Universidade da Beira Interior
Professor Doutor António Carreto Fidalgo

Presidente da Câmara Municipal da Covilhã
Dr. Vítor Manuel Pinheiro Pereira

Presidente do Sociedade Portuguesa de Ortopedia e Traumatologia
Professor Doutor Fernando Fonseca

Presidente da Sociedade Portuguesa de Biomecânica
Professor Doutor João Paulo Flores Fernandes

Comissão Organizadora

Presidente
José António Simões (Universidade de Aveiro e Escola Superior de Artes e Design)

Vice-Presidente
Daniel Marinho (Universidade da Beira Interior)

Membros
António Completo (Universidade de Aveiro)
António Ramos (Universidade de Aveiro)
Aurélio Faria (Universidade da Beira Interior)
Denis Coelho (Universidade da Beira Interior)
Henrique Neiva (Universidade da Beira Interior)
Jorge Ferreira (Universidade de Aveiro)
Marco Santos (Universidade de Aveiro)
Paulo Roriz (Instituto Universitário da Maia)

Oradores Convidados

Fernando Fonseca (Universidade de Coimbra e Universidade da Beira Interior)
João Paulo Vilas-Boas (Universidade do Porto)
Luca Cristofolini (Universidade de Bolonha)
Olga Noronha

8.— CONGRESSO NACIONAL — DE BIOMECÂNICA

Unhais da Serra — Covilhã

Comissão Científica

Adélia Sequeira (Universidade de Lisboa)
António Completo (Universidade de Aveiro)
António Ramos (Universidade de Aveiro)
António Torres Marques (Universidade do Porto)
António Veloso (Universidade de Lisboa)
Arcelina Marques (Instituto Politécnico do Porto)
Aurélio Faria (Universidade da Beira Interior)
Carolina Vila-Chã (Instituto Politécnico da Guarda)
Daniel Marinho (Universidade da Beira Interior)
Daniela Vaz (Instituto Politécnico de Leiria)
Denis Coelho (Universidade da Beira Interior)
Elza Fonseca (Instituto Politécnico do Porto)
Fernando Pinho (Universidade do Porto)
Fernando Simões (Universidade de Lisboa)
Filipa João (Universidade de Lisboa)
Gonçalo Dias (Universidade de Coimbra)
Henrique Almeida (Instituto Politécnico de Leiria)
Henrique Neiva (Universidade da Beira Interior)
Joana Reis (Universidade de Évora)
João Abrantes (Universidade Lusófona)
João Folgado (Universidade de Lisboa)
João Paulo Vilas-Boas (Universidade do Porto)
Jorge Ambrósio (Universidade de Lisboa)
Jorge Belinha (Instituto Superior de Engenharia do Porto)
Jorge Ferreira (Universidade de Aveiro)
Jorge Lains (Centro de Medicina de Reabilitação da Região Centro)
José António Simões (Universidade de Aveiro)
José Luis Alves (Universidade do Minho)
José Reis Campos (Universidade do Porto)
Leandro Machado (Universidade do Porto)
Lídia Carvalho (INESC-TEC)
Luciano Menegaldo (Universidade Federal do Rio de Janeiro)
Luís Rocha (Universidade Estadual Paulista)
Luís Roseiro (Instituto Superior de Engenharia de Coimbra)
Luísa Sousa (Universidade do Porto)
Marco Parente (Universidade do Porto)
Marco Santos (Universidade de Aveiro)
Maria Augusta Neto (Universidade de Coimbra)
Mário Augusto Vaz (Universidade do Porto)
Mário Costa (Instituto Politécnico da Guarda)
Mário Marques (Universidade da Beira Interior)
Miguel Lourenço (Instituto Politécnico da Guarda)
Miguel Tavares da Silva (Universidade de Lisboa)
Mónica Abrantes Oliveira (Universidade de Aveiro)
Paulo Fernandes (Universidade de Lisboa)
Paulo Piloto (Instituto Politécnico de Bragança)
Paulo Roriz (Instituto Universitário da Maia)
Pedro Coelho (Universidade Nova de Lisboa)
Pedro Martins (Universidade do Porto)
Pedro Morouço (Instituto Politécnico de Leiria)
Renato Natal Jorge (Universidade do Porto)
Rita Santos Rocha (Instituto Politécnico de Santarém)
Ronaldo Gabriel (Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro)
Rui Lima (Universidade do Minho)
Rui Miranda Guedes (Universidade do Porto)
Rui Ruben (Instituto Politécnico de Leiria)
Vera Moniz-Pereira (Universidade de Lisboa)

8.— CONGRESSO NACIONAL — DE BIOMECÂNICA

Unhais da Serra — Covilhã

Patrocínios

Universidade de Aveiro
Universidade da Beira Interior
Sociedade Portuguesa de Biomecânica
Sociedade Portuguesa de Ortopedia e Traumatologia
ESAD.IDEA – Investigação em Design e Arte
ESAD – Escola Superior de Artes e Design
Fundação para a Ciência e a Tecnologia
Fundo de Apoio à Comunidade Científica
International Society of Biomechanics
H2otel, Congress & Medical Spa
Banco Santander
Biomech Solutions, SIMI, Kistler, Johan e Gravimeta



8.— CONGRESSO NACIONAL — DE BIOMECÂNICA

Unhais da Serra — Covilhã

Conteúdos

Forces in the water: analytical, numerical, experimental and integrated approaches leading to inverse dynamics exploratory findings João Paulo Vilas-Boas	
Digital Image Correlation techniques for biomechanical <i>in vitro</i> testing Luca Cristofolini	
Passado, presente e futuro da investigação na ortopedia: uma reflexão Fernando Fonseca	
Joalheria medicamente prescrita: Um conceito de implante(funcionalidade)-joia(estética) Olga Noronha	
The heat transfer modelling for minimization of bone tumor lesion using the cement polymerization effect V. C. C. Oliveira, A. F. Oliveira, J. Belinha, C. C. Rua, P. A. G. Piloto, E. M. M. Fonseca e R. M. Natal Jorge	001
Simulation of the swallowing process: a first approach Joana Almeida, Bruno Ribeiro, João Carlos Winck, Marco Parente e Renato Natal Jorge	003
Evaluation of the mechanical properties of agarose to mimic breast tissue Ana Margarida Teixeira e Pedro Martins	005
Male sphincter-urinary system: model development and FEM simulation António André, Sérgio Pinto e Pedro Martins	007
Virtual reality simulation of the male sphincter-urinary system Sérgio Pinto, António André e Pedro Martins	009
A statistical model of the lower limb during deep squatting Diogo F. Almeida, J. Van Houcke, P. Galibarov e E. A. Audenaert	011
Revitalization of the force simulator and adequacy of joystick loads compatible with Toucan T-27 and Supertoucan AT-29 aircraft Thiago Augusto Rochetti Bezerra, António Carlos Shimano e Paulo Roberto Pereira Santiago	013
Estudo da angiogénese durante a cicatrização usando métodos sem malha Ana Guerra, Jorge Belinha e Renato Natal Jorge	015
Effects of a flow perfusion conditions on the viability of cells seeded on anisotropic scaffolds Ângela Semitela, Gonçalo Ramalho, Paula A. A. P. Marques e António Completo	017
Comparação de dois tipos de normalização dos parâmetros cinéticos avaliados durante a marcha em idosos Vera Moniz-Pereira, Sílvia Cabral e António P. Veloso	019
Chondrocytes electro spraying: parameters optimization towards in situ cell laden scaffolds design Gonçalo Ramalho, Ângela Semitela, Cátia Sousa, Soraia Silva, Paula A. A. P. Marques e António Completo	021
Comparação da resposta biomecânica entre as vertentes do <i>fitness</i>: Zumba® e Strong by Zumba™ Célia Valente, João Andrade, Catarina Santos, Carolina Vila-Chã e Mário J. Costa	023
Influência da flutuação hormonal no controlo postural nas fases pré-ovulatória e pós-ovulatória do ciclo menstrual - <i>Biodex Balance System versus Y Balance System</i> Augusta Caldas, Joana Mendes, Alexandre Lopes e Diogo Silva	025

Influência de um dispositivo interoclusal de reposicionamento mandibular no desempenho desportivo	027
Filipa Cardoso, Francisco Maligno, João Paulo Vilas-Boas, Ricardo J. Fernandes e João Carlos Pinho	
Avaliação da pressão plantar em ginastas com diferentes superfícies de contacto	029
M. F. Paulino, L. Pinto, L. M. Roseiro, J. P. Dias, M. A. Neto e A. M. Amaro	
Sistema de monitorização capacitivo para implantes ósseos inteligentes	031
Luís Henriques, M. Soares dos Santos, A. Ramos, Jorge A. F. Ferreira, A. Torres Marques e José A. Simões	
Estimulação magnética para implantes ósseos multifuncionais	033
R. Bernardo, A. Rodrigues, Marco P. Soares dos Santos, Jorge A. Ferreira e A. Ramos	
Análise do processo de fixação de implantes traqueobrônquicos	035
Rui B. Ruben, Salvato Feijó, Mário S. Correia, Carlos A. Campos e Henrique Almeida	
Análise computacional da influência da geometria de implantes sem haste no processo de adaptação óssea do úmero	037
M. Comenda, C. Quental, J. Folgado, M. Sarmiento e J. Monteiro	
Variáveis posturais e antropométricas de atiradores de modalidades olímpicas de pistola de ar e carabina de ar na Academia da Força Aérea Brasileira	039
Rodrigo Romero Faria Santos, Douglas Toledo Batista e Antônio Carlos Shimano	
Rest length reflexes for self regulated running – summary	041
André S. Carvalho e Jorge M. Martins	
Evaluation of forearm sustained light muscular activity in PC mouse use	043
Miguel L. Lourenço e Denis A. Coelho	
The effects on lower limbs' kinematics of different lateral wedge insoles	045
Vitor Ferreira, Leandro Machado e Paulo Roriz	
Sit-to-stand biomechanics of patients with knee osteoarthritis	047
Vitor Ferreira, Leandro Machado, Adélio Vilaça, Francisco Xará-Leite e Paulo Roriz	
Improving fatigue life and creep behavior of poly lactic acid using functionalized carbon nanotubes	049
V. C. Pinto e R. M. Guedes	
Novel mechanobiological bone remodeling model coupling cell dynamics with mechanical stimuli	051
M. M. A. Peyroteo, J. Belinha, L. M. J. S. Dinis e R. M. Natal Jorge	
Predictive tools for the elastic modulus of Ti6Al4V cellular structures produced by Selective Laser Melting targeting orthopedic implants	053
F. Bartolomeu, J. Fonseca, F. S. Silva e G. Miranda	
Ti6Al4V-bioactive cellular structures: A multi-material approach to enhance cellular response	055
M. M. Costa, R. Lima, F. Melo-Fonseca, F. Bartolomeu, A. Miranda, N. A. Silva, F. S. Silva e G. Miranda	
Análise experimental do uso de uma ou duas placas de osteossíntese na estabilização de osteotomias do fémur	057
M. F. Paulino, L. M. Roseiro, I. Balacó, C. Alves, M. A. Neto e A. M. Amaro	
Numerical modelling of human cochlea and associated pathologies	059
Bruno Areias, Marco Parente, Fernanda Gentil, Eurico Almeida e Renato Natal	
On the mechanical characterization of bovine bone tissue under compressive loading	061
A. Fertuzinhos, M. Teixeira, I. Dias, P. Flores, A. Zille e N. Dourado	

Development of innovative zirconia surface designs by laser for an improved implant stability	063
D. Faria, S. Madeira, M. Buciumeanu, F. S. Silva e O. Carvalho	
Development of TPMS scaffolds for bone tissue engineering	065
A. P. G. Castro, R. B. Ruben, J. M. Guedes e P. R. Fernandes	
Análise computacional da remodelação óssea da tíbia após uma artroplastia total do joelho	067
P. Nogueira, R. Ribeiro, J. Folgado, C. Quental, P. Fernandes e J. Gamelas	
Experimental permeability analysis of TPMS scaffolds	069
T. Pires, S. Gonçalves, B. P. Gouveia, A. P. G. Castro e P. R. Fernandes	
Assessment of alternative designs for lumbar fusion cages	071
R. Guerreiro, M. T. Matos, P. R. Fernandes e A. P. G. Castro	
Influence of an innovative dental post approach in dentin mechanical behavior	073
Carla Lopes, Joana Machado, Paulo Almeida, Sampaio Fernandes, Arcelina Marques e Mário Vaz	
Modelling of the human lens complex under cataract surgery	075
M. T. Cardoso, B. Feijóo, F. J. Ribeiro e P. R. Fernandes	
Análise biomecânica de um aparelho de fixador externo em um fêmur instrumentado com sensores ópticos	077
Alessandra Kalinowski, Celso Júnio Aguiar Mendonça, Mauren Abreu de Souza, António Ramos e Jean Carlos Cardozo da Silva	
Forearm muscular movement analysis using fiber Bragg gratings in silicon elastomer packaging	079
Alessandra Kalinowski, Uilian José Dreyer, Carlos R. Zamarreño, Abián Bentor Socorro Leránóz, Sílvia Castillo Sagasta, Cicero Martelli e Jean Carlos Cardozo da Silva	
Comportamento biomecânico de ossos de ratas osteopênicas submetidas a diferentes combinações de treinamento físico	081
Álvaro C. O. Penoni, Alana S. Bueno, Luana L. F. Rosa, Bruna Leonel Carlos, Gabriela Rezende Yanagihara e Antonio Carlos Shimano	
Simulação do comportamento da cúpula do ouvido interno em casos patológicos	083
Carla F. Santos, Jorge Belinha, Fernanda Gentil, Marco Parente e Renato Natal Jorge	
Differences on spatiotemporal gait parameters between people with ACL injury and healthy ones	085
Ricardo Miguel da Silva Cacho e Maria António Castro	
3D model of the lower urinary tract for urodynamic parameters evaluation	087
Dulce Oliveira, Marco Parente e Renato Natal Jorge	
Estudo computacional dos padrões de contacto na articulação do tornozelo após lesão ligamentar	089
Gonçalo Marta, Carlos Quental, João Folgado e Francisco Guerra-Pinto	
Prevalência de Incontinência urinária de esforço em atletas de diferentes modalidades desportivas	091
Carvalhais A, Natal Jorge R e Bø K	
A study on ankle mechanical impedance estimation in short-range motion	093
Rui Moura Coelho, Hermano Igo Krebs e Jorge Martins	
Dispositivo biomecânico para controlo da força em restaurações dentárias	095
Marco Esteves, Susana Pereira, Rui Falacho, Marco Silva e Luís Roseiro	

What is the influence of the use of headphones on balance, assessed by the speed of postural oscillations, in young adults?	097
Inês Alves, Maria António Castro e Orlando Fernandes	
Neuromechanical adjustments to a single session of isotonic eccentric heavy resistance exercise	099
Cristiana Francisco, Stefan Venâncio, Nuno Serra, José António de Paz e Carolina Vila-Chã	
Metodologia 5D para previsão do comportamento mecânico de estruturas poliméricas biodegradáveis	101
Marcos V. H. Taguti, Marcelo L. Ribeiro e André F. C. Vieira	
Impacto das tecnologias aditivas no sector da saúde para o horizonte 2030	103
Emanuel Serrano, Liliana Vitorino e Henrique A. Almeida	
Otimização multiobjetivo do somatótipo para aumento do desempenho desportivo	105
Luís M. V. M. Fernandes, Ricardo M. S. Rodrigues, Eunice Oliveira, Henrique A. Almeida e Rita M. T. Ascenso	
Multiscale remodeling model for orthodontic movement considering cellular cementum	107
Emílio Mercuri, Mildred B. Hecke e Lídia Carvalho	
Influence on gait of the application of the Mulligan mobilization with movement technique, in adults of 18 to 40 years, with limited ankle dorsiflexion	109
Joel Emídio Duarte Marouvo, Maria António Castro e Luís Cavalheiro	
Análise comparativa de dados antropométricos entre estudantes portuguesas e albanesas para <i>design</i> de moda	111
Henrique A. Almeida, Rita M. T. Ascenso, Eunice Oliveira, Liliana Ferreira, Tatjana Spahiu, Ermira Shehi e Erald Piperi	
Impedance shaping for the design and control of hybrid human-machine systems	113
P. Bujalski, J. Martins e V. Cunha	
Establishing the biomechanical properties of the pubovisceralis muscle using a genetic algorithm and computational models	115
Elisabete Silva, Marco Parente, Teresa Mascarenhas e Renato Natal Jorge	
A modified parapatellar approach for the creation of osteochondral defects in sheep	117
Maria Teresa Oliveira, José Caeiro Potes, José Lopes de Castro, João Fragoso e Joana da Costa Reis	
Identification of forces applied on seat and handlebar from a static bicycle	119
João Santos, Luís Roseiro, Pedro Ferreira, Fernando Simões, Carlos Alcobia e Paulo Amaro	
Spectroscopic characterization of chitosans of fungal origin: <i>Absidia sp</i> and <i>Cunninghamella sp</i>	121
Zaida Almeida, Pedro Cruz, Francisco Avelas, Rui Ruben, Susana Silva, Maria Jorge Campos e Daniela C. Vaz	
Efeitos do treino funcional vs hidroginástica na força muscular e na oscilação do centro de pressão de idosos ativos	123
Saúl Pereira, Cláudia Vaz, Alexandra Fonseca, Nuno Serra e Carolina Vila-Chã	
Development of numerical models for the support of the aircraft seat certification	125
João Gomes, Ana Patrícia Martins e Marta Silva Carvalho	
Pre-clinical test to discriminate shoulder performance	127
Ana Margarida Bola, José António Simões e António Ramos	
Metodologia de desenvolvimento de produto aplicada à órtese infantil ajustável para membros inferiores	129
Lucas Ferrari e André F. C. Vieira	

Impact biomechanics assessment for the railway cabin interior design	131
Ana Patrícia Martins, Marta Silva Carvalho e João Milho	
HRS – equipamento biomecânico para a reabilitação da mão	133
L. Roseiro, D. Videira, F. Moita, A. Gomes, C. Páris, A. Santos, F. Carvalho e J. Lains	
Instrumentação otimizada de uma órtese rígida tornozelo-pé	135
Fernando Moita, Tiago Fonseca, Luís Roseiro e Mário Vaz	
Development of a computer interface for a restorative therapy and rehabilitation support equipment	137
Luís Soares, Anabela Gomes, César Páris, Álvaro Santos e Luís Roseiro	
Validação de um sistema de sensores inerciais no batimento de direita no ténis	139
Bruno Pedro e António P. Veloso	
Avaliação geométrica de implantes contendo paredes inclinadas sem estruturas de suporte durante a produção em processos de fabricação aditiva	141
Inês Lemos, Henrique A. Almeida e Mário S. Correia	
Orthosis design methodology - Camptocormia brace	143
Ricardo Duarte, António Ramos e Michel Mesnard	
Biological and mechanical properties of bone cement with nanoparticles - <i>In vivo</i> and <i>in vitro</i> research	145
Beata Świeczko-Żurek, Marcin Wekwejt, Anita Kajzer, Wojciech Kazjer, Karolina Siwicka, Antonio Ramos, Michel Mesnard e Jean-Marc Olive	
A clinical software to assess bone tissue failure risk	147
J. Belinha, A. F. Oliveira e R. M. Natal Jorge	
The non-linear structural response of adhesive dental bridges	149
G. Caldas, J. Belinha e R. M. Natal Jorge	
Characterization of the mechanical properties of chitosan under tensile and compressive forces: a bibliographic review	151
J. Gomes, J. Belinha e R. Natal Jorge	
Comparative analysis of different geometries of chitosan nerve guidance channels	153
J. Gomes, J. Belinha e R. Natal Jorge	
Evaluation of femur's risk of fracture caused by a bone sarcoma	155
M. M. A. Peyroteo, A.T. A. Castro, J. Belinha, E. M. M. Fonseca, R. M. Natal Jorge, V. C. C. Oliveira e A. F. Oliveira	
Using meshless methods to study the structural behaviour of human chromosomes	157
A.C.S. Veiga, J. Belinha e R.M. Natal Jorge	
Studying the influence of a blood clot in hemodynamics using meshless methods	159
M. I. A. Barbosa, J. Belinha e R. M. Natal Jorge	
Development of a new computational approach to simulate blood flow in vessels	161
M. I. A. Barbosa, M. S. Santos, J. Belinha e R. M. Natal Jorge	
Avaliação numérica de hastas curtas e longas na artroplastia press-fit da anca	163
Carlos Almeida, José Simões e António Ramos	
Comparative study of new plate for mandibular fractures	165
Tiago Semedo, Michel Mesnard e António Ramos	
3D homogenization technique for the mechanical characterization of trabecular bone tissue	167
M. Marques, J. Belinha, A. F. Oliveira, M. C. Manzanares Céspedes e R. M. Natal Jorge	

The bone tissue remodelling response due to the insertion of dental implants	169
M. Marques, H. I. Gomes, M. M. A. Peyroteo, J. Belinha e R. M. Natal Jorge	
Controlo postural da tíbia társica: “Efeitos” da ortótese do tipo AFO em sujeitos saudáveis	171
Diana Cotrim, Andreia Sousa, Rubim Santos e Augusta Silva	
Comparação de características antropométricas, cinemáticas, cinéticas e de eficiência entre nadadores e nadadoras jovens do mesmo escalão competitivo	173
J. E. Morais, H. P. Neiva e D. A. Marinho	
Analysis of the influence of different optimization-cost functions in the simulation of the human movement	175
Sérgio B. Gonçalves e Miguel Tavares da Silva	
Tissue analysis and the potential effect of combination therapy after the use of vibration plate and administration of strontium	177
Barletta-Salvatore, A.A. Pedro Henrique; Carneiro, S. R. Dandara dos Santos; Dantas, D. Dafne; Oliveira, D. Caio; Liberato, B. Emily; Campo-Moraes, M. Laise; Almeida, S. Renata; Barreto, C. Isabela; Rosa, P. Fabiana e Câmara-Pereira, S. Eliana	
Tissue analysis and the potential effect of combined therapy after HaAlg implant and vibratory plate	179
Barletta-Salvatore, A.A. Pedro Henrique; Carneiro, S. R. Dandara dos Santos; Dantas, D. Dafne; Oliveira, D. Caio; Liberato, B. Emily; Campo-Moraes, M. Laise; Almeida, S. Renata; Barreto, C. Isabela; Rosa, P. Fabiana e Câmara-Pereira, S. Eliana	
Reconstrução do movimento humano planar através da utilização de coordenadas mistas e mínimos quadrados	181
Ivo F. Roupa, Sérgio B. Gonçalves e Miguel Tavares da Silva	
Biomechanical analysis as a preventive measure to develop work-related musculoskeletal disorders	183
Sandra Gagulic, Susana Barata e Inês Diogo	
Predicting the influence of processing parameters on the thickness of Ti6Al4V thin-walled plates made by SLM	185
G. Miranda, S. Faria, F. Bartolomeu, E. Pinto, N. Alves e F. S. Silva	
Estudo térmico numérico em sarcomas ósseos	187
Cláudia C. Rua, Vânia C. C. Oliveira, Paulo A. G. Piloto, Elza M. M. Fonseca, Jorge Belinha, Renato N. Jorge e José C. Vasconcelos	
Understanding mechanobiology – Linking the mechanical stimulation to cellular response	189
F. Melo-Fonseca, Inês Mendes Pinto, M. Gasik, F. S. Silva e G. Miranda	
A preliminary numerical study to analyse stress and strain distribution in skin wounds	191
Ana Guerra, Jorge Belinha e Renato Natal Jorge	
Gait characteristics and eletromyographic activity in people with diabetes in early stages of the International Working Group on Diabetic Foot Classification Risk	193
Maria Miguel de Carvalho	
Numerical/experimental model for assessing residual tooth strength due to wear or restoration	195
Mai M. Alhamdan, Jonathan C. Knowles, Ailbhe McDonald, Carla Lopes, Joana Machado, Pedro Sousa e Mário A P Vaz	
Dispositivo biomecânico para ciclismo adaptado na classe C5	197
Francisco Sousa, João Marouvo, Paulo Amaro, Gustavo Cardoso e Luís Roseiro	
Effects of flexibility and endurance on musculoskeletal injuries of lower limb of football players	199
Gustavo Desouzar, Patrícia Pinto e Sandra Gagulic	

Dynamic measurement of architectural changes in tibialis anterior muscle during contractions based on ultrasound imaging	201
Vanessa Cunha, Pawel Buljaski, Pedro Jacinto e Jorge Martins	
Patient specific implants using additive manufacturing	203
B. Athayde Malafaya, M. C. Marques, I. A. Ferreira, M. M. F. Machado, J. Belinha, F. J. L. Alves e R. M. Natal Jorge	
Poly (glycerol sebacate) addition to 3D printed poly (ϵ-caprolactone) based scaffolds for cartilage regeneration: morphological, thermal and mechanical properties	205
Pedro Morouço, Diana Reis, Sara Biscaia e Tânia Viana	
Additive manufacturing in biomechanics and biomedical engineering: trends and challenges	207
B. Athayde Malafaya, M. C. Marques, I. A. Ferreira, M. M. F. Machado, J. Belinha, F. J. L. Alves e R. M. Natal Jorge	
Intrinsic and functional stiffness vs. antagonist co-activation: a correlational analysis in stroke patients	209
Edgar Ribeiro, Augusta Silva, Liliana Pinho, Rubim Santos, Francisco Pinho e Andreia S. P. Sousa	
Biodegradable multi-material implants for temporomandibular joint disc repair	211
Pedro Morouço, Carla Moura, Luís Francisco, David Ângelo e Nuno Alves	
Sistema de <i>biofeedback</i> para apoio a terapia ocupacional	213
Sara Almeida Alberto, Alexandra Castro, Maria José Costa e Miguel Tavares da Silva	
Design and manufacturing of a customized prosthetic foot for amputee children	215
Inês Ferreira, Paula Agulheiro, Maria José Costa, Marco Leite e Miguel T. Silva	
Development of a functional upper limb prosthesis using additive manufacturing	217
Francisco Pinheiro, Marco Leite e Miguel Tavares da Silva	
Biomechanical analysis of the shoulder joint motion in patients with rotator cuff tendinopathy	219
Joana Nunes, Sérgio Gonçalves, Carlos Quental, Guilherme F. Santos e Miguel T. Silva	
Estudo comparativo do comportamento mecânico da vertebra após vertebroplastia	221
Flávia Gonçalves, Joana Reis, Maria Teresa Oliveira e António Ramos	
Elaboração de um Cateter Duplo Lúmen (CDL) para aspiração de secreção pulmonar	223
Bruna Lima, Estevam Las Casas, Maria Machado, Marina Las-Casas, Clarice Figueiredo, Patrícia Oliveira, Igor Florencio e Rudolf Huebne	
Análise de componentes principais da variabilidade intra-sujeito na EMG de superfície dos MI em diferentes CAE's	225
C. Rodrigues, M. Correia, J. Abrantes, J. Nadal e M. Benedetti	
Avaliação da rigidez dinâmica angular nas articulações dos membros inferiores durante a locomoção normal e modificada	227
C. Rodrigues, M. Correia, J. Abrantes, J. Nadal e M. Benedetti	
Design of a passive exoskeleton to support sit-to-stand movements: Concept development	229
Luís Quinto, Sérgio B. Gonçalves e Miguel T. Silva	
Analysis of the performance of a passive ankle exoskeleton for reduction of the metabolic costs in gait	231
Pedro Pinheiro, Luís Quinto, Sérgio B. Gonçalves e Miguel T. Silva	

Andarilho instrumentado aplicado à prevenção do risco de queda de idosos	233
S. Lopes, A. Cruz, P. Parreira, J. Apóstolo, F. Couto, L. Sousa, E. Bobrowicz-Campos, F. Santos, L. Roseiro e C. Malça	
Desenvolvimento de prótese transtibial sustentável – Aplicação de tecnologias apropriadas	235
Joana S. Lopes, J. L. Esteves e A. T. Marques	
Percutaneous vertebroplasty in sheep: testing a novel mesoporous bioactive glass/calcium sulphate cement	237
Maria Teresa Oliveira, José Caeiro Potes, Maria Cristina Queiroga, José Lopes de Castro, Alfredo Pereira, João Fragoso, António Manca, Chiara Vitale-Brovarone e Joana da Costa Reis	
Desenvolvimento de um sistema <i>one-shot</i> de baixo custo para aquisição de modelos 3D	239
Rui Silva, Pedro Morouço e António Veloso	
Influence of the muscle model on the musculoskeletal dynamics of the upper limb	241
C. Quental, J. Ambrósio, M. Azevedo, S. B. Gonçalves e J. Folgado	
Inverse dynamic analysis of the human locomotion apparatus for gait	243
J. Ambrósio, H. Oliveira, C. Quental e J. Folgado	
Diferenças de sexo na distância vertical mínima do pé ao solo durante o caminhar em adultos e idosos	245
Tiago Sousa e Aurélio Faria	
Nanomoagem de hidroxiapatita bovina com vistas a ceramização	247
Rogério Erbereli, Carlos Alberto Fortulan, João Manuel Domingos de Almeida Rollo, Rymer Ramiz Tullio e Ítalo Leite Camargo	
Efeito do exercício resistido prévio na regeneração óssea na tibia de ratos	249
Jéssica Suzuki Yamanaka, Amanda Soler Elias e Antonio Carlos Shimano	
Investigação com ética	251
Orlando José Simões e José António Simões	
Captura de movimento e simulação para determinar requisitos de binários para um exosqueleto assistivo	253
Daniel Pina, Joaquim Gabriel e Renato Natal	
Determinação de músculos para controlo de exosqueleto assistivo por EMG	255
Daniel Pina, Joaquim Gabriel e Renato Natal	

Forces in the water: analytical, numerical, experimental and integrated approaches leading to inverse dynamics exploratory findings

J. Paulo Vilas-Boas

Faculdade de Desporto, CIFI2D, Universidade do Porto, Porto, Portugal
Laboratório de Biomecânica do Porto (LABIOMEPP-UP), Universidade do Porto, Porto, Portugal
President of the International Council Biomechanics and Medicine in Swimming

ABSTRACT

Biomechanics is a nuclear Science for the understanding of biological movement, including human movement, no matters if hyper-functional (sports movement), educational (physical and sports education), compromised (pathological), assisted (compensatory or boosted) or therapeutic. All considered types of human water movement (utilitarian, sportive and therapeutic) have been considered quite appealing overtime. Indeed, knowing how to swim is, since centuries, considered a matter of culture and water sports are among the most practiced in the world. Moreover, hydrotherapy is more and more prescribed by physicians, mostly due to the nature of dissipative and accommodative hydrodynamic resistance, but also due to the effect of partial, or total, reduction of weight effect due to buoyancy. So, paying attention both to water and dryland human biomechanics should be priorities of the scientific community. Nevertheless, a simple quest on PubMed (January 2019) elucidate that, among general biomechanics (biomechanics = 34258), swimming biomechanics is only a small niche (biomechanics, swimming = 316). Reasons for this expressive proportion may be searched both on the reach and interest of each area (dry land vs. water biological movement), as well as on the difficulties imposed to biomechanical research performed on water.

The goal of this contribution is to explore force production in water and its kinematical effects and, through reasoning the other way around – the inverse dynamics approach –, to give note of the first essays on internal forces assessment during water movements (Lauer et al, 2016; Lauer et al., 2017; Lauer et al., 2018). Saying this, it will be mandatory to address both force production and evaluation and to explore kinematical assessment procedures in water and dual media (water and air); and it must be stressed that kinematical characterization of underwater or dual media movements is not such a simple task. Solutions from photogrammetry to video and other light based techniques, as well as inertial procedures will be addressed.

Hydrodynamic forces relevant for biomechanical purposes are, mainly, drag forces (pressure, friction and wave), and lift forces (hydrostatic pressure and buoyancy are neglected for this purpose). Those forces are very complex in nature (Gadd, 1963) and vary as a function to water physical characteristics (or fluid physical characteristics, if we intend to mix water and air biomechanics) and flow patterns (laminar, transient and turbulent). Due to this complexity, hydrodynamic forces assessment in human biomechanics was, over years, restricted to five general approaches: (i) segmental experiments through water and wind tunnel essays (Schleihat et al., 1979); (ii) segmental experiments using pressure sensors (Takagi et al., 2014); (iii) global experimental evaluation of net propulsive forces through tethered (Morouço et al., 2011), semi-tethered (Dominguez-Castells and Arellano, 2012), towed bodies (Gomes et al., 2017) or instrumented fixed paddles (Ribeiro et al., 2013) - to allow drag estimation considering swimming velocity as constant; (iv) inverse dynamics (Vilas-Boas et al., 2010; Costa et al., 2015) and (v) numerical simulation (Silva et al., 2008; Marinho et al., 2010; Vilas-Boas et al., 2015) and analytical theoretical deductions (as some creative and very interesting biophysical solutions to hydrodynamic active drag estimation based on energy cost were waved – Rennie et al., 1975). Out from these approaches, relevant findings were extracted and will be reviewed, particularly those obtained by our research group. Moreover, once it is possible to assess external forces on fluid environments and being registered a concomitant kinematics, an inverse dynamics approach can be implemented to determine internal torques and articular forces on multibody human biomechanical models. This was also tried for the first time by our research group. Results seem to allow the characterization of kinematical chain joints efforts and, as so, the quantification of load (also work and power) during water exercises. This is not only relevant for sport training and therapeutic exercise load assessment, but particularly for the understanding of injury mechanism during water based exercise. Most of all, these new achievements are relevant for the empowerment of scientific human water biomechanics. Bringing this topic to the congress of the Portuguese Biomechanics Society is also an initiative to celebrate the Portuguese Biophysical community protagonism on the science of swimming, especially on swimming biomechanics, which may serve as an example for further development, in Portugal, of other areas of biomechanics and general science.

Key-words: kinetics, kinematics, underwater, swimming, hydrotherapy

REFERENCES

- Costa, L.; Mantha, V.R.; Silva, A.J.; Fernandes, R.J.; Marinho, D.A.; Vilas-Boas, J.P.; Machado, L.; Rouboa, A. (2015). Computational fluid dynamics vs. inverse dynamics methods to determine passive drag in two breaststroke glide positions. *J. Biomechanics*, 48(10), 2221-2226.
- Dominguez-Castells, R. and Arellano, R. (2012). Effect of different loads on stroke and coordination parameters during freestyle semi-tethered swimming. *J. Human Kinetics*, 32: 33-34.
- Gadd, G.E. (1963) The hydrodynamics of swimming. *New Scientist*, 19:483-485.
- Gomes, B.; Machado, L.; Ramos, N.V.; Conceição, F.A.V.; Sanders, R.H.; Vaz, M.A.P.; Vilas-Boas, J.P.; Pendergast, D.R. (2018). Effect of wetted surface area on friction, pressure, wave and total drag of a kayak. *Sports Biomechanics*, 17(4):453-461.
- Lauer, J.; Rouard, A.H.; Vilas-Boas, J.P. (2016). Upper limb joint forces and moments during underwater cyclical movements. *J. Biomechanics*, 49(14): 3355–3361.
- Lauer, J.; Rouard, A.H.; Vilas-Boas, J.P. (2017). Modulation of upper limb joint work and power during sculling while ballasted with varying loads. *J. Exp. Biology*, 220: 1729-1736.
- Lauer, J.; Vilas-Boas, J.P.; Rouard, A.H. (2018). Shoulder mechanical demands of slow underwater exercises in the scapular plane. *Clinical Biomechanics*, 53: 117-123.
- Marinho, D.A.; Reis, V.M.; Alves, F.B.; Vilas-Boas, J.P.; Machado, L.; Rouboa, A.I.; Silva, A.J. (2010). The use of Computational Fluid Dynamics in swimming research. *Int. J. Comput. Vision and Biomech.*, 3(1): 13-16.
- Morouço, P.; Keskinen, K.L.; Vilas-Boas, J.P.; Fernandes, R.J. (2011). Relationship between tethered forces and performance in the four conventional swimming techniques. *J. Appl. Biomechanics*, 27: 161-169.
- Novais, M.L.; Silva, A.J.; Mantha, V.R.; Ramos, R.J.; Rouboa, A.I.; Vilas-Boas, J.P.; Luis, S.R.; Marinho, D.L. (2012). The effect of depth on drag during the streamlined glide: a three-dimensional CFD analysis. *J. Human Kinetics*, 33: 55-62.
- Rennie, D.W., Pendergast, D.R., Di Prampero, P.E. (1975). Energetics of swimming in man. In: Clarys J.P., Lewillie L. (Eds.), *Swimming II*. International Series on Sport Sciences. Vol. 2. University Park Press, Baltimore; pp. 97–104.
- Ribeiro, J.; de Jesus, K.; Figueiredo, P.; Toussaint, H.; Guidetti, L.; Alves, F.; Vilas-Boas, J.P.; Fernandes, R.J. (2013). Biomechanical determinants of force production in front crawl swimming. *J. Sports Medicine and Physical Fitness*, 53, 3 (Supl. 1): 30-37.
- Schleihauf, R.E. (1979). A hydrodynamic analysis of swimming propulsion. In: Terauds J., Bedingfield E.W. (Eds.) *Swimming III*. International Series on Sport Sciences. Vol. 8. University Park Press, Baltimore; pp. 70–109.
- Silva, A.J.; Rouboa A.; Moreira, A.; Reis, V.M.; Alves, F.; Vilas-Boas, J.P.; Marinho, D.A. (2008). Analysis of drafting effects in swimming using computational fluid Dynamics. *J. Sport Science & Medicine*, 7(1): 60-66.
- Takagi H, Nakashima M, Ozaki T, Matsuuchi K (2014) Unsteady hydrodynamic forces acting on a 515 robotic arm and its flow field: application to the crawl stroke. *J. Biomechanics*, 47(6): 1401–1408
- Vilas-Boas, J.P.; Costa, L.; Fernandes, R.; Ribeiro, J.; Figueiredo, P.; Marinho, D.; Silva, A.; Rouboa, A.; Machado, L. (2010). Determination of the drag coefficient during the first and second gliding positions of the breaststroke underwater stroke. *J. Appl. Biomechanics*, 26 (3): 324 – 331.
- Vilas-Boas, J.P.; Ramos, R.J.; Fernandes, R.; Silva, A.J.; Rouboa, A.I.; Machado, L.; Barbosa, T.M.; Marinho, D. (2015). Hydrodynamic analysis of different finger positions in swimming: A Computational Fluid Dynamics approach. *J. Appl. Biomechanics*, 31: 48-55.

Digital Image Correlation techniques for biomechanical *in vitro* testing

Luca Cristofolini

Department of Industrial Engineering, Alma Mater Studiorum – Università di Bologna, Italy
luca.cristofolini@unibo.it

ABSTRACT

A range of materials and treatments are being developed to treat pathologies of the musculoskeletal system (e.g. osteoporotic fracture, tumor, spine deformity). Success or failure strongly depend on the mechanical competence of the construct, including host tissue and implantable material. To elucidate the failure mechanism of the natural, pathological or treated bone we developed an approach incorporates different experimental methods at different dimensional scales [1].

Biomechanical *in vitro* testing has extensively been performed with strain measurement methods such as strain gauging [2]. While strain gauges allow extremely accurate strain measurements, they provide only pointwise information in the area of application. Furthermore, they cannot be applied to soft tissue. Digital image correlation (DIC) has emerged as a very powerful full-field method to measure displacements and deformation [3]. Essentially, the specimen surface must be prepared with a random speckle pattern so as to allow the correlation software to track the displacement of the different areas on the specimen's surface [4]. We developed proprietary techniques to measure the full field distribution of strain in the hard and soft tissues [5-7]. While DIC is extremely powerful, it also has some limitations that cannot be neglected, chiefly random error significantly affecting the strain maps if the measurement method is not suitably optimized [5]. Such methods are limited to the accessible surface of the test specimen. More recently, it has also become possible to measure the internal displacements and strains using high-resolution computed tomography (micro-CT) in combination with Digital Volume Correlation (DVC) [8,9]. The main limitation of the latter approach lies in the extremely low loading rate, with long time intervals to allow scanning the specimen during the test. The strengths and limitation of the methods to investigate the behaviour under physiological loading and up to failure will be presented for different applications, including the tibia, hip replacement, the spine in the natural, pathological and treated conditions

A selection of the experimental results collected recently will be discussed, to show some strengths and limitations of the current *in vitro* test methods. Furthermore, the possible synergies [10,11] with numerical modeling will be discussed.

Key-words: digital image correlation (DIC), *in vitro* biomechanical testing, strain measurement

REFERENCES

- [1] Cristofolini L., Taddei F., Baleani M., Baruffaldi F., Stea S., Viceconti M., 2008 "Multiscale investigation of the functional properties of the human femur," *Philos Transact A Math Phys Eng Sci*, 366(1879), pp. 3319-41.
- [2] Cristofolini L., 2015, "In vitro evidence of the structural optimization of the human skeletal bones," *J Biomechanics*, 48(5), pp. 787-796.
- [3] Freddi A., Olmi G., Cristofolini L., 2015 *Experimental Stress Analysis for Materials and Structures: Stress Analysis Models for Developing Design Methodologies*, Springer, Cham (Switzerland).
- [4] Lionello G., Cristofolini L., 2014 "A practical approach to optimizing the preparation of speckle patterns for digital-image correlation," *Measurement Science and Technology*, 25(10), p. 107001 (107009 pages).
- [5] Palanca M., Brugo T. M., Cristofolini L., 2015 "Use of digital image correlation to investigate the biomechanics of the vertebra," *J Mechanics in Medicine and Biology*, 15(2 - article 1540004), pp. 1-10.
- [6] Palanca M., Marco M., Ruspi M. L., Cristofolini L., 2018 "Full-field strain distribution in multi-vertebra spine segments: An *in vitro* application of digital image correlation," *Medical Engineering & Physics*, 52, pp. 76-83.
- [7] Palanca M., Tozzi G., Cristofolini L., 2016 "The use of digital image correlation in the biomechanical area: a review," *International Biomechanics*, 3(1), pp. 1-21.
- [8] Palanca M., Tozzi G., Cristofolini L., Viceconti M., Dall'Ara E., 2015 "Three-Dimensional Local Measurements of Bone Strain and Displacement: Comparison of Three Digital Volume Correlation Approaches," *J Biomech Eng (ASME)*, 137(7 - article 071006), pp. 1-14.
- [9] Tozzi G., Dall'Ara E., Palanca M., Curto M., Innocente F., Cristofolini L., 2017 "Strain uncertainties from two digital volume correlation approaches in prophylactically augmented vertebrae: local analysis on bone and cement-bone microstructures," *J Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 67, pp. 117-126.
- [10] Cristofolini L., Schileo E., Juszczak M., Martelli S., Viceconti M., 2010 "Mechanical testing of bones: the positive synergy of FE models and experiments," *Philos Transact A Math Phys Eng Sci*, 368, pp. 2725-63.
- [11] Dall'Ara E., Peña-Fernández M., Palanca M., Giorgi M., Cristofolini L., Tozzi G., 2017 "Precision of Digital Volume Correlation Approaches for Strain Analysis in Bone Imaged with Micro-Computed Tomography at Different Dimensional Levels," *Frontiers in Materials*, 4(31).

Passado, presente e futuro na investigação em Ortopedia: uma reflexão

Fernando Pereira Fonseca

Universidade da Beira Interior e Universidade de Coimbra
pereirafonseca@gmail.com

RESUMO

A necessidade de tratar doenças e perturbações do sistema músculo-esquelético e deformidades do aparelho locomotor motivaram o desenvolvimento dos conhecimentos no domínio da Ortopedia, que acompanharam a medicina ao longo dos séculos. Diversos vestígios, desde os tempos mais remotos têm documentado doenças e respetivos tratamentos que hoje se enquadram na especialidade de Ortopedia. Vários são os indícios do estudo das doenças dos ossos e dos traumatismos ao longo dos tempos, reforçando a ideia de que a história da Ortopedia e da medicina andaram sempre de braço dado.

A História da Ortopedia remonta à quinta dinastia egípcia (2700 a.C.), pois, aparentemente, já se realizava a imobilização de membros com talas.

A investigação em Ortopedia tem introduzido significativos avanços no tratamento de doenças ósseas, muito particularmente através de estudos de biomecânica e de biomateriais.

No 8º Congresso Nacional de Biomecânica será apresentada uma reflexão pessoal sobre o passado, presente e futuro na investigação em Ortopedia. Para além de apresentar as diversas alterações de técnicas cirúrgicas e de tipologias de próteses (materiais e texturas) que foram sendo introduzidas no mundo ortopédico, darei especial atenção ao atual estado de arte e às perspetivas de novos desenvolvimentos, como as dos implantes custom-made, a navegação assistida por computador e robótica, o implante “inteligente” e a utilização de células estaminais.

Palavras-chave: História, Ortopedia, implante, músculo-esquelético, materiais, inovação

Joalheria medicamente prescrita: Um conceito de implante(funcionalidade)-joia(estética)

Olga Noronha

olganoronha.designer@gmail.com

RESUMO

Joalheria Medicamente Prescrita (JMP) é um conceito que, para além de questões sociopsicológicas mais profundas, propõe uma joia médica para tornar um corpo estético, naquilo que se quer evidenciar, mas pode também ser integrada e naturalizada no corpo, ou seja, tornar-se parte do corpo e desempenhar igualmente uma função. É um modo alternativo ou complementar de utilização de joias médicas, que ligando a arte e a ciência através da tecnologia, têm como função a reparação corporal atribuindo-lhe valor [1].

A noção de que o “objeto se torna o corpo” é central neste conceito, particularmente no que diz respeito a “tornar-se o corpo para além de suas próprias fronteiras” [2]. Como podem então as concepções tradicionais das fronteiras do corpo ser questionadas, transformadas ou superadas? Aqui, ao unir a divisão entre as disciplinas da medicina e da modificação corporal, a joia, como objeto, é entendida como meio para embelezamento do corpo enquanto se torna integrada e integral a esse corpo sujeito a tratamento médico.

Em JMP, o refinamento da arquitetura biológica do corpo humano não envolve nenhuma tentativa de esconder a ferida ou a imperfeição, mas sim acrescentar-se valor estético e pessoal, individualizando o processo de reparação. A ligação da prática médica com a joalheria espoleta questões éticas e morais de alguma complexidade visto que coloca em causa o “paradigma imperativo” [3] que dita a joalheria como produção de meros adornos corporais. Embora as joias possam ser vistas de diferentes prismas, como objetos que ditam estatuto, pertença cultural, crença religiosa, expressão estética pessoal, etc., no contexto da investigação e do conceito desenvolvido há uma pretensão clara para o desenvolvimento de joias que vão para além do adorno. A joia assume-se como o elemento central na transformação e reparação (médica) do corpo humano.

A função primária da joia é estética e, neste sentido, o objeto estético introduz questões pertinentes quando assumido como um dispositivo biomédico e interrogando certamente os efeitos psicofísicos que esta pode introduzir. Ao transferir a joalheria para um contexto médico visando a reparação médica, a investigação e sua prática permitem ensaiar e testar as fronteiras e os limites do que é e não é a joalheria, o que poderá mobilizar e como se poderá apresentar num contexto contrastante. Assim, na investigação realizada, é importante referir que cada peça desenvolvida apresenta uma possibilidade real de utilização médica, baseada em avaliações de biofuncionalidade e biocompatibilidade. Estas características foram estudadas, entre outras, com base no estado da arte referente às placas de fixação óssea. Estudos idênticos foram realizados para outros implantes biomédicos, como, por exemplo, próteses intra-articulares, tendo sempre como referencia o conhecimento médico/cirúrgico.

Embora tenha sido afirmado que a prótese é, em alguns casos, necessária para ajudar o paciente a recuperar a mobilidade e a aptidão para voltar a ter o desempenho pessoal e social do dia-a-dia, o aspeto funcional da prótese pode não ser capaz de preencher completamente o bem-estar psicológico e a imagem corporal do paciente [4,5]. A estética do design protésico é uma questão que tem sido abordada, no entanto muito pouca investigação teve como objetivo estudar a relação da atração estética das pessoas para com as próteses e a sua semelhança humana [6-8]. O papel da prótese vai muito além da sua característica funcional, já que a sua qualidade estética influencia as preocupações psicológicas dos pacientes. Pilllet e Didierjean-Pillet [9] afirmam que “ninguém é libertado por uma amputação, e uma prótese pode atuar como segurança, uma garantia ou um mecanismo para exigir a integridade da aparência física, que valida a integridade psicológica”. “Assim como o retorno da função física, a aparência cosmética parece desempenhar um papel importante nas sequelas psicológicas da amputação” [10].

Parece não haver dúvida de que a aparência da prótese afeta a sua aceitação e que, ao melhorar as suas qualidades estéticas, poderá haver uma melhoria considerável na imagem e no bem-estar psicológico do paciente.

JMP consiste na formulação de uma série de hipóteses que exploram cinco ‘camadas arqueológicas’ do corpo humano no sentido de apresentar diferentes propostas de ‘adorno médico’ (de exo-corpóreo para intra-articular) [1]. Estas resultam da combinação de conhecimento teórico e prático-técnico de médicos, psicólogos, de bioengenharia e biomecânica e de design, com o intuito de compreender ideias do corpo frágil e seus tratamentos.

Ao combinar o conhecimento teórico e técnico dos profissionais das áreas da medicina, da engenharia e dos designers de joalheria, muitas hipóteses surgiram relativamente ao tratamento e fragilidade do corpo. Apesar dos aspetos negativos, físicos e psicológicos, a joalheria médica tem também como objetivo facilit

tar o processo mental e físico da cura. Assim, como um corpo de múltiplas possibilidades terapêuticas, pode ajudar na compreensão do procedimento terapêutico de um modo diferente do convencional. A figura ilustra exemplos de placas de fixação óssea. Aqui, sugere-se que as placas de fixação internas possam ser feitas de ligas preciosas potencialmente biocompatíveis - ouro, prata, platina. Essas fraturas também requerem estabilização através de procedimentos cirúrgicos que consistem na aplicação de implantes de fixação - placas, parafusos e varetas intramedulares com parafusos de bloqueio.



Diferentes placas de fixação óssea em ouro, prata e diamantes.

As placas de fixação propostas também podem ser aplicadas na fixação interfalangeana, através do procedimento de artrodese, que é definido pela anulação da mobilidade de uma articulação com placas de fixação e parafusos. A destruição da articulação com consequente perda de cartilagem é geralmente causada pela presença de uma artrose degenerativa induzida por algum tipo de trauma. A artrodese é consideravelmente mais frequente no pé e tornozelo porque são articulações que suportam cargas, logo mais fáceis de desgaste ou fratura. As placas são projetadas para serem mais leves e de menor densidade, sendo a superfície principal construída em filigrana fina e detalhada com parafusos cirúrgicos de fixação. Deste modo a placa apresenta resistência adequada. As placas de fixação mais rígidas podem ser desejáveis em certas situações clínicas; em outros, uma placa menos rígida pode ser a melhor solução clínica. As questões biomecânicas estão relacionadas com compromisso resistência-rigidez para melhorar a cicatrização e fixação óssea.

Palavras-chave: Design, Arte, Implante, Biomedicina, Biojoalheria, Joia Medicamento Prescrita, Corpo

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Noronha, O. (2017). 'Becoming the body': An investigation into the possibilities and affordances of 'medical jewellery'. (Doctoral thesis, Goldsmiths College, University of London).
- [2] Bouraoui, N. (2014). Nomadic Vitalities: Becoming Beyond Boundaries in Nina Bouraoui's Writing. In A. Damlé, *The Becoming of the Body: Contemporary Women's Writing in French*. Edinburgh : Edinburgh Scholarship Online: January 2015.
- [3] Heath, M., & Tynan, C. (2010). Crafting a research proposal. *The Marketing Review*, 10(2), 147-168.
- [4] Pohjolainen, T., Alaranta, H., & Kärkäinen, M. (1990). Prosthetic use and functional and social outcome following major lower limb amputation. *Prosthetics and orthotics international*, 14(2), 75-79.
- [5] Murray, C. D. (2005). The social meanings of prosthesis use. *Journal of Health Psychology*, 10(3), 425-441.
- [6] Horgan, O., & MacLachlan, M. (2004). Psychosocial adjustment to lower-limb amputation: a review. *Disability and rehabilitation*, 26(14-15), 837-850.
- [7] Price, E. M., & Fisher, K. (2007). Further study of the emotional needs of amputees. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*, 19(4), 106-108.
- [8] Shukla, G. D., Sahu, S. C., Tripathi, R. P., & Gupta, D. K. (1982). A psychiatric study of amputees. *The British Journal of Psychiatry*, 141(1), 50-53.
- [9] Pillet, J., & Didierjean-Pillet, A. (2001). Aesthetic hand prosthesis: gadget or therapy? Presentation of a new classification. *Journal of Hand Surgery*, 26(6), 523-528.
- [10] Bhuvaneshwar, C. G., Epstein, L. A., & Stern, T. A. (2007). Reactions to amputation: recognition and treatment. *Primary care companion to the Journal of clinical psychiatry*, 9(4), 303.

The heat transfer modelling for minimization of bone tumor lesion using the cement polymerization effect

V.C.C. Oliveira¹, A.F. Oliveira², J. Belinha³, C.C. Rua⁴, P.A.G. Piloto⁵, E.M.M. Fonseca⁶, R.M. Natal Jorge⁷

^{1,2}Centro Hospitalar do Porto, Institute of Biomedical Sciences Abel Salazar, University of Porto (CHP-ICBAS), Portugal, vaniacoliveira@gmail.com, aoliveira@netc.pt

^{3,6}LAETA, INEGI, School of Engineering, Polytechnic of Porto (ISEP), Mechanical Engineering Department, Portugal, job@isep.ipp.pt, elz@isep.ipp.pt

^{4,5}LAETA, INEGI, Polytechnic of Institute of Bragança (IPB), Applied Mechanical Department, Portugal, claudiarua_17@hotmail.com, ppiloto@ipb.pt

⁷LAETA, INEGI, Faculty of Engineering of the University of Porto (FEUP), Mechanical Engineering Department, Portugal, matal@fe.up.pt

ABSTRACT

Bone tumors grow when cells divide without any control, forming a tissue mass. Bone tumors could be benign or malignant, and primary or metastatic due to systemic cancer cells dissemination. They destroy bone and lead to pathologic fractures. The main objective of this work is to study the thermal effect induced by the bone cement polymerization, in the bone metastatic tumor minimization. To assess the clinical effect, it is important to test this methodology before its application and obtain sustained results. In this work, a numerical model was developed to predict the temperature distribution produced by cement polymerization. Thus, distinct tests were produced for different cement sizes introduced in a cortical and spongy bone tumor, with or without an intramedular nail system.

Keywords: bone tumor, metastases, thermal necrosis, cement, PMMA, temperature

INTRODUCTION

Bone metastases, which are frequently diagnosed late, translate an advanced tumor stage and have a high impact in patients' quality of life and survival.

After the diagnosis and tumor staging, it is important to characterize the bone tumor lesions with specific attention to identify the size, type (osteolytic, osteoblastic, mix), location, etc. in the involved bone [1]. Tumors can destroy the spongy and cortical bone and extend to soft tissues. The bone cancer treatment is complex, and can include surgery, chemotherapy and radiotherapy, or other local or systemic treatments combinations, with the aim to cure or control the affected anatomic area.

Bone cement (polymethylmethacrylate, PMMA) are widely used in orthopaedic surgeries due to their structural and physical properties, excellent biocompatibility and easy manipulation. This material has an exothermic reaction where volumetric dimension changes during the polymerization process with heat generation [2]. The high heat generated can lead to thermal necrosis of bone cells and also residual stresses formation that can affect the endomedular systems fixation and loosening. Different authors studied the exothermic reaction of cement polymerization and reported in different publications predictive results regarding the temperature rise and residual stresses using time-dependent polymerization function [2], [3]. Others proposed empirical models for the prediction of heat generated using experimental and numerical tests [4], [5]. In this work, the bone cement PMMA was introduced to fill in a metastatic lytic lesion area, which the main objective is playing a promising role for bone tumor necrosis due to thermal effects and biomechanical stabilization for function. All results were presented to promote a discussion for better clinical benefit and if the introduced PMMA is an alternative methodology.

RESULTS AND DISCUSSION

Different numerical models were produced representing a two dimensional bone geometry with an external diameter equal to 31,2mm and with cortical thickness of 7.35mm. In the middle of the model was introduced a cement bone with the dimensions equal to H=20mm in depth and variable width L=10, 15, 20, 25 mm. Numerical models were building accordingly to average dimensions obtained from digital medical images from patients in CHP-ICBAS and approved from a biomechanical data control group [6]. All thermal material properties (cortical, spongy bone, cement, and endomedular titanium nail) are in accordance with the literature [2], [7] and summarized in Table 1. The time-temperature depend effect in PMMA was introduced in the numerical model according experimental results from literature [5]. According to the cement polymerization, a total simulation time equal to 1800 seconds was established for the numerical model:

384 seconds of heating with a peak of temperature equal to 83°C and 1416 seconds of cooling. The time end of the numerical model was 1800 seconds with an incremental time step equal to 5 seconds. Four models were reproduced without endomedular nail and another four with internal stabilization system, with a diameter equal to 11mm. When the intramedullary nailing system was reproduced, the bone cement was spread in the same quantities through spongy bone.

Table 1. Thermal material properties

Material	ρ [kg/m ³]	λ [W/mK]	C_p [J/kgK]
Cortical bone	2100	0.38	1260
Spongy bone	620	0.39	4926
Cement PMMA	1.1x10 ³	0.2	2000
Endomedular Nail (Titanium)	8900	29	377

Figure 1 represents the geometries in the study without the internal stabilization, where blue zone is the cortical tissue, violet is the spongy bone and red colour the used cement. Figure 2 represents de same models but including the endomedular nail in dark blue colour. The temperature field due the cement polymerizing effect is represented in the time instant equal to the maximum polymerization cement peak.

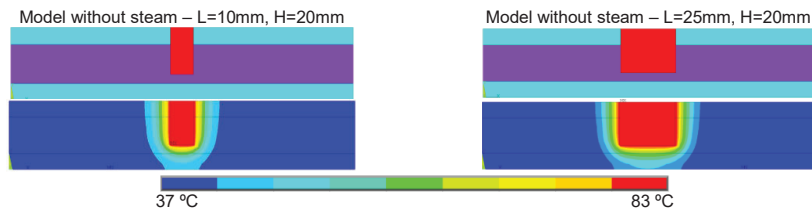


Figure 1. Geometries without endomedular nail and temperature distribution at high peak cement polymerization.

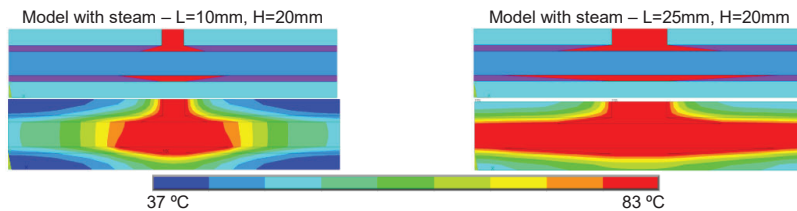


Figure 2. Geometries with endomedular nail and temperature distribution at high peak cement polymerization.

The results obtained from the numerical analysis using the finite element method permit to conclude about the high temperature spread in bone material. In conclusion, values greater than 47°C were obtained in models without internal endomedular nail, figure 1. With high width dimensions for introduced cement material, the thermal effect in bone is equal through the horizontal side spread, but increase the bone area in lateral corners of the cement zone. High quantities of cement material produce thermal necrosis in bone more pronounced in depth. Figure 2 represents the temperature field located in endomedular nail material. Here, the quantities effect of cement material induces heat transfer in all model's domain due to the titanium endomedular nail as a good material conductor.

REFERENCES

- [1] The Esmo/European Sarcoma Network Working Group. (2014). Bone sarcomas: ESMO Clinical Practice Guidelines for diagnosis, treatment and follow-up. *Annals of Oncology*, 25(Supplement 3): iii113-iii123.
- [2] Pérez, M. A., Nuño, N., Madrala, A., García-Aznar, J. M., Doblaré, M. (2009). Computational modelling of bone cement polymerization: Temperature and residual stresses. *Computers in Biology and Medicine*, 39, 751-759.
- [3] Huiskes, R. (1980). Some fundamental aspects of human joint replacement. *Acta Orthop. Scand.*, 185, 10-208.
- [4] Baliga, B. R., Rose, A. M., Ahmed, A. M. (1992). Thermal modelling of polymerizing polymethylmethacrylate, considering temperature-distribution heat generation. *J. Biomech. Eng.*, 114, 251-259.
- [5] Santos, J. G. F. S., Peixoto, L. S., Priamo, A. M., Pinto, J. C. (2006). Theoretical and Experimental Investigation of the Production of PMMA-Based Bone Cement. *Macromol. Symp.*, 243, 1-12.
- [6] Jae, H. Y., Tae G. J., Arjun R. H., Jae M. C., Chang H. H., Tae Y. K., Seung W. S. (2016). The Analysis of Biomechanical Properties of proximal after Implant Removal. *Applied Bionics and Biomechanics*, Hindawi Publishing Corporation, 10 pages.
- [7] Ikekwem, J. U., Chukwunke J. J., Omenyi S. N. (2018). Thermal Behavior of Bone cement in Hip Replacement. *Physical Science International Journal*, 17 (4), 1-14.

Simulation of the swallowing process: a first approach

Joana Almeida¹, Bruno Ribeiro¹, João Carlos Winck², Marco Parente³, Renato Natal Jorge³

¹Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Portugal
jlopesalm@gmail.com, up201505661@fe.up.pt

²Faculdade de Medicina da Universidade do Porto, Portugal, jcwinc@mail.telepac.pt

³LAETA, INEGI, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Portugal
mparente@fe.up.pt, rnatal@fe.up.pt

ABSTRACT

Dysphagia is a pathological prevalent condition characterised by the dysfunction/incoordination of the anatomical structures involved in the swallowing biomechanics [1]. It can be present as a consequence of various pathologic conditions of which the stroke should be highlighted due to the high incidence of pathology itself and dysphagia (37-78%) [1, 2].

About 50-75% of patients with dysphagia present bolus penetration of laryngeal vestibule, which means the entrance of food material in the laryngeal vestibule, above the vocal cords level. Between 20-25% of these penetrations result in airway aspiration (passage of food material below the vocal cords) [1].

The presence of food material in the lung area can induce respiratory infections (pneumonia). Dysphagia is considered the major cause of pneumonia after stroke, affecting about 20% of these patients, and causing more than 10% of deaths after stroke. Dysphagia can also result in other clinical complications, such as malnutrition and dehydration until 25% of patients after stroke [1, 2].

It implies a high negative impact on these patients quality of life. In institutional terms, dysphagia may also represent increased financial costs in order to treat associated complications.

The fast identification of a patient with dysphagia, and its detailed evaluation is, therefore, important to avoid these serious clinical consequences. A more precise knowledge of the altered mechanisms involved in the swallowing process may also allow drive the rehabilitation treatment of these patients in a more specific way (eg.: identifying and targeting rehabilitation to a specific group of muscles) [3].

There are two popular instrumental techniques for dysphagia diagnosis and evaluation, considered as gold standard: videofluoroscopic swallowing study (VFSS), also known as the Modified Barium Swallow (MBS), and fiberoptic endoscopic evaluation of swallowing (FEES) [4, 5]. However, these exams are uncomfortable, invasive, include aspiration risk and other inherent disadvantages/risks related with each technique itself [1, 4]. VFSS, for example, requires patient radiation exposure, has a limited resolution of soft tissues, as the tongue, and provides insufficient data regarding the applied forces [1, 6-9]. The optical fibre cable inserted through the nasal cavity, during FEES, can interfere with the normal bolus flow, there is a "white-out" phase (the visualisation is momentarily interrupted) during this procedure due to the oropharyngeal structures collapse and other complications, although uncommon, can occur during the optical fibre cable insertion [1, 4]. One of the most common forms of dysphagia treatment is the use of thickeners, in order to modify fluids properties (increase viscosity of liquid drinks) and, consequently, the safety of the patients during food and medication ingestion as well as of their hydration [1, 8, 10].

In a general way, computer simulation is a very useful tool to simulate and predict the behaviour of structures of a selected physical process. Thus, simulation area may contribute to a more detailed knowledge of the swallowing biomechanics and, when applied to pathologic scenarios, to identify higher risk patients and manage the treatment in a more adequate and specific way [10].

The swallowing computer simulation advantages have motivated several authors, over time, to develop increasingly complex and meaningful models. Some authors investigated the importance of anatomical and functional details for the efficacy of the swallowing process, namely epiglottis retroflexion movement and larynx elevation [9]. Other authors have more specifically addressed the tongue biomechanics and the oral fluids containment capacity [10-14]. More recently, some authors have included more complex rheological characteristics in their studies. They have analysed the liquids viscosity and density and included Newtonian and non-Newtonian fluids (representative of thickened liquids, usually used with dysphagic patients) [6-8, 11, 12, 15-19]. Some aspects relative to the bolus flow have also been added: the gravitational force, peristalsis-like movement of the pharynx, deformability, flow resistance and frictional resistance [9, 17, 20]. More recent studies have already considered the role of saliva in their models [9, 19]. Regarding the characteristics included in simulations, some improvements have been proposed to previous models, namely the replacement of solid elements by shell elements, the composition of the tongue (in two parts) and the inclusion of a soft palate [17]. The latest papers have used data from medical images (VFSS, CT scan, MRI and anatomical dissection images) in order to obtain realistic movement boundaries of oropharyngeal structures [21-26]. Some authors have already included in their analysis some pathological changes of the swallowing process. The corresponding conclusions have already allowed us to better understand the biomechanics underlying some clinical situations [17].

This paper presents a finite element model (FEM) to simulate a normal swallowing. In order to obtain a realistic geometry, the anatomical boundaries were based on medical images (MRI). A model was created using a medical imaging processing software, Mimics Research 20.0. Using different segmentation masks it is possible to identify different elements of the model. A segmentation mask is a collection of pixels of interest that constitute an object. Initially, with a regional growth tool, it was possible to obtain a three-dimensional representation of the hyoid. Subsequently, by analysing the different images through different views, a segmentation mask was created and all points belonging to the thyroid cartilage were manually selected in each slice. A three-dimensional representation of thyroid cartilage was obtained using the Smart Expand tool. This model was analysed according to a FEM. The different behaviours (kinematic data) imputed to the model were based in the most frequently patterns during a VFSS.

Keywords: Swallowing; Dysphagia; Swallowing simulation; Kinematics; Biomechanics

REFERENCES

- [1] Newman, R., et al., Effect of Bolus Viscosity on the Safety and Efficacy of Swallowing and the Kinematics of the Swallow Response in Patients with Oropharyngeal Dysphagia: White Paper by the European Society for Swallowing Disorders (ESSD) (vol 31, pg 232, 2016). *Dysphagia*, 2016. 31(5): p. 719-719.
- [2] Hayoun, P., et al., A model experiment to understand the oral phase of swallowing of Newtonian liquids. *Journal of Biomechanics*, 2015. 48(14): p. 3922-3928.
- [3] Matsuo, K. and J.B. Palmer, Anatomy and physiology of feeding and swallowing: normal and abnormal. *Phys Med Rehabil Clin N Am*, 2008. 19(4): p. 691-707, vii.
- [4] Langmore, S.E., History of Fiberoptic Endoscopic Evaluation of Swallowing for Evaluation and Management of Pharyngeal Dysphagia: Changes over the Years. *Dysphagia*, 2017. 32(1): p. 27-38.
- [5] Vilardell, N., et al., Videofluoroscopic assessment of the pathophysiology of chronic poststroke oropharyngeal dysphagia. *Neurogastroenterol Motil*, 2017. 29(10): p. 1-8.
- [6] Dantas, R.O., et al., The effect of high- vs low-density barium preparations on the quantitative features of swallowing. *AJR Am J Roentgenol*, 1989. 153(6): p. 1191-5.
- [7] Chang, M.W., B. Rosendall, and B.A. Finlayson, Mathematical modeling of normal pharyngeal bolus transport: A preliminary study. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 1998. 35(3): p. 327-334.
- [8] Nicosia, M.A. and J. Robbins, The fluid mechanics of bolus ejection from the oral cavity. *Journal of Biomechanics*, 2001. 34(12): p. 1537-1544.
- [9] Mizunuma, H., et al., Numerical Modeling and Simulation on the Swallowing of Jelly. *Journal of Texture Studies*, 2009. 40(4): p. 406-426.
- [10] Nicosia, M.A., A planar finite element model of bolus containment in the oral cavity. *Comput Biol Med*, 2007. 37(10): p. 1472-8.
- [11] Kahrilas, P.J., et al., Deglutitive Tongue Action - Volume Accommodation and Bolus Propulsion. *Gastroenterology*, 1993. 104(1): p. 152-162.
- [12] Pouderoux, P. and P.J. Kahrilas, Deglutitive tongue force modulation by volition, volume, and viscosity in humans. *Gastroenterology*, 1995. 108(5): p. 1418-26.
- [13] Kahrilas, P.J., et al., Oropharyngeal accommodation to swallow volume. *Gastroenterology*, 1996. 111(2): p. 297-306.
- [14] Napadow, V.J., et al., Biomechanical basis for lingual muscular deformation during swallowing. *Am J Physiol*, 1999. 277(3 Pt 1): p. G695-701.
- [15] Meng, Y., M.A. Rao, and A.K. Datta, Computer simulation of the pharyngeal bolus transport of Newtonian and non-Newtonian fluids. *Food and Bioprocess Processing*, 2005. 83(C4): p. 297-305.
- [16] Fairfield, C.B., J.; Gillard, P.; Miron, C.; Naire, S.; Nielsen, P.; Payvandi, S.; Porter, R.; Siggers, J.; Tindall, M. and Whittaker, R., Mathematical modelling of the normal swallow, in *UK Mathematics in Medicine Study Groups*. 2010: University of Strathclyde.
- [17] M. Sonomura, H.M., T. Numamori, H. Michiwaki, K. Nishinari, Numerical simulation of the swallowing of liquid bolus. *Journal of Texture Studies*, 2011. 42: p. 203-211.
- [18] Mackley, M.R., et al., The rheology and processing behaviour of starch and gum-based dysphagia thickeners. *Journal of Rheology*, 2013. 57(6): p. 1533-1553.
- [19] Nicosia, M.A., Theoretical Estimation of Shear Rate during the Oral Phase of Swallowing: Effect of Partial Slip. *Journal of Texture Studies*, 2013. 44: p. 132-139.
- [20] de Loubens, C., et al., A biomechanical model of swallowing for understanding the influence of saliva and food bolus viscosity on flavor release. *J Theor Biol*, 2011. 280(1): p. 180-8.
- [21] Ho, A.K., et al., A 3D swallowing simulation using smoothed particle hydrodynamics. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering: Imaging & Visualization*, 2014. 2(4): p. 237-244.
- [22] Kikuchi, T., et al., Human swallowing simulation based on videofluorography images using Hamiltonian MPS method. *Computational Particle Mechanics*, 2015. 2(3): p. 247-260.
- [23] Farazi, M.R., et al., A 3D dynamic biomechanical swallowing model for training and diagnosis of dysphagia. 2015 IEEE 12th International Symposium on Biomedical Imaging (ISBI), 2015: p. 1385-1388.
- [24] Ho, A.K., et al., Extracting moving boundaries from dynamic, multislice CT images for fluid simulation. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering: Imaging & Visualization*, 2016: p. 1-6.
- [25] Kikuchi, T., et al., Numerical simulation of interaction between organs and food bolus during swallowing and aspiration. *Computers in Biology and Medicine*, 2017. 80: p. 114-123.
- [26] Michiwaki, Y., et al., Modelling of swallowing organs and its validation using Swallow Vision®, a numerical swallowing simulator. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering: Imaging & Visualization*, 2018: p. 1-8.

Evaluation of the mechanical properties of agarose to mimic breast tissue

Ana Margarida Teixeira¹, Pedro Martins^{1,2}

¹INEGI - Instituto de Ciência e Inovação em Engenharia Mecânica e Engenharia Industrial, Portugal,

²FEUP - Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Portugal,
margarida.t28@gmail.com, palm@fe.up.pt

ABSTRACT

The breast is a vital organ for women and the pathologies associated to it such as cancer are very frequent. Breast cancer is one of the most common cancers in women, being 25% of all types of cancers (Ramião et al., 2016). One of the current therapies is mastectomy, which leads women to do breast reconstruction to recover their appearance. According to International Society of Aesthetic and Plastic Surgery, in 2017, there were 1.449.337 breast reconstructions, which represented 15.8% of all reconstructive procedures in the world (Liu, 2017).

Besides adipose, fibrous and glandular tissues, the breast also presents suspensory ligaments, which are responsible for the support of the breast (Ramião et al., 2016). All these components are in continuous change along the life of the woman, according to her age, to her menstrual cycle, menopause, pregnancy/lactation, hormone therapy and her body mass index. There are visible alterations in size and volume of the breast as well as in its sensibility.

Normal breast tissues and pathologic tissues have been studied and it has been shown that in the presence of a lesion, the tissue becomes stiffer compared to normal. Also, the malignant cancer is stiffer than the benign cancer and within the normal tissue, different types (adipose, fibrous and glandular) have different stiffness. Therefore, the mechanical properties of those tissues have been an important target of research, which leads to improvements in the diagnose of diseases, in the planning of surgeries and in aesthetic treatments.

These advancements can be also achieved using tissue-mimicking materials. The phantoms are an important tool to develop breast models and medical image techniques. They allow the training, calibration, testing and validation of new diagnostic techniques such as elastography (Ismail et al., 2017). To achieve a good performance, the phantoms must mimic the properties of breast tissue, including mechanical, optical and acoustic parameters.

The most common materials for breast phantoms are agar, gelatin and silicone (Ismail et al., 2017) (Lamouche et al., 2012) (Madsen, Hobson, Shi, Varghese, & Frank, 2005). However, each one still presents drawbacks and, therefore, the properties of biomaterials for breast phantoms continue to be studied. Agarose, the main component and the gelling fraction of agar, has been studied for tissue regeneration (Zarrintaj et al., 2018) and for mimic the breast tissue regarding the nuclear magnetic resonance parameters (Mitchell, Kundel, Joseph, & Axel, 1986). It was mentioned that agarose has unique features such as excellent biocompatibility, thermoreversible gelation behavior and physiochemical features (Zarrintaj et al., 2018). Therefore, since there is not a lot of information available in literature about the mechanical behavior of agarose, an opportunity appears to study this hydrogel in terms of mechanical properties, which was mentioned above to be a relevant feature for the breast tissue.

Thereby, the goal of this work was to evaluate if agarose is a good phantom or not for breast tissue, considering the mechanical properties. To accomplish this aim, compression tests were performed in small homogeneous block shaped agarose samples, at different agarose concentrations, ranging from 1% to 4%. The values of the parameters of each trial, such as velocity and strain amplitude, were based on literature for *ex vivo* techniques of human breast tissues. Several authors showed that the stiffness of the breast tissue is influenced by the preconditioning applied on the experimental test (Krouskop, Wheeler, Kallel, Garra, & Hall, 1998) (Wellman, Howe, Dalton, & Kern, 1999) (Umemoto et al., 2014). Therefore, preconditioning was performed in this work, with different velocities and strain amplitudes, over 25 cycles. Initially, a preload was applied to establish the contact between the surface of the sample and the indenter.

In this work, the Young's modulus was measured at two different regions of the stress/strain curve: the first region corresponded to low strain (approximately between 2,5% and 10%) and the second region corresponded to high strain (approximately between 15% and 25%). In addition, the maximum force supported by the sample at failure was measured.

The results showed that agarose can mimic breast tissue since this hydrogel has a stress/strain curve "similar" to breast tissue. Adjusting the concentration of agarose, different breast tissues can be mimicked. However, there were some contradictory results in this work when comparing agarose with breast tissue results from different authors, once in literature the values of stiffness for each breast tissue were different between studies (probably due to the different testing conditions and the life state of the woman whose tissue was analyzed in each study).

Furthermore, the results showed that the stiffness of agarose increased as the velocity of each trial increased, the stress increased as the concentration of agarose increased and the strain at failure also increased with the concentration of agarose but only until 2%, being nearly the same at higher concentrations.

Keywords: Biomechanics, Biomaterials, Agarose, Compression tests

Acknowledgements

The authors gratefully acknowledge funding from FCT, Portugal, under grant SFRH/BPD/111846/2015 and projects UROSPHINX – Project 16842 (COMPETE2020) and MImBI – PTDC/EME-APL/29875/2017, financed through FEDER and FCT.

REFERENCES

- Ismail, H. M., Pretty, C. G., Signal, M. K., Haggars, M., Zhou, C., & Chase, J. G. (2017). Mechanical behaviour of tissue mimicking breast phantom materials. *Biomedical Physics and Engineering Express*, 3(4), 45010.
- Krouskop, T. A., Wheeler, T. M., Kallel, F., Garra, B. S., & Hall, T. (1998). Elastic Moduli of Breast and Prostate Tissues under Compression. *Ultrasonic Imaging*, 20(4), 260–274.
- Lamouche, G., Kennedy, B. F., Kennedy, K. M., Bisailon, C.-E., Curatolo, A., Campbell, G., ... Sampson, D. D. (2012). Review of tissue simulating phantoms with controllable optical, mechanical and structural properties for use in optical coherence tomography. *Biomedical Optics Express*, 3(6), 1381.
- Liu, D. (2017). New plastic surgery statistics and breast reconstruction trends. Retrieved January 20, 2018, from <https://www.plasticsurgery.org/news/blog/new-plastic-surgery-statistics-and-breast-reconstruction-trends>
- Madsen, E. L., Hobson, M. A., Shi, H., Varghese, T., & Frank, G. R. (2005). Tissue-mimicking agar/gelatin materials for use in heterogeneous elastography phantoms. *Physics in Medicine and Biology*, 50(23), 5597–5618.
- Mitchell, M. D., Kundel, H. L., Joseph, P. M., & Axel, L. (1986). Agarose as a Tissue Equivalent Material. *Magnetic Resonance Imaging*, 4, 263–266.
- Ramião, N., Martins, P., Rynkevicius, R., Fernandes, A. A., Barroso, M. da L., & Santos, D. C. (2016). Biomechanical Properties of Breast Tissue, a State-of-the-art Review. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 15(5), 1307–1323.
- Umemoto, T., Ueno, E., Matsumura, T., Yamakawa, M., Bando, H., Mitake, T., & Shiina, T. (2014). Ex vivo and in vivo assessment of the non-linearity of elasticity properties of breast tissues for quantitative strain elastography. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 40(8), 1755–1768.
- Wellman, P. S., Howe, R. D., Dalton, E., & Kern, K. a. (1999). Breast Tissue Stiffness in Compression is Correlated to Histological Diagnosis. *Technical Report. Harvard BioRobotics Laboratory*, 1–15.
- Zarrintaj, P., Manouchehri, S., Ahmadi, Z., Saeb, M. R., Urbanska, A. M., Kaplan, D. L., & Mozafari, M. (2018). Agarose-based biomaterials for tissue engineering. *Carbohydrate Polymers*, 187(December 2017), 66–84.

Male sphincter-urinary system: model development and FEM simulation

António André¹, Sérgio Pinto², Pedro Martins²

¹INEGI, Porto, Portugal, aandre@inegi.up.pt, spinto@inegi.up.pt

²FEUP, Porto, Portugal, palsm@fe.up.pt

ABSTRACT

Pathologies such as urinary incontinence or benign prostatic hyperplasia (BPH) have significant prevalence and unfortunately they are not fully understood by the medical community [1]. Nowadays, this medical problem is one of the most common in ageing men [2]. Hence the authors aim to understand better the mechanical behavior of the organs affected by this disease, simulating the model created under a rectal examination.

Key-words: urinary-sphincter, urinary system, fem, simulation

INTRODUCTION

The male urinary system has unique characteristics that influence the normal physiology as well as the pathophysiology. Pathologies such as urinary incontinence or others medical problems have a significant prevalence and interfere with the day-to-day life of the men [1].

For this reason, it is very important to understand the behavior of the male sphincter-urinary system under an abnormal situation or in case of a disease such as a block in the urethra, an uncommon pressure on the bladder or pathological cases like cancer or benign prostatic hyperplasia, always paying a particular attention to the sphincter.

In order to study all these possible situations, we aim to create a functional model that is able to simulate the behavior and the interaction between organs, bones and muscles (Fig. 1).

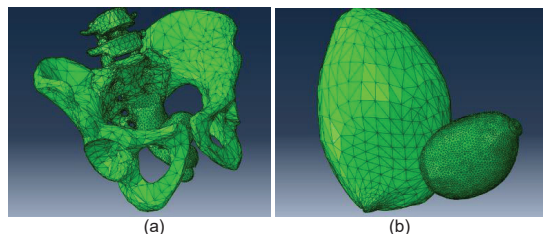


Fig. 1. (a) Male Sphincter-Urinary System model with other elements like rectum or bones surrounding; (b) Simplified Male Sphincter-Urinary System model.

METHODOLOGY

The development of the model was based on a human atlas [3], [4]. We created, developed and tested each component of the model using FEM softwares Femap (mesh), Abaqus (simulation).

After correcting the base geometry and mesh of each component, they were assembled (those considered important for the case in study), into a global FEM model of the male sphincter-urinary system (fig. 1). The next step is to import it into Abaqus. Then the boundary conditions were defined, as well as the loads/pressures/displacements, interactions and the material characteristics of each organ, bone or muscle. Finally, we proceeded to the finite element method simulation.

RESULTS/DISCUSSION

In this particular case of the study of the male sphincter-urinary system, two different cases were simulated and compared in terms of mechanical behavior (loads, deformations, displacements), considering the simplified model (fig. 1 b). A model assuming a healthy prostate and other with a benign prostatic hyperplasia were compared. In the second one, not only the material characteristics of the prostate were changed, but also geometric dimensions. We tried to replicate the boundary conditions considering the limited information available in literature.

So, we aim to understand what happens in both models at the end of the simulation, specifically how the sphincter behaves itself in a rectal examination. Unfortunately, the sphincter was not considered in this simulation, because no adequate material characteristic could be found in literature for using it in model. However, applying the same displacement in the prostate in both cases (fig. 2 a)), it is observed by the figure 2 the model with prostatic hyperplasia (fig. 2 b)) has bigger displacements in general than the healthy model (fig. 2 c)). This fact can be justified by the first model has a lower Young modulus.

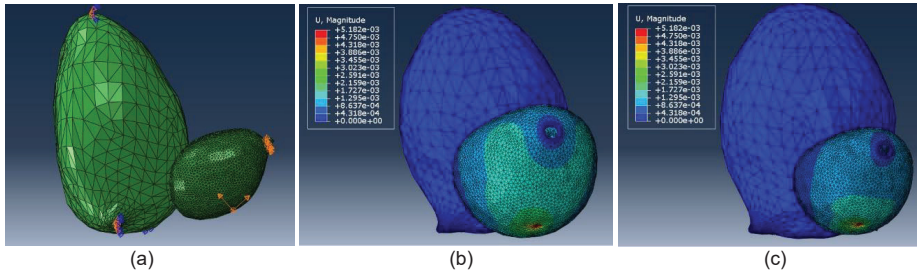


Fig.2. (a) Initial conditions of the fem simulation; (b) Model with prostatic hyperplasia; (c) Model with healthy prostate.

With this approach, we hope to contribute for a better understanding of what happens with the male sphincter-urinary system under some particular condition in terms of normal and/or pathological behavior. Hopefully this research will contribute to avoid future urinary system problems for men.

Acknowledgements

The authors gratefully acknowledge funding from FCT, Portugal, under grant SFRH/BPD/111846/2015 and projects UROSPHINX - Project 16842 (COMPETE2020), and MImBI - PTDC/EME-APL/29875/2017 financed through FEDER and FCT.

REFERENCES

- [1] Martins, P., Pinto, S., André, A., Natal, R., A virtual reality approach to the study of the male urinary system, World Congress of Biomechanics, 2018.
- [2] Kok Bin Lim, Epidemiology of benign prostatic hyperplasia, Asian Journal of Urology, 2017
- [3] F. H. Netter, Atlas of Human Anatomy. Elsevier, 2006.
- [4] R. R. Seeley, T. D. Stephens and P. Tate, Anatomy & Physiology, 6th ed. McGraw-Hill, 2003
- [5] Krouskop, T., Wheeler, T., Kallel, F., Garra, B. and Hall, T., Elastic moduli of breast and prostate tissues under compression, Ultrason Imaging Vol. 20(4), pp.260-274, 1998.
- [6] Brandão, S.; Parente M.; Mascarenhas, T.; da Silva, A. R. G.; Ramos, I. & Jorge, R. N.; Biomechanical study on the bladder neck and urethral positions: Simulation of impairment of the pelvic ligaments; Journal of biomechanics; 2014
- [7] Kaiyan Qiu, Zichen Zhao, Ghazaleh Haghiashiani, Shuang-Zhuang Guo, Mingyu He, Ruitao Su, Zhijie Zhu, Didarul B. Bhuiyan, Paari Murugan, Fanben Meng, Sung Hyun Park, Chih-Chang Chu, Brenda M. Ogle, Daniel A. Saltzman, Badrinath R. Konety, Robert M. Sweet, and Michael C. McAlpine; 3D Printed Organ Models with Physical Properties of Tissue and Integrated Sensors; Advanced materials technologies; 2017
- [8] van Beek, A. J. (1997). A finite element model of the urinary bladder Eindhoven: Technische Universiteit Eindhoven
- [9] Brandão, S., Parente, M., Mascarenhas, T., Silva, A. R., Ramos, I., Jorge, R. N., Biomechanical study on the bladder neck and urethral positions: simulation of impairment of the pelvic ligaments, Journal of Biomechanics, 2014.

Virtual reality simulation of the male sphincter-urinary system

Sérgio Pinto, António André, Pedro Martins

INEGI, Porto, Portugal
spinto@inegi.up.pt, aandre@inegi.up.pt, piasm@fe.up.pt

ABSTRACT

The male urinary system plays an important role in the physiology of the human body and can be affected by several conditions which are not yet fully understood regarding their causes or the consequences of the treatments for common pathologies. In this context, virtual reality may be an important tool for both educational and research purposes, allowing the manipulation of the organs and tissues *ex-vivo* through direct contact in a virtual scenario, granting health professionals and researchers the ability to study/manipulate the anatomy in three-dimensions or to practice surgical procedures.

Key-words: virtual reality, male urinary system, sphincter-urinary

INTRODUCTION

The male urinary system (MUS) plays a complex and unique role in the physiology of the human body and can be affected by diverse pathologies which disrupt the wellbeing and normal functioning of the patients, such as urinary incontinence, sphincter insufficiency or prostatic hyperplasia. These pathologies can lead to serious medical interventions, for example prostatectomy, or several daily inconveniences for the patient [1, 2], and the significant outcomes aren't yet fully understood by the medical community and only a few studies have been performed. In order to enable health professionals and researchers the possibility of study and manipulate the anatomy of the structures in the MUS, a virtual reality (VR) approach has been proposed, including tools that allow the direct interaction with the pathophysiology, which grants the possibility to practice surgical procedures, observe their results and contact with the actual anatomical model, before performing them in living patients [3].

METHODS

The MUS geometrical model was constructed based on anatomical features and relevant simulations were performed in accordance with the correct constraints, such as the pelvic bones and the interactions between organs, muscles and tendons. The visual information regarding those simulations, partitioned into several steps in each case, was gathered from the simulation software (ABAQUS) and later translated into the correct file formats according to previous works, in order to become compatible with the VR environment, so that they can be rendered and inserted into Unity for later visualization and interaction using the Oculus Rift and Leap Motion systems [3, 4]. These interactions were implemented using the software Unity, Leap Motion resources and C# scripts, and have the objective of controlling the animation of the simulations in regard to the sequence of frames or the position and rotation of the models.

RESULTS

The organs and muscles of the MUS are currently implemented in the VR environment, which was previously developed for other anatomical models [4]. The user can interact and visualize the simulations, which maintains the numerical and visual properties of the finite element method used. This method allows the user to navigate through the urinary system and perform intuitive movements which trigger functions implemented in the system. Such functions are useful for the manipulation of the models and in current phases of the development work new functionalities are being added, for instance the ability to easily toggle between different simulations. The new functions become challenging to implement due to the scripting resources being very specific when it comes to VR projects, which leads to several iterations and tests before an acceptable outcome.

DISCUSSION

This approach to the study of the MUS pathologies and physiology using VR tools increases their understanding, granting the user a feeling of immersion in the simulation. The implemented functionalities are still limited, due to the difficulty associated with the actual simulations and the incompatibilities between the current updates of the software used in previous versions of this project, as well as the specific scripting

necessary for the desired functionalities, as referred previously. However, soon the user will be able to interact with the model with new functionalities, which can include multiscale travels (from the entire system, to the organ simulations, and even go to the tissue and cell fields), and improved manipulation abilities. These tools will potentially allow patient specific applications, consulting and comparing different cases at the same time, store the evolution of a clinical case (in the current project this is applied to the urology field, even though there is the possibility to add any case the user desires).

Acknowledgements

The authors gratefully acknowledge funding from FCT, Portugal, under grant SFRH/BPD/111846/2015 and projects UROSPHINX – Project 16842 (COMPETE2020) and MImBI – PTDC/EME-APL/29875/2017, financed through FEDER and FCT.

REFERENCES

- [1] Gacci, M., Sebastianelli, A., Spatafora, P., Corona, G., Serni, S., Ridder, D., Gravas, S., Abrams, P. (2018). Best practice in the management of storage symptoms in male lower urinary tract symptoms: a review of the evidence base. *Therapeutic Advances in Urology*, 10(2), 79-92.
- [2] Sinha, S., Sinha, U., Malis, V., Bhargava, V., Sakamoto, K., Rajasekaran, M. (2018). Exploration of male urethral sphincter complex using diffusion tensor imaging (DTI)-based fiber-tracking. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*.
- [3] Martins, P., Pinto, S., André, A., Natal, R. (2018). A virtual reality approach to the study of the male urinary system. 8th World Congress of Biomechanics.
- [4] Pinto, S., Santos, P., Costa, P., Jansen, P., Costa, D., Paiva, A., Parente, M., Jorge, R. (2017). *Application of virtual reality techniques to a birth simulation*. 2017 4th Experiment@International Conference (exp.at'17).

A statistical model of the lower limb during deep squatting

Diogo F. Almeida¹, J. Van Houcke¹, P. Galibarov², E. A. Audenaert¹

¹Department of Orthopedic Surgery and Traumatology, Ghent University Hospital, Belgium
Diogo.MoreiraCamposFerreiradeAlmeida@ugent.be, jan.vanhoucke@ugent.be,
Emmanuel.Audenaert@ugent.be

²Anybody Technology, Aalborg, Denmark
peg@anybodytech.com

ABSTRACT

A deep squat is one of the most challenging motion for the hip and knee joints as it generates considerably high reaction forces and the approximates the fully functional flexion range of the lower limb. Pre-surgical testing of patient-specific joints undergoing total joint replacements is infeasible as there is no way to measure the joint reactions forces in vivo. In addition, pre-surgical kinetic data acquisition on a patient-specific anatomy is also scarce in the literature. Due to the geometric differences in the anatomy, the joint reaction forces and moments are highly variable amongst a population of individuals. Within this context, a statistical kinetic model of the lower limb kinetics is thoroughly presented in this paper that accounts for inter-patient variability and is able to generate new data, which will ultimately allow pre-surgical testing of the joints. Fifty subjects underwent deep squat motion capture acquisitions and lower limb magnetic resonance imaging (MRI) scans. Joint loads, moments and angles were predicted using a musculoskeletal model using patient-specific anatomy. A principal component analysis (PCA) was performed over the kinetic data in order to reduce dimensionality and identify its main modes of variation. The model proved to be accurate and compact as merely 21 principal components (PCs) account for 95% of the total variability of the population and is able to reproduce the original data with a root-mean-squared error (RMS) below 0.2 % of the total body weight. In sum, the development a non-invasive alternative for determining lower limb reaction forces and moments that accounts for inter-personal variability from a reasonably extent dataset of clinical is hereby presented. These findings can be relevant in the evaluation of young adult hip pain pre-surgically and set the starting point for the establishment of the relationship the variability of hip anatomy and kinematics.

Keywords: Lower limb kinetics, inverse dynamics, PCA, musculoskeletal model

INTRODUCTION

In biomechanics, the safety and efficiency of novel surgical techniques as well as the development of bio-compatible products ultimately rely on its capability of being tested on humans through clinical trials. Simultaneously, due to the high anatomical variability between individuals it is known that patient-specific surgery planning or implant design can improve long-time outcome of implant. Within this context, methodologies such as statistical models of the human anatomy as well as kinematics or kinetics that account for the anatomical inter-variability of the population combined with biomechanical simulation studies can provide non-invasive pre-surgical clinical output.

Lower limb kinetics can be estimated based on musculoskeletal models and ground force plates using inverse dynamics. These techniques do not often account for patient-specific variability as they use scaled generic models [1] while it was already widely shown that the geometry of musculoskeletal models is very sensitive to muscle force predictions [2]. Hence, combining the use of MRI scans with patient-specific musculoskeletal models with the statistical analysis of kinematic time series is believed to more accurately represent inter-patient kinetic variability.

MATERIALS AND METHODS

Motion data of sixty-one asymptomatic healthy male volunteers, aged 18 to 25 years old, was acquired using an eight camera motion capture system and synchronised with two force platforms. Subjects were trained to perform a smooth maximal depth squat – Figure 1A. The motion capture reflective markers were then replaced with hyper-intense vitamin A beads and subjects underwent a full lower limb MRI scan in order to obtain patient-specific lower limb models using an extension of shape model-based segmentation [3]. Collected data was imported into the Anybody modelling system (Figure 1B) and the system kinematics were obtained using an overdetermined kinematic solver to track the experimental markers in a least-squares sense. Consequently, the resultant set of joint angle trajectories was used to drive the inverse dynamic analysis - Figure 1C.

Squat trial results were trimmed from 0 to 100% of squat activity (start and end being standing position). The deepest point of the squat, defined as peak knee flexion, was fixed at 50%. The data matrix was nor-

malized by row-wise standard deviation and then mean centered as a PCA was then applied on the training matrix. As a result, the statistical model can be described as a set of principal components ranked in decreasing order according to their significance in the overall shape variance. The number of principal components retained is determined such that the cumulative variance represented is 98% of the total variance observed.

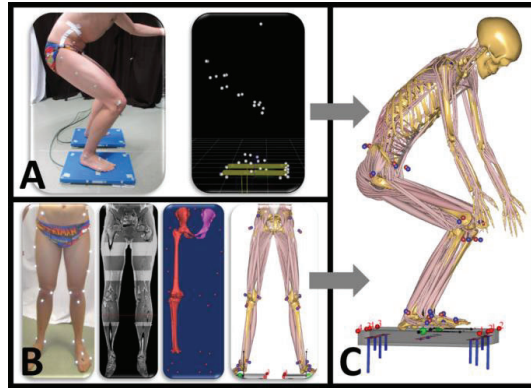


Figure 1. Overview of data input for the MoCap model. (A) Squat motion is performed standing on 2 force plates (B) Markers placed on anatomical landmarks and MRI scan of the full lower limb used for the segmentation (C) MoCap squat model.

RESULTS AND DISCUSSION

The hip joint reaction force (HJRF), the pelvic tilt, hip flexion, abduction and internal rotation, knee flexion, dorsiflexion and the knee joint reaction force (KJRF) were considered of the PCA. Reconstructed data accounts for 21 modes of variation or PCs to represent 95% of the whole variance of the statistical kinetic model. The leave-one-out test presented RMSE values below 1% between the left-out and the reconstructed data on average, considering each of the 50 subjects' measurements. Taking in account 21 PCs, the median normalized RMS values are 0.5469% for the combined components of the HJRF, 0.0739% for the pelvic tilt angle, 0.1981% for the combined rotation of the hip joint over the three axes, 0.0200% for the knee flexion, 0.3778 for the dorsi-flexion and 0.6940% for the KJRF. The inter-quartile ranges of the hip and knee joint reaction forces is considerably higher than the remaining angle measurements at the considered number of PCs. Figure 4 shows the obtained results in more detail.

The model is able to predict the total variance of measured reaction forces in a population of deep squats with accuracy and evaluate the influence that lower limb morphology has on joint contact forces. This is clinically relevant as it is one of the most demanding movements for the hip joint and can be used to estimate the mechanical behavior of a patient-specific anatomy non-invasively. Reconstructed data from the patient-specific anatomies can be used for finite-element studies on a population of THR or TKR.

PCA analysis revealed that the population of 50 squats was well represented by 10 modes resulting in 20 kinetic models (mean + 2 SDs for each mode). This represented 80% of the population variation. In terms of dimensionality reduction and compactability, the fact that 25 PCs are required to represent 95% of the population can be interpreted as limitation of the model as the combined weight of the first few modes are not significantly higher than the remaining which means acquisition noise or approximations on the inverse dynamic analysis can have a significant repercussion on data reconstruction.

CONCLUSION

The present study shows that it is possible to recreate clinical input data with accuracy based on a statistical model of the lower limb kinematics and kinetics using a PCA. The modeling of inter-patient anatomical variability was achieved based on a study population of 50 healthy individuals and can be used to generate a population of deep squat load data that accounts for both the angles and forces of the lower limb.

REFERENCES

- [1] Galloway, F., Worsley, P., Stokes, M., Nair, P., & Taylor, M. (2012). Development of a statistical model of knee kinetics for applications in pre-clinical testing. *Journal of biomechanics*, 45(1), 191-195.
- [2] Carbone, V., van der Krogt, M. M., Koopman, H. F., & Verdonchot, N. (2012). Sensitivity of subject-specific models to errors in musculo-skeletal geometry. *Journal of biomechanics*, 45(14), 2476-2480.
- [3] Almeida, D. F., Ruben, R. B., Folgado, J., Fernandes, P. R., Audenaert, E., Verheghe, B., & De Beule, M. (2016). Fully automatic segmentation of femurs with medullary canal definition in high and in low resolution CT scans. *Medical engineering & physics*, 38(12), 1474-1480.

Revitalization of the force simulator and adequacy of joystick loads compatible with Toucan T-27 and Supertoucan AT-29 aircraft

Thiago Augusto Rochetti Bezerra¹, Antônio Carlos Shimano², Paulo Roberto Pereira Santiago³

¹Brazilian Air Force, University of the Air Force, Post-Graduation Program in Operational Human Performance/PPGDHO, Brazil, thiago_rochetti@globomail.com

²Scholl of Medicine of Ribeirão Preto, Department of Biomechanics, Medicine and Rehabilitation of the Locomotor System, University of São Paulo, Brazil, ashimano@gmrp.usp.br

³School of Physical Education and Sport of Ribeirão Preto, University of São Paulo, Biomechanics and Motor Control Laboratory, Brazil, paulosantiago@usp.br

ABSTRACT

The innovative design of a "Force Simulator for the EMB 312 T-27- Toucan" aircraft was developed through the regular research support from FAPESP, N° 2005/51519-0. The result of this research project can be observed through the acquired patent (Privilege of Innovation/Registration number: 0000220708555664), 7 (seven) published articles (3 with impact factor), and presentations at National and International congresses as a result of research using this equipment. In the period from 2008 to 2017, this Simulator was widely used in the post-doctoral research of the beneficiary of the project, entitled "Analysis of Intracranial Pressure (ICP) using a non-invasive method in Brazilian Air Force Aviators submitted to increases in Gz in flight and simulator force tests", FAPESP n° 2014/21803-7. Research partnerships were carried out with researchers from the Medical School of Ribeirão Preto/USP, Institute of Physics of São Carlos/USP, Technological Institute of Aeronautics, and Center of Aerospace Research in Microgravity of the Pontifical Catholic University of RS, providing great study possibilities in the area. Aiming at the continuity of the experiments, we are requesting through FAPESP Regular Aid support for "Revitalization of the Force Simulator and suitability of compatible loads on the T-27 Toucan and AT-29 Supertoucan aircraft". The objective of this current project is to carry out more advanced research in a sector still little explored in Brazil (aerospace), but with increasing worldwide expansion, providing continuity to studies revitalizing the Force Simulator. For this we count on our experience of more than thirteen years of research in the field, highlighting the results already acquired up to the present moment, and will receive scientific support from researchers and highly specialized institutions. Thus, we won an Regular assistance and financial support for this project to the São Paulo Research Foundation (FAPESP).

Keywords: Force Simulator, Load Cell, Aerospace, Gz Load, Accelerometers.

HISTORY OF THE FORCE SIMULATOR

The Air Force Simulator (SF) of the T-27 Aircraft was built between 2005 and 2008, in the Precision Workshop of the Medical Faculty of Ribeirão Preto, University of São Paulo. The objective of this equipment is to develop a simulator of forces exerted in the joystick of the aircraft EMB 312 Toucan T-27, for evaluation of forces and physical training of pilots and cadets. The equipment created simulates, through a joystick and spring system, mechanical forces very close to the actual forces applied to the joystick during the execution of a maneuvers/acrobatics.

USE OF THE FORCE SIMULATOR FOR RESEARCH

This equipment is extremely useful in research at the Air Force Academy. Many of the physiological alterations that pilots undergo during flight can be analyzed in the force simulator without any risk. Studies have already been performed to monitor heart rate, blood pressure, and intracranial pressure using, primarily, physical exertion in the FS.

INNOVATIONS SUGGESTED IN THE REVITALIZATION OF THE FORCE SIMULATOR

The innovations of this equipment can be characterized with regard to the joint adaptability of the Force Simulator to two aircraft, these being the T-27 and AT-29 (figure 1).



Figure 1. SUPERTOUCAN AT-29 Aircraft. Source: BAF

Acknowledgement

The Authors would like to acknowledge to the financial support for *''Project of Revitalization of the Force Simulator and adequacy of joystick loads compatible with TOUCAN T-27 and SUPERTOUCAN AT-29 aircraft''*, number 2018/01206-4, to the São Paulo Research Foundation (FAPESP).

REFERENCES

- Banks C. A Discussion of Methods of Real-Time Airplane Flight Simulation. Tech Pap [Internet]. 2004;1–50. Available from: papers2://publication/uuid/65291A14-B4D2-4955-A694-D5EE53B09458
- Bürki-Cohen J, Sparko AL, Go TH. Training value of a fixed-base flight simulator with a dynamic seat. AIAA Model Simul [Internet]. 2007;(August):1–21. Available from: <http://arc.aiaa.org/doi/pdf/10.2514/6.2007-6564>
- Crouch J. Airplane trailing vortices and their control. Comptes Rendus Phys. 2005;6(4–5 SPEC. ISS.):487–99.
- Taylor HL, Lintern G, Koonce JM. Quasi-transfer as a predictor of transfer from simulator to airplane. J Gen Psychol. 1993;120(3):257–76.

Estudo da angiogénese durante a cicatrização usando métodos sem malha

Ana Guerra¹, Jorge Belinha², Renato Natal Jorge³

¹INEGI, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Portugal, aguerra@inegi.up.pt

²ISEP, Instituto Superior de Engenharia do Porto, Portugal, job@isep.ipp.pt

³FEUP, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Portugal, rnatal@fe.up.pt

RESUMO

A angiogénese é um processo essencial para manter a homeostasia dos tecidos. Neste trabalho, o modelo numérico desenvolvido permitiu obter um padrão capilar com estrutura e morfologia similar ao obtido *in vivo*. Estes modelos surgem como alternativas aos ensaios experimentais, permitindo estudar o processo angiogénico e testar novas possibilidades terapêuticas, usando métodos mais económicos e não-invasivos.

Palavras-chave: angiogénese, migração de células endoteliais, métodos sem malha

INTRODUÇÃO

A ocorrência de feridas cutâneas é frequente durante a vida. Quando o tecido é lesado, o processo de cicatrização é iniciado com o objetivo de restabelecer a sua homeostasia. Assim, estudar o processo de cicatrização é um tópico importante na área da saúde. A angiogénese, formação de novos vasos sanguíneos a partir de vasos pré-existentes, é um processo essencial durante a cicatrização. Este processo biológico garante o aporte de oxigénio e nutrientes e a remoção dos produtos do metabolismo [1]. O fator de crescimento do endotélio vascular (VEGF) é o principal fator pró-angiogénico, sendo responsável por estimular as células endoteliais a proliferar, a migrar, a se diferenciarem e a sobreviverem [2]. Dado que a angiogénese é um processo bastante complexo, as técnicas avançadas de discretização surgem como ferramentas valiosas possibilitando estudar todo o processo com o objetivo de promover ou otimizar o processo de cicatrização [3]. De facto, já foram desenvolvidos alguns modelos numéricos [4, 5, 6] que estudam o papel da angiogénese durante a cicatrização. No entanto, o desenvolvimento de modelos com maior dimensão e que incorporem a análise multi-escala ao nível molecular, celular e do tecido permanece um desafio. Assim, este trabalho tem como objetivo analisar o efeito da difusão química do VEGF na migração das células endoteliais.

MATERIAIS E MÉTODOS

O modelo computacional 2D apresentado estuda o comportamento individual das células endoteliais. No método sem malha utilizado (*Radial Point Interpolation Method*), a conectividade nodal é obtida usando o conceito de "domínio de influência". As funções de interpolação são construídas usando a técnica dos interpoladores radiais pontuais, combinando uma função de base radial com uma função polinomial para obter a aproximação [3]. No algoritmo desenvolvido foi criada uma rotina que marca as células *tip* que vão iniciar o processo angiogénico. Seguidamente, as células *tip* migram seguindo o gradiente de difusão do VEGF. A difusão química pode ser simulada numericamente usando a forma geral do *Helmholtz*, apresentada na equação:

$$D_x \frac{\partial^2 \phi}{\partial x^2} + D_y \frac{\partial^2 \phi}{\partial y^2} - g\phi + Q = 0 \quad (1)$$

Onde ϕ é a variável de campo, D_x e D_y correspondem, respetivamente, ao coeficiente de difusão na direção x e y , g é a infusibilidade química que neste trabalho foi negligenciada ($g = 0$) e Q é a concentração de VEGF de entrada. O coeficiente de difusão e as concentrações de VEGF utilizadas foram obtidas através da consulta da bibliografia disponível [7, 8]. Usando o método dos resíduos ponderados, é possível formular a seguinte sistema de equações:

$$[K_D + K_g]\Phi - q = 0 \quad (2)$$

Resolvendo a equação (2) é possível determinar a concentração de VEGF em cada nó, o que permite obter o campo VEGF, Φ . Depois de calculado o gradiente de difusão do VEGF a posição da nova célula *tip* é identificada. Por repetição deste processo foi possível obter o padrão de migração das células endoteliais.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados preliminares estão apresentados na Figura 1. Analisando as imagens é possível observar que as células endoteliais migram na direção das feridas (zona a amarelo), seguindo o gradiente de difusão do VEGF (Figura 1 A). Com o decorrer da simulação, é possível obter o padrão de migração capilar (Figure 1 B). Adicionalmente, o padrão capilar obtido nas simulações apresenta semelhanças ao obtido nos ensaios *in vivo*.

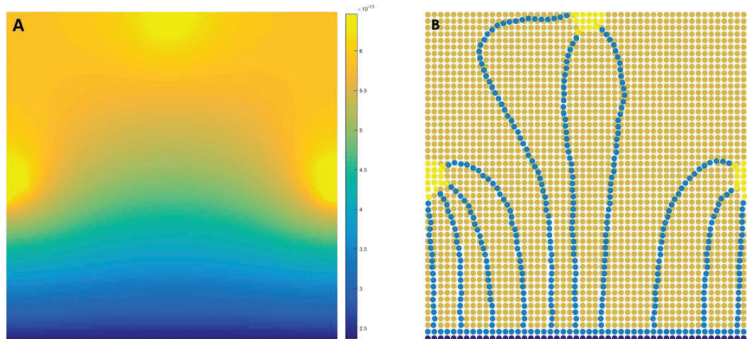


Figura 1. (A) Gradiente de difusão do VEGF. A concentração basal de VEGF utilizada foi de $2.35 \times 10^{-13} \text{ g mm}^{-3}$ e o fluxo de VEGF foi de $6.43 \times 10^{-13} \text{ g mm}^{-3}$. (B) Resultado da simulação obtido para o padrão de migração das células endoteliais usando o software em desenvolvimento.

CONCLUSÃO

O modelo computacional em desenvolvimento é ainda muito simples e certos aspetos da biologia da célula ou do tecido foram ignorados para diminuir a sua complexidade. No entanto, verificamos que o modelo numérico em desenvolvimento é uma ferramenta válida que poderá ser extremamente vantajosa para compreender qual o efeito de compostos químicos na angiogénese, complementando assim estudos biológicos e clínicos.

Agradecimentos

Os autores agradecem o financiamento disponibilizado pelo Ministério da Ciência, Tecnologia e Ensino Superior – Fundação para a Ciência e a Tecnologia (Portugal), através da bolsa SFRH/BD/133894/2017 e do projecto MIT-EXPL/ISF/0084/2017. Adicionalmente, os autores agradecem o financiamento do projecto NORTE-01-0145-FEDER-000022 – SciTech.

REFERÊNCIAS

- [1] Carmeliet, P., & Jain, R. K. (2011). Molecular mechanisms and clinical applications of angiogenesis. *Nature*, 473(7347), 298-307.
- [2] Koch, S., & Claesson-Welsh, L. (2012). Signal transduction by vascular endothelial growth factor receptors. *Cold Spring Harbor perspectives in medicine*, 2(7), a006502.
- [3] Belinha, J. (2014). *Meshless Methods in Biomechanics*. Springer.
- [4] Scianna, M., Bassino, E., & Munaron, L. (2015). A cellular Poits model analyzing differentiated cell behavior during in vivo vascularization of a hypoxic tissue. *Computers in biology and medicine*, 63, 143-156.
- [5] Sun, S., Wheeler, M. F., Obeyesekere, M., & Patrick, Jr. C. W. (2005). A deterministic model of growth factor-induced angiogenesis. *Bulletin of mathematical biology*, 67(2), 313-337.
- [6] Maggelakis, S. A. (2003). A mathematical model of tissue replacement during epidermal wound healing. *Applied mathematical modelling*, 27(3), 189-196.
- [7] Karayiannakis, A. J., Zbar, A., Polychronidis, A., & Simopoulos, C. (2003). Serum and drainage fluid vascular endothelial growth factor levels in early surgical wounds. *European surgical research*, 35(6), 492-496.
- [8] Sun, S., Wheeler, M. F., Obeyesekere, M., & Patrick, Jr. C. (2005). Nonlinear behaviors of capillary formation in a deterministic angiogenesis model. *Nonlinear analysis: theory, methods & applications*, 63(5-7), e2237-e2246.

Effects of a flow perfusion conditions on the viability of cells seeded on anisotropic scaffolds

Ângela Semitela, Gonçalo Ramalho, Paula A.A.P. Marques, António Completo

TEMA, Universidade de Aveiro, Portugal

angela.semitela@ua.pt, g.ramalho@ua.pt, paulam@ua.pt, completo@ua.pt

ABSTRACT

Articular cartilage is a highly organized tissue that it is adapted to the complex mechanical loading in joints. Given the limited self-healing abilities of this tissue, there is an increasing demand for tissue engineering approaches to develop successful cartilage replacements. However, it is difficult to mimic the biochemical and biomechanical microenvironment of the native tissue. Generally, tissue-engineered cartilage does not possess an anisotropic organization, particularly the collagen fibre alignment, which will induce a suitable cell response. The combination of electrospun scaffolds, cells and mechanical stimulation have been reported to develop tissue engineered cartilage with spatially-varying properties. Flow perfusion bioreactors have also been applied to enhance the formation and anisotropy of tissue engineered cartilage, as it imitates the physiological environment of the cartilaginous tissue. A series of anisotropic fibrous/porous electrospun scaffolds of polycaprolactone (PCL), gelatin, collagen and graphene oxide were developed, and their biocompatibility evaluated in static and perfused conditions. The results revealed that these scaffolds could not only allow cell adhesion, but also cell proliferation. The cell-seeded scaffolds subjected to flow perfusion displayed even higher cell viability, suggesting that the dynamic environment was beneficial to cell proliferation, and in the future, to the formation of tissue engineered cartilage.

Palavras-chave: Cartilage tissue engineering, Electrospun scaffolds, Anisotropic, Perfusion bioreactor

INTRODUCTION

Articular cartilage is a highly organized tissue that is adapted to the complex mechanical loading in joints. Though, this tissue doesn't own vascularization or neural networks able to participate on its regeneration [1]. Given these limitations, there is an increasing demand for tissue engineering (TE) approaches to develop successful cartilage replacements. However, it is difficult to mimic the microenvironment of the native tissue, and in the long-term, only tissue replacements with biochemical and biomechanical properties similar to those of the native tissue will resist the loading [1]. The majority of the studies dedicated to TE cartilage doesn't take in account the anisotropic organization of this tissue, particularly the collagen fiber alignment, progressing from parallel in the superficial zone, to random in the middle zone, and finally orientating perpendicular in the deep zone [2]. These topographic indications are essential to induce a suitable cell response because they influence the morphology and function of the chondrocytes and consequently the production and maintenance of the extracellular matrix (ECM) elements [3]. Thus, several factors should be taken in consideration in TE cartilage, namely the already mentioned scaffolds anisotropic organization and also dynamic mechanical environment to recreate the native one. Electrospinning has been extensively used to produce fibrous scaffolds able to resemble the structure of the native cartilaginous ECM [4,5]. Flow perfusion bioreactors have been used in TE: to increase mass transport through the interior of the scaffold, allowing efficient nutrient and oxygen supply and metabolic waste removal; and to apply mechanical stimulation, through shear stress, which will enhance cell proliferation and uniform distribution inside the fibrous scaffold [6,7].

MATERIALS AND METHODS

A series of anisotropic fibrous and porous electrospun scaffolds of polycaprolactone (PCL), gelatin, collagen and graphene oxide (GO) were developed and tested in vitro using a cartilage progenitor cell line, in static and dynamic conditions, which were provided by a flow perfusion system. First, the anisotropic fibrous layers of PCL and gelatin with depth-dependent variations in the fibrillar size and orientation were fabricated via electrospinning as described elsewhere [8]. Gelatin was added to improve the PCL surface hydrophobicity. A sacrificial agent (polyethylene glycol (PEG) particles) was introduced on the scaffolds to increase the inherent small pore size. The PEG particles, which were co-electrospun with PCL and gelatin, were then dissolved in water. These were then assembled and incorporated within a microporous GO-collagen network, already developed in the group [8]. Several anisotropic configurations were produced and characterized. The scaffolds were then sterilized, washed and slightly dried. A cartilage progenitor cell

line was seeded on the top and the bottom of the scaffolds, and their viability, morphology and migration were accessed after 3 weeks of culture under static and perfused conditions (3.75 mL/min).

RESULTS AND DISCUSSION

The results revealed that these new scaffolds could not only allow cell adhesion, but also cell proliferation, as cell viability increased through the culture period in static conditions. The phenomenon can be attributed to the following factors: the anisotropic configuration, which has been already reported as beneficial to cell proliferation [4]; and the gelatin addition and enlarged porosity [9,10], that improve the bio-inductive properties and pore size of the PCL electrospun anisotropic scaffolds previously developed by our group [8]. This trend suggests that these new scaffolds are a promising alternative solution for cartilage TE. The scaffolds were able to withstand flow perfusion without significant degradation, particularly on the fragile GO-collagen network. The dynamic environment seemed to be beneficial to cell proliferation and migration, as the cell-seeded scaffolds subjected to flow perfusion displayed higher cell viability and more uniform distribution on the inner of the scaffolds. As expected, flow perfusion increased mass transport through the scaffolds, allowing cells to migrate, which could be why in static conditions the cells did not migrate to the interior of the scaffolds [11]. The shear stress applied to the cells should be also a factor to take in consideration, and in the future, several flow rates should be investigated to further improve the beneficial influence of the flow perfusion on the formation of cartilage TE constructs.

CONCLUSIONS

The anisotropic scaffolds developed promoted cell attachment and proliferation, but flow perfusion conditions generated an even higher degree of cell proliferation, confirming that culture dynamic conditions provided by a perfusion bioreactor have a beneficial impact on cell behavior, and consequently, tissue formation.

ACKNOWLEDGEMENTS

This work was supported by the Portuguese funding of Program COMPETE-FEDER, Programa Operacional Competitividade e Internacionalização through the projects POCI-01-0145-FEDER-016574, POCI-01-0145-FEDER-028424, and CENTRO-01-0145-FEDER-022083. Also, by Fundação para a Ciência e Tecnologia I.P. (FCT, IP) through the projects PTDC/EMSTEC/3263/2014, IF/00917/2013/CP1162/CT0016 and UID/EMS/00481/2013. The authors thank to FCT for the PhD grant SFRH/BD/133129/2017 and for the Investigator Program IF/00917/2013.

REFERENCES

- [1] Sophia Fox, A. J., Bedi, A., & Rodeo, S. A. (2009). The basic science of articular cartilage: Structure, composition, and function. *Sports Health*, 1(6), 461–468.
- [2] Johnstone, B., Alini, M., Cucchiari, M., Dodge, G. R., Eglin, D., Guilak, F., Madry, H., et al. (2013). Tissue engineering for articular cartilage repair – the state of the art. *European Cells and Materials*, 25, 248–267.
- [3] Lu, L., R., O. A., D., T. S., T., B. C., & J., K. D. (2017). Engineering zonal cartilaginous tissue by modulating oxygen levels and mechanical cues through the depth of infrapatellar fat pad stem cell laden hydrogels. *Journal of Tissue Engineering and Regenerative Medicine*, 11(9), 2613–2628. Wiley-Blackwell.
- [4] McCullen, S. D., Autefage, H., Callanan, A., Gentleman, E., & Stevens, M. M. (2012). Anisotropic fibrous scaffolds for articular cartilage regeneration. *Tissue Engineering Part A*, 18(19–20), 2073–2083.
- [5] Reboredo, J. W., Weigel, T., Steinert, A., Rackwitz, L., Rudert, M., & Wallas, H. (2016). Investigation of Migration and Differentiation of Human Mesenchymal Stem Cells on Five-Layered Collagenous Electrospun Scaffold Mimicking Native Cartilage Structure. *Advanced Healthcare Materials*, 5(17), 2191–2198.
- [6] Dahlin, R. L., Meretoja, V. V., Ni, M., Kasper, F. K., & Mikos, A. G. (2012). Design of a high-throughput flow perfusion bioreactor system for tissue engineering. *Tissue Engineering Part C: Methods*, 18(10), 817–820.
- [7] Chen, G., Xu, R., Zhang, C., & Lv, Y. (2017). Responses of MSCs to 3D scaffold matrix mechanical properties under oscillatory perfusion culture. *ACS Applied Materials and Interfaces*, 9(2), 1207–1218.
- [8] Girão, A. F., Semitela, Â., Ramalho, G., Completo, A., & Marques, P. A. A. P. (2018). Mimicking nature: Fabrication of 3D anisotropic electrospun polycaprolactone scaffolds for cartilage tissue engineering applications. *Composites Part B: Engineering*, 154, 99–107.
- [9] Wang, K., Zhu, M., Li, T., Zheng, W., Li, L., Xu, M., Zhao, Q., et al. (2014). Improvement of cell infiltration in electrospun polycaprolactone scaffolds for the construction of vascular grafts. *Journal of Biomedical Nanotechnology*, 10(8), 1–11.
- [10] He, X., Feng, B., Huang, C., Wang, H., Ge, Y., Hu, R., Yin, M., et al. (2015). Electrospun gelatin/polycaprolactone nanofibrous membranes combined with a coculture of bone marrow stromal cells and chondrocytes for cartilage engineering. *International Journal of Nanomedicine*, 10, 2089–2099.
- [11] Ravichandran, A., Liu, Y., & Teoh, S. H. (2018). Review: bioreactor design towards generation of relevant engineered tissues: focus on clinical translation. *Journal of Tissue Engineering and Regenerative Medicine*, 12(1), e7–e22.

Comparação de dois tipos de normalização dos parâmetros cinéticos avaliados durante a marcha em idosos

Vera Moniz-Pereira, Sílvia Cabral, António P. Veloso

Laboratório de Biomecânica e Morfologia Funcional, CIPER, Faculdade de Motricidade Humana, veramps@fmh.ulisboa.pt; scabral@fmh.ulisboa.pt; apveloso@fmh.ulisboa.pt

RESUMO

Este estudo tem como objetivo comparar a efetividade de dois tipos de normalização (normalização relativa à massa e normalização não-dimensional) frequentemente utilizados para eliminar a correlação entre as variáveis cinéticas e os parâmetros antropométricos e para reduzir a variabilidade dos resultados relativa às diferentes características dos participantes em estudo. Para tal, foram testados 27 idosos autónomos com mais de 60 anos enquanto caminhavam. Os picos de força de reação do solo foram normalizados ao peso corporal, enquanto os picos de momento de força do tornozelo e do joelho no plano sagital foram normalizados à massa e ao produto peso corporal por altura trocântérica. Os resultados obtidos mostram que os dois métodos de normalização reduzem a força da correlação entre os parâmetros cinéticos e os parâmetros antropométricos e a variabilidade dos parâmetros avaliados.

Palavras-chave: forças de reação do solo, momentos de força articulares, locomoção, parâmetros antropométricos

INTRODUÇÃO

As forças de reação do solo e os momentos de força articulares são frequentemente testados, durante a análise biomecânica do movimento, por traduzirem as causas do mesmo. Estes parâmetros são avaliados em diversos contextos, como por exemplo, para verificar qual o efeito da idade na execução de tarefas locomotoras. Contudo, a produção de força e momento de força está também dependente das características antropométricas dos executantes, como a massa e o comprimento dos membros inferiores. Como tal, ao comparar participantes com características diferentes e de modo a isolar o efeito de determinada variável, como por exemplo, a idade, os parâmetros cinéticos são normalmente normalizados às características antropométricas dos participantes.

De entre os diferentes processos de normalização, a normalização dos parâmetros cinéticos relativamente à massa dos executantes e a normalização não dimensional proposta por Hof (1996) [1], têm sido das mais utilizadas. Os resultados relativamente a efetividade do processo de normalização apresentados na literatura têm revelado alguma controvérsia, existindo autores que mostram que os dois processos de normalização são efetivos a remover o efeito das características antropométricas individuais dos dados cinéticos [2], outros que afirmam que o processo de normalização não dimensional é mais efetivo que o processo de normalização à massa [3] e ainda outros que nenhum dos processos de normalização elimina completamente a correlação entre os parâmetros cinéticos e os dados antropométricos, estando a sua efetividade dependente da variável e do tipo de movimento analisado [4].

Face a esta controvérsia, este estudo tem como objetivo comparar a eficácia dos dois tipos de normalização mencionados, testando a correlação entre as variáveis cinéticas e os parâmetros antropométricos e comparando a variabilidade dos dados normalizados, durante a marcha em idosos.

MATERIAIS E MÉTODOS

Este estudo tem um desenho transversal e foi aprovado pelo Conselho de Ética da Faculdade de Motricidade Humana, tendo sido previamente assinado e recolhido o consentimento informado. A amostra foi constituída por 27 idosos autónomos com mais de 60 anos, sem nenhuma patologia reportada que afetasse o seu padrão de marcha.

A recolha de dados incluiu: a aplicação de um questionário de dados demográficos e de saúde, a medição de dados antropométricos (altura, altura trocântérica e massa corporal) e a captura de dados cinemáticos e cinéticos a 3D através do software Qualisys Track Manager (Qualisys AB, Gothenburg, Sweden). Esta captura foi realizada recorrendo a um sistema com 8 câmaras de alta velocidade (Qualisys Oqus 300, Qualisys AB), a funcionar no espectro infravermelho, com uma frequência de amostragem de 200 Hz, sincronizadas no espaço e no tempo com duas plataformas de força Kistler (9281B e 9283U014). Os marcadores refletivos colocados nos participantes tiveram por base a técnica de CAST [5].

Foram selecionados 3 apoios, referentes a 3 ciclos de marcha diferentes, efetuados por cada participante enquanto caminhavam à sua velocidade natural, para serem analisados. Utilizando o software Visual 3D (C-Motion, Inc) foi criado, para cada participante, um modelo de 8 segmentos (pés, pernas, coxas, pélvis e tronco) em que se restringiram os movimentos de translação em todas as articulações através do processo de otimização global [6]. Os dados recolhidos foram filtrados com um filtro passa baixo Butterworth a uma frequência de corte de 10 Hz. Os momentos de força articulares foram calculados através da dinâmica inversa e expressos relativamente ao referencial do segmento proximal.

Os picos das forças de reação do solo foram normalizados ao peso corporal, enquanto os picos dos momentos de força do tornozelo e do joelho no plano sagital foram normalizados à massa e ao peso*altura trocântérica (normalização não dimensional). Para testar a correlação entre os dados antropométricos e os dados cinéticos calcularam-se, utilizando o software IBM SPSS Statistics (version 25), os coeficientes de correlação de Spearman. A medida escolhida para testar a variabilidade dos dados foi o coeficiente de variação (CV).

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os participantes tinham uma média de idades de 71.4 ± 5.4 anos, uma massa corporal de 69.6 ± 11.9 kg e uma altura trocântérica de 0.87 ± 0.04 m.

Com exceção do pico de momento de força do joelho no plano sagital, todas as variáveis não normalizadas demonstraram ter correlações moderadas ($\rho \geq 0,5$) a elevadas ($\rho \geq 0,7$) com os parâmetros antropométricos (peso e/ou altura trocântérica).

No que diz respeito às forças de reação do solo, o processo de normalização ao peso reduziu todas as correlações para valores iguais ou inferiores a 0,2, com exceção do 2º pico da componente vertical de força de reação do solo que manteve um valor superior a 0,5 e estatisticamente significativo. O coeficiente de variação reduziu ligeiramente (entre 5 a 10%) nos valores normalizados de força de reação do solo.

Em relação aos picos de momento de força, e em concordância com [2], os dois processos de normalização demonstram diminuir a correlação com os parâmetros antropométricos (normalização à massa: $0,01 \leq \rho \leq 0,16$ vs normalização não dimensional: $0,09 \leq \rho \leq 0,33$) e reduzir ligeiramente a variabilidade dos dados, (normalização à massa: redução no CV entre 5 e 9% vs normalização não dimensional: redução no CV entre 2 e 6%).

CONCLUSÃO

Este estudo mostra que, embora haja alguma diferença entre métodos de normalização e variáveis testadas, os dois tipos de normalização são efetivos a reduzir as correlações entre os parâmetros antropométricos e os parâmetros cinéticos produzidos por uma amostra de idosos durante a marcha. Verifica-se também que os dois tipos de normalização apenas reduzem a ligeiramente variabilidade dos dados cinéticos testados.

AGRADECIMENTOS

Este trabalho de investigação tem o apoio do CIPER-FCT através dos projetos PEst-OE/SAU/UI447/2014 e UID/DTP/00447/2013.

REFERÊNCIAS

- [1] Hof, A. L. (1996). Scaling gait data to body size. *Gait & Posture*, 4(3), 222–223.
- [2] Moisoio, K. C., Sumner, D. R., Shott, S., & Hurwitz, D. E. (2003). Normalization of joint moments during gait: A comparison of two techniques. *Journal of Biomechanics*, 36(4), 599–603.
- [3] Pinzone, O., Schwartz, M. H., & Baker, R. (2016). Comprehensive non-dimensional normalization of gait data. *Gait & Posture*, 44, 68–73.
- [4] Wannop, J. W., Worobets, J. T., & Stefanyshyn, D. J. (2012). Normalization of ground reaction forces, joint moments, and free moments in human locomotion. *Journal of Applied Biomechanics*, 28(6), 665–76.
- [5] Cappozzo, A., Catani, F., Croce, U. Della, & Leardini, A. (1995). Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clinical Biomechanics*, 10(4), 171–178.
- [6] Lu, T. W., & O'Connor, J. J. (1999). Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. *Journal of Biomechanics*, 32(2), 129–34.

Chondrocytes electrospaying: parameters optimization towards in situ cell laden scaffolds design

Gonçalo Ramalho¹, Ângela Semitela¹, Cátia Sousa², Soraia Silva², Paula A.A.P. Marques¹ and António Completo¹

¹TEMA, Universidade de Aveiro, Portugal

g.ramalho@ua.pt, angela.semitela@ua.pt, paulam@ua.pt, completo@ua.pt

²Center for Neuroscience and Cell Biology, University of Coimbra, Portugal
catota_coura@hotmail.com, soraia.silva92@gmail.com

ABSTRACT

Cartilage tissue engineering (TE) is offering suitable therapeutic solutions for articular cartilage degenerative diseases, such as osteoarthritis, a big problem in contemporary society. TE is able to combine biomaterials and cells to create biomimetic scaffolds, that can mimic the depth dependent nanostructural organization of the fibrous collagen network of the native articular cartilage. This work uses the cell electrospinning technique, a recently discovered technique that could combine the electrospinning of a polymer with the electrospinning/electrospaying of cells. The objective was to find the optimal operational parameters for cell electrospaying a concentrated cell suspension of chondrocytes, that could be then coupled with concurrent electrospinning of a biopolymer. The results showed to be promising, indicating that the chondrocyte cells were resisting the electrospaying conditions and that were able to be cultured after the process.

Key-words: Cartilage Tissue Engineering, Cell Electrospaying, Scaffolds, Electrospinning.

INTRODUCTION

Cartilage tissue engineering (TE) is offering suitable therapeutic solutions for articular cartilage degenerative diseases, such as osteoarthritis, a big problem in contemporary society. By using convenient fabrication techniques, cartilage TE can combine biomaterials and cells to create biomimetic scaffolds, that can mimic the depth dependent nanostructural organization of the fibrous collagen network of the native articular cartilage [1].

One of these techniques is electrospinning, a technology capable of producing fibrous scaffolds through the application of an electric field to a determined suspension [2]. These produced scaffolds could mimic natural biological environments on which cells can be seeded on [3]. Although being a very promising technique for TE, it has major setbacks, those being the limited infiltration of cells throughout the thickness of the scaffolds and the poor penetration and accessibility of nutrients for the cells inside the obtained scaffold [3].

In 2006, Jayasinghe et al., [4], pioneered with a new technique called Cell Electrospinning (CE). This new procedure proved possible the ability to produce scaffolds containing living organisms in its structure through a method of co-axial electrospinning, in which the cells were directly electrospun under stable threading conditions inside of a biopolymer that was electrospun at the same time [4].

CE, as well as bio-electrospaying, have the possibility of ejecting high cell densities to form a controlled and desired architecture and have even been proved capable of handling whole organisms (Danio rerio, *Xenopus tropicalis*, etc) [5]. These technologies showed the capacity of handling living organisms/cells without cell damage or death being caused, while cells maintained their functions post-electrospinning, and at the same time forming viable structures that could be used for TE and clinical applications [6, 7]. This study is a preliminary effort to find the optimal operational parameters for cell electrospaying a concentrated cell suspension of chondrocytes, that could be then coupled with concurrent electrospinning of a biopolymer. After cell electrospaying, the cells were seeded on polycaprolactone/gelatin/graphene oxide (PCL/gel/GO) microporous scaffolds to measure their viability. The intended final product is a scaffold with expanded and proliferated cells in its structure for use in cartilage TE.

MATERIALS AND METHODS

A chondrocyte cellular suspension (1.24x10⁶ cells) with DMEM/F-12+1% penicillin/streptomycin + 10%FBS (FETAL BOVINE SERUM) was prepared for the experiments. The experiments consisted in testing several parameters in the cell electrospaying process in order to find the optimal ones for a good cell viability. Different needle sizes (0.36mm x 12mm and 0.4mm x 15mm), different voltages (range: 9-24 kV) for set working distances (5 cm; 10 cm; 12.5cm) and different flow rates (1.5 mL/h; 2 mL/h; 3.5 mL/h; 5

mL/h) for the electrospayed cellular suspension were tested. For this, a NANON 01 electrospinning equipment and a syringe with a diameter of 13 mm were used. The collector was a petri dish (90x20 mm) containing 6 mL of medium equal to the one used in the cellular suspension. After cell electrospay, the samples were collected and centrifuged (200g, 5 min.) to reduce total volume for 1 mL (containing the electrospayed cells) and were seeded on a 24-well plate.

The day after, cell viability was measured through the resazurin method to assess cell metabolic activity. The electrospayed cells with the best cell viability values were chosen to be seeded into PCL/gel/GO microporous scaffolds, and their viability was measured throughout a period of 21 days in static conditions.

RESULTS AND DISCUSSION

After the process of cell electrospaying, cell viability was measured and the results obtained showed promising outcomes for the conditions used. Especially in the specific case of the experiment at which the following conditions were used: needle = 0.36mm x 12mm; flow rate = 2 mL/h; voltage = 17.5kV; working distance = 12.5 cm. Under these conditions a high cell viability was obtained. Apart from having high cell viability, the obtained conditions are compatible with the conditions used for a concurrent electrospinning of biopolymers, such as collagen [8, 9].

These electrospayed cells showed a good viability, that trusted their use for seeding a PCL/gel/GO microporous scaffold. The viability results from the seeded scaffolds, were measured at day 1, 3, 7, 14 and 21 and showed a progressive increase in viability throughout the 21 days, revealing even higher viability when compared to the cells that were not electrospayed. This shows that the electrospayed cells successfully proliferated in the scaffolds which indicates that the chondrocyte cells were resisting the electrospaying conditions and were able to be cultured after this process.

AKNOWLEDGES

This work is supported by the project POCI-01-0145-FEDER-028424 suportado pelos orçamentos dos Programa Operacional Competitividade e Internacionalização (COMPETE 2020) na sua componente FEDER e pelo orçamento da Fundação para a Ciência e a Tecnologia na sua componente OE. The authors also thank FCT for the PhD grant SFRH/BD/133129/2017.

REFERENCES

- [1] - Klein, T.J., Malda, J., Sah, R.L. and Hutmacher, D.W. (2009). "Tissue Engineering of Articular Cartilage with Biomimetic Zones". *Tissue Engineering Part B: Reviews*. 15 (2).
- [2] - Jayasinghe, S. N. (2013). "Cell electrospinning: a novel tool for functionalizing fibres, scaffolds and membranes with living cells and other advanced materials for regenerative biology and medicine". *Analyst*. 138, 2215-2223.
- [3] - Ehler, E. and Jayasinghe, S. (2014). "Cell electrospinning cardiac patches for tissue engineering the heart". *Analyst*. 139, 4449-4452
- [4] - Townsend-Nicholson A. and Jayasinghe, S. N. (2006). "Cell Electrospinning: a Unique Biotechnology for Encapsulating Living Organisms for Generating Active Biological Microthreads/Scaffolds". *Biomacromolecules*. 7 (12), 3364-3369.
- [5] - Poncelet, D., de Vos, P., Suter, N. and Jayasinghe, S. N. (2012). "Bio-electrospinning and Cell Electrospinning: Progress and Opportunities for Basic Biology and Clinical Sciences". *Advanced Healthcare Materials*. 1, 27-34.
- [6] - Sampson, S. L., Saraiva, L., K. Gustafsson, Jayasinghe, S. N. and Robertson, B. D. (2013). "Cell Electrospinning: An In Vitro and In Vivo Study". *small*. 10, 78-82.
- [7] - Jayasinghe, S. N., Irvine S. and McEwan J. R. (2007). "Cell electrospinning highly concentrated cellular suspensions containing primary living organisms into cell-bearing threads and scaffolds". *Future Medicine. Nanomedicine* 2 (4), 555-567.
- [8] - Barnes, C. P., Pemble, C. W., Brand, D. D., Simpson, D. G. and Bowlin, G. L. (2007). "Cross-linking electrospun type II collagen tissue engineering scaffolds with carbodiimide in ethanol". *Tissue engineering*. 13 (7), 1593-605.
- [9] - Matthews, J. A., Boland, E. D., Wnek, G. E., Simpson, D. G. and Bowlin G. L. (2003). "Electrospinning of Collagen Type II: A Feasibility Study". *Journal of Bioactive and Compatible Polymers*. 18 (2), 125 - 134.

Comparação da resposta biomecânica entre as vertentes do *fitness*: Zumba® e Strong by Zumba™

Célia Valente¹, João Andrade¹, Catarina Santos¹, Carolina Vila-Chã^{1,2}, Mário J. Costa^{1,2}

¹Instituto Politécnico da Guarda, Portugal

²Centro de Investigação em Desporto, Saúde e Desenvolvimento Humano, CIDESD, Portugal, mario.costa@ipg.pt

RESUMO

Foi objetivo deste estudo analisar e comparar as respostas biomecânicas o Zumba® e o Strong by Zumba™. Nove praticantes do sexo feminino (idade: $42,56 \pm 4,13$; massa corporal: $65,08 \pm 5,69$ kg; estatura: $1,65\text{m} \pm 0,05\text{m}$) foram sujeitas a uma sessão de cada vertente para caracterização e comparação da resposta biomecânica dentro da parte fundamental. As variáveis biomecânicas foram adquiridas em tempo real com recurso a um sistema de monitorização compacto com acelerómetro incorporado (ZEPHYR, Anápolis, US). Foram definidas a quantidade de movimento, pico de aceleração, aceleração vertical, aceleração sagital e aceleração lateral como discriminatórias do movimento. Não se registaram diferenças na quantidade de movimento, no pico de aceleração nem na aceleração lateral entre as duas vertentes. As acelerações verticais e sagitais demonstraram-se superiores na modalidade do Zumba® comparativamente ao Strong by Zumba™. Conclui-se que existem diferentes respostas biomecânicas entre vertentes, onde os movimentos revelam-se com maior aceleração no Zumba® comparativamente ao Strong by Zumba™ essencialmente numa perspetiva sagital (e.g. frente-trás).

Palavras-chave: Zumba®, Strong by Zumba™, resposta biomecânica, desportos de academia

INTRODUÇÃO

As modalidades de grupo têm tido cada vez mais adesão por parte da comunidade dos praticantes de *fitness*, sendo que em 2017 entrou para o Top 20 das tendências mundiais, aparecendo em 6º lugar [1]. Recentemente deu-se a criação de uma nova vertente (Strong by Zumba™) que difere em determinadas características da aula de Zumba® "tradicional", focando-se principalmente em movimentos de alta intensidade intercalados com movimentos de baixa intensidade. Foi objetivo deste estudo analisar e comparar as respostas biomecânicas agudas entre as duas modalidades de *fitness*: Zumba® vs Strong by Zumba™ dentro da sua fase fundamental.

METODOLOGIA

Uma amostra de conveniência constituída por 9 participantes do sexo feminino com faixa etária compreendida entre os 36 e os 50 anos ($42,56 \pm 4,13$ anos), com estatura entre 1,60 e 1,75 metros ($1,65 \pm 0,05$ m), massa corporal entre 55 e 73,4 quilogramas ($65,08 \pm 5,69$ kg) e frequência cardíaca de repouso entre 53 e 72 batimentos por minuto ($69,0 \pm 12,45$ bpm). Todos os procedimentos foram aprovados pelo Comité Científico Institucional e realizados de acordo com a Declaração de Helsínquia nos que diz respeito à pesquisa em seres humanos.

As participantes foram sujeitas a duas condições de execução em dias distintos. A recolha de dados foi feita em duas sessões, uma de Zumba® e outra de Strong by Zumba™, com um dia de repouso entre avaliações. Ambas as sessões foram lecionadas no período final de tarde e sem que as intervenientes estivessem estado sujeitas a qualquer tipo de atividade física nesses mesmos dias. Ambas as vertentes (Zumba® ou Strong by Zumba™) foram lecionadas sempre pelo mesmo instrutor credenciado e com vasta experiência (7 anos) na condução deste tipo de atividades.

Todas as variáveis foram obtidas dentro da fase fundamental com recurso a um sistema de monitorização compacto (ZEPHYR, Anápolis, US), o qual contempla uma vertente de acelerometria e foi previamente usado na área do exercício físico demonstrando elevada fiabilidade na aquisição de dados mesmo em ambientes extremos [2]. Como indicadores foram determinadas a quantidade de movimento (Q, em Kg.m/s), o pico de aceleração (Pico Acél, em m/s^2) e as acelerações vertical, sagital e lateral (em m/s^2), em duas condições de execução em dias distintos, com um dia de repouso entre avaliações.

Recorreu-se à estatística não paramétrica para a abordagem inferencial. As diferenças entre vertentes foram analisadas recorrendo ao teste de Wilcoxon. O nível de significância foi determinado para $p \leq 0,05$.

RESULTADOS

A figura 1 representa a resposta biomecânica entre as duas vertentes. A aceleração vertical demonstrou ser mais elevada ($p = 0,04$) no Zumba® ($0,35 \pm 0,15 \text{ m/s}^2$) do que no Strong by Zumba™ ($0,29 \pm 0,15$

m/s²). A aceleração sagital também se apresentou mais elevada ($p = 0,04$) no Zumba® ($0,29 \pm 0,15$ m/s²) quando comparado com o Strong by Zumba™ ($0,18 \pm 0,09$ m/s²). Nas restantes variáveis não se registaram diferenças.

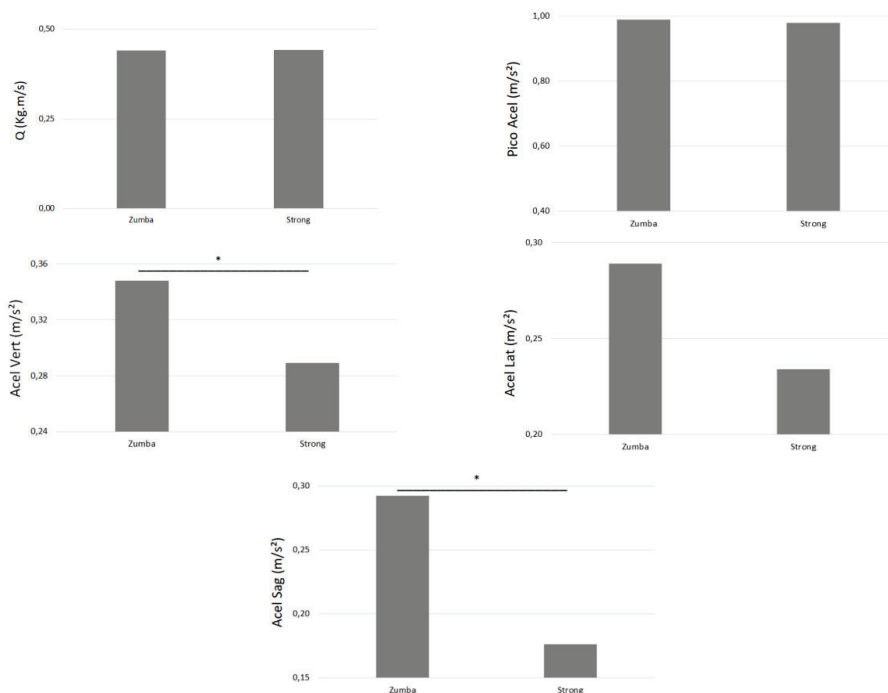


Figura 1. Comparação da resposta biomecânica entre as vertentes de Zumba® e Strong by Zumba™.

DISCUSSÃO

Nas respostas biomecânicas verificaram-se diferenças significativas na aceleração vertical e sagital, com valores superiores na vertente Zumba®. Este facto pode estar associado às características tradicionais da aula, onde mais de metade da aula (6 faixas) solicitaram deslocamentos frontais e à retaguarda, enquanto no Strong by Zumba™ os deslocamentos sobre este plano foram reduzidos. Na variável da aceleração vertical, onde se registaram também valores mais elevados na vertente Zumba®, a justificação pode passar pelo facto de existirem muitos momentos de saltos e mais consistentes em toda a aula, o que não se verificou no Strong by Zumba™. Parece-nos que o menor valor de aceleração vertical nesta última vertente se deve ao facto de existirem menos momentos de salto por este serem executados com maior intensidade.

CONCLUSÃO

Existem diferentes respostas biomecânicas entre uma aula de Zumba® e uma aula de Strong by Zumba™. Embora o estudo assuma uma perspetiva caracterizadora, estes dados poderão no futuro ajudar a um melhor entendimento de cada vertente e a aconselhar a envolvimento de cada praticante tendo em conta o seu estado de aptidão física.

REFERÊNCIAS

- [1] Thompson, W. R. (2016). Worldwide survey of fitness trends for 2017. ACSM's Health & Fitness Journal vol. 20(6). Nov-Dez.
- [2] Kim, J.; Roberge, R.; Powell, J.; Shafer, A. e Jon, W. (2013). Measurement accuracy of heart rate and respiratory rate during graded exercise and sustained exercise in the heat using Zephyr BioHarness. International Journal of Sports Medicine. 34(6):497-501.

Influência da flutuação hormonal no controlo postural nas fases pré-ovulatória e pós-ovulatória do ciclo menstrual - *Biodex Balance System versus Y Balance System*

Augusta Caldas¹, Joana Mendes², Alexandre Lopes³, Diogo Silva¹

¹Escola Superior de Saúde, CEMAH, Instituto Politécnico do Porto- Portugal; augustamcaldas@gmail.com; cesar.diogo@gmail.com

²Escola Superior de Saúde Vale do Sousa, CESPU- Portugal; joana.m97@hotmail.com

³Centro Hospitalar e Universitário do Porto, Escola Superior de Saúde, CEMAH, CIR, Instituto Politécnico do Porto- Portugal; adl@estsp.ipp.pt

RESUMO

Introdução: O controlo postural faz parte do dia-a-dia dos indivíduos e desempenha um papel preponderante em todas as atividades. As mulheres são muitas vezes excluídas de estudos devido à incerteza sobre a influência que as flutuações hormonais inerentes ao ciclo menstrual têm na sua performance motora. **Objetivo(s):** observar a aplicação de dois instrumentos de avaliação do controlo postural, bem como avaliar a influência da flutuação hormonal no controlo postural - nas fases pré-ovulatória e pós-ovulatória do ciclo menstrual. **Métodos:** estudo observacional descritivo e analítico longitudinal realizado a 16 estudantes voluntárias saudáveis da Escola Superior de Saúde do Porto. Foram realizados dois momentos de recolha, em dois momentos diferentes dos ciclos menstruais, onde as participantes foram avaliadas pelo *Biodex Balance System* e o *Y Balance System*. **Resultados:** Não se observaram alterações coerentes entre a fase folicular e a fase lútea ao nível do controlo postural. Na fase lútea foi alcançada uma maior distância pósteromedial no membro dominante com o *Y Balance Test*. **Conclusão:** O *Y Balance Test* foi o único instrumento a detetar diferenças no controlo postural entre fases do ciclo menstrual. Genericamente, as flutuações hormonais parecem não afetar o controlo postural.

Palavras-chave: Controlo Postural, Ciclo Menstrual, Avaliação Instrumental, Flutuações Hormonais

INTRODUÇÃO

O controlo postural (CP) é a capacidade de, usando estratégias adequadas, orientar e manter o corpo dentro dos limites da base de suporte [1].

O ciclo menstrual divide-se em três fases, a fase folicular, onde o folículo começa a desenvolver-se e secreta estrogénio. A ovulação, nesta fase ocorre um pico na produção de estrogénio [2]. Por último, a fase lútea compreende a formação do corpo lúteo e há produção de estrogénio e progesterona, ocorrendo um segundo pico hormonal no ciclo [2].

Assim, o presente estudo pretende observar a aplicação de dois instrumentos de avaliação do CP, com o intuito de verificar qual o mais sensível às alterações que o ciclo menstrual possa induzir no CP. É também objetivo do estudo avaliar a influência da flutuação hormonal no CP - nas fases pré-ovulatória e pós-ovulatória do ciclo menstrual.

MATERIAIS E MÉTODOS

Desenho de estudo: O desenho de estudo foi observacional descritivo e analítico longitudinal.

Amostra: O presente estudo teve como população 16 voluntárias do sexo feminino da Escola Superior de Saúde (ESS) do Porto, com idades compreendidas entre os 18 e os 34 anos.

Instrumentos: *Biodex Balance System*® (BBS) e *Y Balance Test* (YBT).

Procedimentos: A parte experimental do estudo foi desenvolvida no Centro de Estudos do Movimento e Atividade Humana (CEMAH) da ESS do Porto. A recolha de dados realizou-se em dois momentos, durante a fase folicular e durante a fase lútea. As recolhas nos instrumentos foram sempre aleatórias. A avaliação através do BBS deu-se em três condições: plataforma estável; plataforma estável com superfície de esponja (8 cm); e plataforma com superfície instável (nível 4). Os testes foram realizados aleatoriamente para os três pisos com dois diferentes apoios: unipodal esquerdo ou direito. A segunda parte de cada recolha deu-se no *Y Balance Test* (YBT).

Ética: A todos os participantes, foi entregue uma declaração de consentimento informado. O estudo foi também submetido à comissão de ética da ESS do Porto e aprovado pelo diretor do CEMAH.

Estatística: Para a análise estatística foi utilizado o software SPSS 22.0 (*Statistical Package for the Social Sciences*®, IBM Portugal, Lisboa, Portugal), tendo-se considerado um nível de significância de 0,05. Relativamente à estatística descritiva, recorreu-se à média e à mediana e aos respetivos desvios padrão e percentis, como medidas de tendência central [3]. De forma a comparar o comportamento do CP entre as duas fases do ciclo menstrual recorreu-se ao teste de Wilcoxon, para comparação do comportamento do CP entre as duas fases do ciclo menstrual.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

A amostra final, constituída por 16 participantes, foi caracterizada quanto a dados antropométricos, valores médios e respetivos desvios padrão: 21,7 (4,6) anos, 51,7 (0,9) quilogramas, 165,7 (14,8) metros.

De uma forma global, na avaliação do CP através do BBS os valores médios obtidos foram maiores na fase folicular em relação à fase lútea, em relação ao YBT os valores médios alcançados foram superiores na fase lútea. Foram encontradas apenas diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$) na avaliação através do YBT na condição de apoio unipodal do membro dominante, na direção pósterio-medial, sendo que na fase lútea é alcançada uma distância maior. Na interpretação destes resultados foi formulada a hipótese de que o CP seria afetado negativamente durante a fase folicular. Os recetores de estrogénio encontrados no tecido conjuntivo das mulheres e o seu efeito positivo na produção de colagénio leva-nos a crer que em fases de maior concentração sanguínea de estrogénio haja uma maior produção de colagénio [4,5]. Por outro lado, existe evidência que constata que há uma maior incidência de lesões na ovulação e fase lútea, precisamente quando existe esse pico de produção de estrogénio, alegadamente protetor pela influência positiva na produção de colagénio. Também nesta linha de pensamento vários autores afirmaram que a laxidez ligamentar estaria aumentada durante a ovulação e a fase lútea em comparação com a fase folicular do ciclo menstrual, sugerindo que nestas fases encontraríamos um CP afetado pela diminuição da congruência articular [6-8]. Os resultados do presente estudo não permitem apoiar nenhuma das duas hipóteses.

CONCLUSÕES

Não é possível afirmar com clareza qual o instrumento mais sensível às alterações que o ciclo menstrual parece induzir no controlo postural. Não foi possível observar uma influência pela parte das flutuações hormonais no CP, mas esta ausência de diferenças pode estar relacionada com as limitações ao nível da metodologia, pelo que futuros estudos devem ser realizados tendo em conta estas questões a melhorar.

REFERÊNCIAS

- [1] Raine, S., Meadows, L., & Lynch-Ellerington, M. (2009). *Bobath Concept - Theory and clinical practice in neurological rehabilitation* (1ª ed.). Oxford, United Kingdom: Blackwell Publishing Ltd.
- [2] DeCherney, A. H., & Nathan, L. (2005). *Current: Obstetria e Ginecologia - Diagnóstico e Tratamento* (9ª ed.). Rio de Janeiro, Brasil: McGraw-Hill Interamericana do Brasil Ltda.
- [3] Maróco, J. (2014). *Análise Estatística com o SPSS Statistics* (6ª ed.). ReportNumber.
- [4] Liu, S. H., Al-Shaikh, R., Panossian, V., Yang, R.-S., Nelson, S. D., Soleiman, N., Lane, J. M. (1996). Primary Immunolocalization of Estrogen and Progesterone Target Cells in the Human Anterior Cruciate Ligament. *Journal of Orthopaedic Research*, 14(4), 526-533.
- [5] Hansen, M., Kongsgaard, M., Holm, L., Skovgaard, D., Magnusson, S. P., Qvortrup, K., Kjaer, M. (2009). Effect of estrogen on tendon collagen synthesis, tendon structural characteristics, and biomechanical properties in postmenopausal women. *Journal of Applied Physiology*, 106(4), 1385-1393.
- [6] Dele, M., Sakamaki, Y., Sumen, Y., Urabe, Y., & Ikuta, Y. (2002). Anterior knee laxity in young women varies with their menstrual cycle. *International Orthopaedics*, 26(3), 154-156.
- [7] Eiling, E., Bryant, A. L., Petersen, W., Murphy, A., & Hohmann, E. (2007). Effects of menstrual-cycle hormone fluctuations on musculotendinous stiffness and knee joint laxity. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 15(2), 126-132.
- [8] Lee, H., Petrofsky, J. S., Daher, N., Berk, L., & Laymon, M. (2014). Differences in anterior cruciate ligament elasticity and force for knee flexion in women: oral contraceptive users versus non-oral contraceptive users. *European Journal of Applied Physiology*, 114(2), 285-294.

Influência de um dispositivo interoclusal de reposicionamento mandibular no desempenho desportivo

Filipa Cardoso¹, Francisco Maligno¹, João Paulo Vilas-Boas², Ricardo J. Fernandes²,
João Carlos Pinho¹

¹Faculdade de Medicina Dentária, Universidade do Porto, Portugal
anafg.cardoso@hotmail.com, fsilva@fmd.up.pt, jpinho@fmd.up.pt

²Centro de Investigação, Formação, Inovação e Intervenção em Desporto, CIFI2D, Faculdade de Desporto, Laboratório de Biomecânica do Porto, LABIOMEPE, Universidade do Porto, Portugal,
jpvb@fade.up.pt, ricfer@fade.up.pt

RESUMO

O uso de dispositivos intraorais na prática desportiva não é recente, mas só a partir de 1960 surgiu a sua utilização associada ao incremento do desempenho desportivo. Desde então, vários desportistas têm usado dispositivos de reposicionamento mandibular procurando a otimização do rendimento individual. Estes dispositivos têm sido associados a modificações anatómicas (como descompressão muscular e articular) e a alterações fisiológicas (como incremento do consumo de oxigénio). Baseado no reposicionamento mandibular, têm sido estudadas alterações em variáveis intimamente relacionadas com o rendimento desportivo, tais como a força muscular, a capacidade aeróbia e os níveis de cortisol e lactato sanguíneos. O objetivo deste estudo foi observar o efeito de um dispositivo interoclusal de reposicionamento mandibular na função cardiorrespiratória e na lactatemia de indivíduos saudáveis e praticantes de atividade física regular. Nove jogadores de futebol realizaram duas repetições de um protocolo incremental contínuo de corrida em passadeira (H/P/Cosmos Quasar 4.0, Nussdorf, Germany), uma vez com um dispositivo placebo e outra com um dispositivo de reposicionamento mandibular. Cada patamar teve 4 min de duração, num total de sete patamares, com incremento de 1 km/h entre cada um até à exaustão voluntária. O dispositivo de reposicionamento mandibular foi realizado através de placas de etileno vinil acetato para termoformação (Erkodur 2,0 x 120 mm, ERKODENT®, Germany), em modelos da arcada mandibular dos participantes e em cada dispositivo colocou-se resina de metilmetacrilato (UNIFAST™ Trad No. 8 Live Pink, GC America Inc, U.S.A) na região póstero-inferior da placa termoformada, bilateralmente, de modo a serem criadas edentações dos dentes posteriores superiores. Para quantificar o avanço mandibular a ser reproduzido no dispositivo interoclusal, calculou-se o valor resultante de 25% da máxima protrusão de cada desportista. Para transpor este valor para a confeção do dispositivo utilizou-se o kit George Gauge® Bite Registration (SCHEU-DENTAL, Deutschland). Cada dispositivo foi individualizado e adaptado a cada participante. As variáveis analisadas foram a perceção subjetiva do esforço (PSE), o consumo de oxigénio (VO₂), a ventilação (VE), a frequência cardíaca (FC), a frequência respiratória (FR), o quociente respiratório (R) e a concentração de lactato sanguíneo ([La-]) em repouso e 3 min após o término do exercício. Durante o protocolo experimental, todos os parâmetros respiratórios foram obtidos através de um sistema de gases telemétrico portátil (Cosmed K4 b2, Cosmed, Italy). Os valores da FC foram obtidos com recurso a um cardiofrequencímetro (Polar electro Oy, Kempele, Finland) e emitidos telemetricamente para o sistema portátil Cosmed K4 b2. A [La-] foi avaliada através de uma recolha sanguínea no dedo indicador direito de cada desportista, recorrendo a um doseador de lactato (Lactate Pro; Arkay Inc., Kyoto, Japan) e a PSE foi avaliada utilizando a escala de Borg. Os valores do VO₂ absoluto e relativo, da VE e da FR foram superiores ($p < 0.05$) na prova com o dispositivo de reposicionamento mandibular no que se refere especificamente ao domínio severo de intensidade de exercício (zona de intensidade correspondente ao consumo máximo de oxigénio). Nas intensidades de corrida baixa a moderada e alta (abaixo e acima do limiar anaeróbio, respetivamente) não existiram modificações significativas nas variáveis cardiorrespiratórias avaliadas comparativamente ao dispositivo placebo. Estes resultados parecem corroborar o facto de os dispositivos de avanço mandibular levarem a repercussões esqueléticas e neuromusculares indutoras de alterações importantes na dinâmica respiratória e ventilatória, nomeadamente a contração muscular lingual e do genioglosso, a criação do *pursed lips breathing*, o relaxamento das vias aéreas superiores e o aumento do diâmetro faríngeo. Alguns desportistas reportam sentirem-se mais fortes e relaxados quando usam um dispositivo interoclusal, o que parece ser justificado pelo facto de que alterações no posicionamento da mandíbula têm repercussões não só a nível da musculatura orofacial, mas também em vários determinantes fisiológicos corporais. Os dispositivos interocclusais de avanço mandibular têm sido associados a um incremento da via aérea faríngea, resultante de um efeito neuromuscular que proporciona a contração do músculo genioglosso quando estes dispositivos são utilizados. Outras das alterações mencionadas com a utilização destes aparelhos incluem a posição ântero-inferior da língua e ântero-superior do osso hióide. A contração de cadeias musculares da língua, cabeça e pescoço, resultantes da alteração da posição mandibular, está descrita

como ampliadora da dimensão da via aérea e como facilitadora da ventilação. A avaliação do VO_2 e da VE tem sido considerada em estudos que procuram mostrar o efeito de diversos dispositivos interoclusais, baseado na melhoria da capacidade aeróbia e ventilatória e, conseqüentemente, na potenciação do desempenho desportivo. Os resultados permitem concluir que a utilização de um dispositivo interoclusal de reposicionamento mandibular interferiu positivamente na corrida no que respeita aos parâmetros analisados, nomeadamente no domínio de intensidade severo. A utilização destes dispositivos poderá constituir um benefício na melhoria dos parâmetros ventilatórios a intensidades próximas do VO_{2max} , possivelmente devido ao incremento da via aérea proporcionado pelos mesmos.

Palavras-chave: Dispositivo interoclusal de reposicionamento mandibular, goteira oclusal, rendimento, corrida, VO_{2max} .

Avaliação da pressão plantar em ginastas com diferentes superfícies de contacto

Paulino, M.F.¹, Pinto, L.², Roseiro, L.M.^{1,2}, Dias, J.P.³, Neto, M. A.¹, Amaro, A.M.¹

¹CEMMPRE, Universidade de Coimbra, Portugal; maria.paulino@dem.uc.pt, augusta.neto@dem.uc.pt, ana.amaro@dem.uc.pt

²Instituto Politécnico de Coimbra, ISEC, DEM, Portugal; linda.orlinda@gmail.com; lroseiro@isec.pt

³Instituto Pedro Nunes – LED&MAT, Coimbra Portugal; jpdias@ipn.pt

RESUMO

Nos dias de hoje cada vez mais são os jovens que se dedicam à atividade desportiva. A ginástica acrobática apresenta um elevado número de praticantes, sujeitos a impactos importantes no solo no decurso da realização de exercícios. No entanto, muitas vezes surgem lesões nos membros inferiores, as quais ainda não são totalmente compreendidas. Assim, este estudo visa avaliar e quantificar a pressão plantar dos ginastas em função da superfície de contacto, através do uso do sistema Pedar® (Novel, Alemanha). Foram avaliados três ginastas volantes de competição e dois pisos de receção diferentes. Os resultados permitiram concluir que o tipo de praticável tem influência nos valores de pressão plantar, e que o uso de colchões de amortecimento permite reduzir o nível de pressão plantar induzida nas atletas.

Palavras-chave: Ginástica, Pressão Plantar, Sistema Pedar®, Superfícies de contacto

INTRODUÇÃO

A ginástica acrobática, devido à sua complexidade, necessita de elevado número de repetições dos vários exercícios para encontrar a perfeição. Assim os atletas estão muito tempo em contacto com a superfície de treino, vulgarmente designada por praticável, sendo que o momento de receção no solo, pode induzir elevadas forças de reação, que podem atingir 10 vezes o valor do peso corporal de cada atleta [1]. Durante os anos foi-se assistindo a um melhoramento dos praticáveis, no entanto as lesões musculoesqueléticas continuam a ser frequentes [2]. De acordo com [3] o pé é constituído por 26 ossos, 33 articulações, músculos, tendões e ligamentos, podendo ser dividido em 3 partes, nomeadas por antepé, mediopé e retropé. Em conformidade com a Federação Internacional de Ginástica (FIG), os elementos que constituem a equipa são identificados de acordo com a função que desempenham, sendo que o ginasta que se posiciona no topo (volante), é o ginasta a ser projetado pelos restantes elementos da equipa, deve ser o mais leve, mais pequeno e apresentar bastante flexibilidade e tonicidade muscular. O objetivo deste trabalho é quantificar e comparar a influência de duas superfícies de contacto, analisando a pressão plantar em ginastas de competição, neste caso volantes, no momento da receção ao solo.

MÉTODOS

Este estudo foi realizado com a participação de 3 atletas de competição, volantes, da Secção de Ginástica da Associação Académica de Coimbra, com idade de 12 anos e massa de aproximadamente 40 kg. A pressão plantar foi avaliada através do sistema Pedar® (Novel, Alemanha), o qual se baseia em sensores capacitivos de força (99) distribuídos de forma homogénea ao longo de uma palmilha. A frequência de amostragem foi de 50 Hz. Recorreu-se ao uso de 2 praticáveis, com diferentes características, sendo que o designado por vermelho, é constituído por um conjunto de rolos e um estrado de madeira onde estão colados blocos de espuma dinâmicos, com 4 cm de lado e 10 cm de espessura, respetivamente. O praticável identificado por azul é formado por uma cobertura em rolos, possui um complexo de espuma em forma de "puzzle" com 56 mm de espessura, que inclui três níveis de rigidez diferentes, incluindo uma camada de conforto ultra-suave de 16 mm (espuma e rolos). As placas de espuma encontram-se sobre um estrado em madeira contraplacada, o qual está instalado em cima de um conjunto de molas flexíveis, o que permite uma maior impulsão do atleta durante o impacto na receção ao solo. Sob os praticáveis foram colocados colchões de amortecimento, Colchão 1 com 5 cm de espessura e Colchão 2 com 10 cm de espessura, sendo que este último foi utilizado em conjunto com o Colchão 1. Os saltos foram efetuados de uma altura de 1,15 m, Figura 1.

Cada atleta realizou pelo menos 5 saltos, considerando 3 situações diferentes, sem colchão (A - vermelho, B - azul), com o colchão 1 (C - vermelho, D - azul) e com o conjunto de colchões (E - vermelho, F - azul). As imagens obtidas pelo sistema de aquisição foram construídas considerando-se apenas os valores dos sensores que registaram pressões acima de 75% da pressão de pico (valor mais elevado de pressão registado num sensor).



Figura 1. Altura do salto.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Na Tabela 1 apresentam-se os resultados para o pé direito e na Figura 2 um exemplo da pressão plantar avaliada, neste caso para o volante 1. Pm10 [kPa] representa a pressão média com base nas dez pressões mais elevadas. Da tabela 1 constata-se que a presença de colchões de amortecimento diminui a pressão plantar, sendo que devido às características do praticável azul, o qual permite uma maior impulsão dos atletas (em caso de salto), a pressão plantar induzida nos atletas neste praticável é, na generalidade, superior à observada para o praticável vermelho.

Tabela 1. Comparação de praticáveis: pé direito.

Seq	Volante 1		Volante 2		Volante 3	
	Pm10 [kPa]	Desv.P. [kPa]	Pm10 [kPa]	Desv.P. [kPa]	Pm10 [kPa]	Desv.P. [kPa]
A	245,3	14,7	408,7	3,9	319,7	3,9
B	322,2	19,0	491,2	3,2	434,9	1,6
C	222,1	3,1	309,4	2,9	277,5	5,6
D	247,0	2,3	379,5	2,7	387,1	4,6
E	175,0	6,7	230,8	6,2	179,6	5,1
F	167,1	13,7	209,6	4,7	179,1	7,2

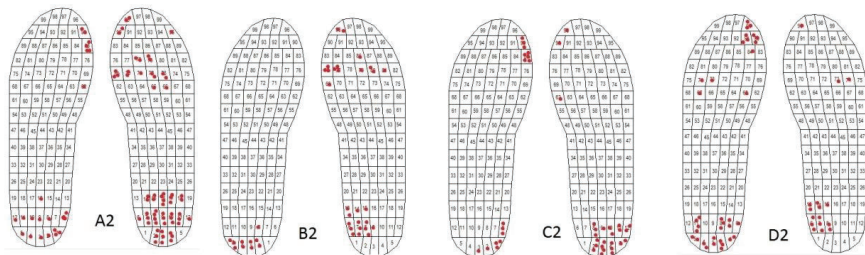


Figura 2. Comparação de praticáveis.

CONCLUSÕES

Para o praticável vermelho, o uso de colchões de amortecimento é bastante importante, sendo que o conjunto de colchões (E) diminui mais o valor da pressão, quando comparado com a utilização de apenas 1 colchão (C). Para o praticável azul o amortecimento observado é maior quando comparado com o vermelho, quer se utilize o conjunto de colchões de a ou apenas 1.

REFERÊNCIAS

- [1] McNitt-Gray, J. (1991). Kinematics and impulse characteristics of drop landing from three heights. *International Journal of Sport Biomechanics*, 7, 201–204
- [2] Mills, C., Pain, G., e Yeadon, R. (2006). Modeling a viscoelastic gymnastics landing mat during impact. *Journal of Applied Biomechanics*, 22, 103–111
- [3] Jesus, L.O.S.P.P. (2006). *Análise e Quantificação de Imagens Pedobarográficas em Patologias do Hallux Valgus*. (MSc. thesis, Instituto Superior de Engenharia de Coimbra, Coimbra)

Sistema de monitorização capacitivo para implantes ósseos inteligentes

Luís Henriques¹, M. Soares dos Santos^{2,3}, A. Ramos², Jorge A. F. Ferreira², A. Torres Marques³, José A. O. Simões²

¹Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de Aveiro, luismiguelhenriques@ua.pt

²Centro de Tecnologia Mecânica e Automação, Universidade de Aveiro
marco.santos@ua.pt, a.ramos@ua.pt, jaff@ua.pt, josessimoes@esad.pt

³Laboratório Associado de Energia, Transportes e Aeronáutica, Universidade do Porto, marques@fe.up.pt

RESUMO

A incidência de procedimentos cirúrgicos com o intuito de substituir as articulações do ser humano tem sofrido um enorme aumento ao longo dos últimos anos, prevendo-se que este será ainda mais significativa num futuro próximo. O objetivo deste trabalho incidiu no desenvolvimento e análise de desempenho de um inovador sistema de monitorização para deteção de variações da interface osso-implante. Trata-se de um sistema capacitivo planar com arquitetura listrada que, assim, se pretende integrar em implantes instrumentados ativos. Foi concebido um aparato experimental para testes *in vitro* que simula diferentes interfaces, através de deslocamentos relativos entre a amostra óssea e a interface sensorial. Foram usadas amostras de osso porcino. Resultados experimentais mostram variações de capacidade elétrica de 1 fF/μm. Esta análise entre a variação da capacitância e os deslocamentos impostos na estrutura óssea foi ainda complementada com a identificação da área de contacto entre as trabéculas e a interface.

Palavras-chave: Integração óssea, Monitorização interface osso-implante, Sensor capacitivo

INTRODUÇÃO

A utilização de implantes ósseos por pacientes jovens e ativos é cada vez mais frequente e, consequentemente, o tempo de vida útil dos implantes será superior. O tipo de próteses correntemente utilizadas nos procedimentos ortopédicos não é eficientemente capaz de substituir as funções mecânico-biológicas das articulações naturais (Soares dos Santos et al., 2015). Devido à alteração dos estímulos mecânicos após a inserção do implante, são vários os fenómenos associados ao seu insucesso, tais como o "stress shielding" e consequente perda óssea, conduzindo frequentemente ao descolamento asséptico. Nos tempos de hoje, no que toca ao desenvolvimento de novos implantes, as metodologias utilizadas têm-se centrado no desenvolvimento de geometrias e texturas customizadas, novas interfaces com múltiplos materiais e novas superfícies quimicamente e biologicamente modificadas (Soares dos Santos, 2016). Apesar de todos os avanços, a taxa de falência dos atuais implantes (não instrumentados) ainda é considerável. Além disso, a controlabilidade dos mesmos é limitada, visto que o seu comportamento não pode ser alterado após a sua inserção. Além disso, o tipo de atuação terapêutica não considera os estados bioquímicos e biomecânicos da respetiva interface e suas variações (Torrão, dos Santos, 2015). Um novo conceito de implante, o Implante Instrumentado Ativo, que inclui sistemas de atuação terapêutica biofísica, sistemas de monitorização da interface osso-implante e sistemas de comunicação com o exterior, foi recentemente proposto (Soares dos Santos et al., 2016). Contudo, os atuais sistemas de monitorização têm baixa resolução, impedindo que perdas ósseas na interface sejam detetadas eficazmente. Igualmente não são capazes de obter informação referente ao sucesso dos processos de mineralização ou de reabsorção óssea. De modo a prevenir procedimentos de revisão, é fundamental a implementação de um sistema que monitorize eficaz e eficientemente o processo de integração óssea microscopicamente, garantindo assim a possibilidade de uma atuação terapêutica personalizada que evite a revisão do implante. Neste estudo realizaram-se vários ensaios *in vitro* para validar um novo conceito de monitorização relativo ao estado de ligação entre a interface osso-implante.

MATERIAIS E MÉTODOS

Um aparato experimental foi concebido para realizar os testes *in vitro*. Foi projetado um condensador com arquitetura listrada (10x1x0.1 mm), constituído por dois pares de elétrodos paralelos, o qual foi elaborado numa PCB. As variações de capacitância com a aproximação ou contacto entre o osso e sensor, foram detetadas com um conversor analógico (AD7746, Analog Devices). Este circuito de condicionamento foi configurado para transferir os dados em tempo real para um computador via USB. Foi ainda integrada uma câmara de visão (U3-3480ML, IDS), com o propósito de captar imagens que quantificassem o contacto entre as trabéculas ósseas e a interface sensorial. Por último, arquitetou-se uma estrutura de acrílico que alojasse todos os componentes anteriormente mencionados. Nos testes experimentais utilizaram-se três amostras cúbicas trabeculares (10x10x10 mm), as quais foram conectadas individualmente a uma máquina

de compressão (AGS-10KNX, Shimadzu). Inicialmente a amostra óssea foi posicionada a 4 mm da interface sensorial. Foi realizado um conjunto de medições da capacidade elétrica de acordo com as seguintes especificações: 250 μm de deslocamento para interfaces sem contato com o osso; e 10 μm de deslocamento após o contato inicial e até o total contacto osso-interface sensorial (e a consequente deformação da estrutura trabecular).

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os ensaios experimentais revelaram variações de capacidade de 0.3 pF (1 fF/ μm) no decurso de todo o ensaio, como mostra a Figura 1. O movimento de aproximação do osso à interface sensorial resulta num aumento da capacidade elétrica global (Figura 1a). Aumentos significativos são observados após o início da situação de contato (e consequente aplicação de carga), como ilustrado na Figura 1b, os quais estão diretamente correlacionados com os padrões do contato osso-interface sensorial (Figura 2). Verificou-se que a capacidade elétrica varia linearmente ($[C \text{ (fF)} / \% \text{Contacto}] = 24.4, R^2 = 0.98$) com a área de contato das estruturas trabeculares. Ensaios de repetibilidade evidenciam semelhança de comportamento na monitorização da capacidade elétrica. Os padrões do contato osso-interface sensorial revelaram progressões da área de contato das trabéculas idênticos aos ilustrados na Figura 2.

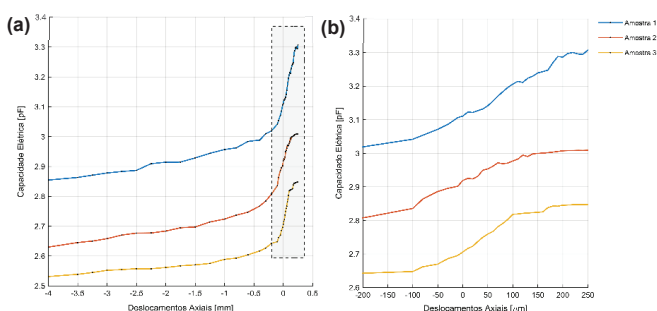


Figura 1 - Variação da capacidade em função dos micro deslocamentos impostos entre a interface osso-interface sensorial. (a) Gradiente global. (b) Pré e pós contacto com a interface.

Numa aplicação real, este estudo possibilita averiguar se o processo de integração óssea de uma prótese progride, ou não, ao longo do tempo, através da monitorização da capacitância, permitindo aos profissionais de saúde quantificar o estado da interface osso-implante em tempo real. Além disso, estes resultados apresentam uma nova metodologia de monitorização da interface osso-implante, podendo esta ser integrada futuramente em implantes ativos instrumentados.

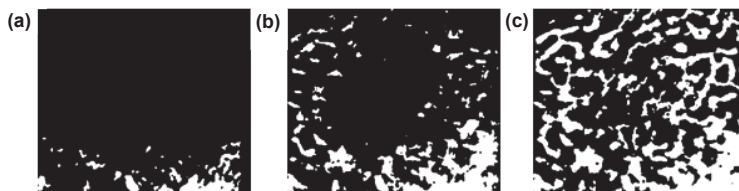


Figura 2 - Progressão da área (%) de contacto entre o osso e a placa de acrílico ao longo do ensaio de compressão (Região de cor branca – Osso; Região de cor preta – Ar). (a) 4.3%, (b) 17.5%, (c) 38.2%.

REFERÊNCIAS

- Soares dos Santos, M. P., Ferreira, J. A. F., Ramos, A., & Simões, J. A. O. (2015). Active orthopaedic implants: Towards optimality. *Journal of the Franklin Institute*, 352(3), 813–834.
- Soares dos Santos, M. P., Marote, A., Santos, T., Torrão, J., Ramos, A., Simões, J. A., Ferreira, J. A. F. (2016). New cosurface capacitive stimulators for the development of active osseointegrative implantable devices. *Scientific Reports*, 6(1), 30231.
- Torrão, J. N., dos Santos, M. P. S., & Ferreira, J. A. (2015). Instrumented knee joint implants: innovations and promising concepts. *Expert Review of Medical Devices*, 12(5), 571–584.

Estimulação magnética para implantes ósseos multifuncionais

R. Bernardo¹, A. Rodrigues¹, Marco P. Soares dos Santos^{2,3}, J. A. Ferreira³, A. Ramos³

¹Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de Aveiro, Portugal, rodrigobernardo@ua.pt, andresrodrigues@ua.pt

²Laboratório Associado de Energia, Transportes e Aeronáutica, Universidade do Porto, marco.santos@ua.pt,

³Centro de Tecnologia Mecânica e Automação, Universidade de Aveiro, jaff@ua.pt, a.ramos@ua.pt

RESUMO

Uma tendência crescente na incidência da substituição e revisão óssea primária tem sido observada nas últimas décadas, principalmente devido à perda óssea peri-implantar. Em estudos anteriores foram encontrados resultados promissores para o controlo otimizado da osseointegração, através do uso de implantes instrumentados multifuncionais que incluem atuadores terapêuticos baseados em estimulação capacitiva e indutiva para promover e controlar a regeneração óssea. Neste estudo, um novo modelo de estimulação magnético é proposto: um estimulador magnético (intracorporal) com capacidade de fornecer estímulos biofísicos controlados e personalizados para os tecidos-alvo, empregando baixa corrente. Tal inovação é necessária, uma vez que os modelos atuais de estimuladores usam elevadas correntes que não se conseguem gerar no interior dos implantes ósseos multifuncionais instrumentados.

Palavras-chave: Dispositivos Médicos, Estimulação Magnética, Campo Magnético, Tecidos Celulares

INTRODUÇÃO

Estratégias não farmacológicas baseadas em estimulação biofísica têm sido enfatizadas para o tratamento e prevenção de disfunções músculo-esqueléticas (Soares dos Santos, 2016). A perda óssea é um fenómeno que frequentemente conduz à falência dos implantes ósseos. As taxas de insucesso são significativamente promovidas pela remodelação óssea adversa em resposta ao *stress-shielding*, que pode resultar em descolamento asséptico (Soares dos Santos, 2016). Têm sido desenvolvidos diversos modelos promissores para o controlo otimizado da osseointegração através da atuação terapêutica baseada na estimulação indutiva (Bonmassar 2012, 2013). Diferentes arquiteturas de estimuladores magnéticos têm sido propostos para dispositivos intracorporais com o objetivo de aplicar estímulos magnéticos em tecidos-alvo com elevada precisão, controlabilidade e eficiência energética (Bonmassar 2012, 2013). Os requisitos de alimentação de energia elétrica são de grande importância para estes tipos de dispositivos, principalmente quando são multifuncionais (como os implantes instrumentados). No entanto, os estimuladores biomagnéticos de pequena escala atuais requerem elevadas correntes elétricas (geralmente superiores a 1 A) a fluir nos seus enrolamentos (Bonmassar 2012). Este estudo propõe uma nova tecnologia de estimulação magnética com potencialidade para fornecer campos magnéticos osteogénicos usando baixas correntes elétricas. Este trabalho está focado na capacidade deste dispositivo inovador fornecer estímulos magnéticos aos tecidos celulares ósseos em testes *in vitro*, tendo em conta que as intensidades de fluxo magnético que induzem respostas osteogénicas estão na faixa de 0,1-7 mT.

MÉTODOS

Uma arquitetura indutiva *quasi*-planar foi explorada neste estudo, uma vez que foram recentemente utilizadas para implementar estimuladores magnéticos em pequena escala (Bonmassar 2012, 2013). Uma nova arquitetura *quasi*-planar (Fig. 1) foi projetada para a entrega de estímulos magnéticos em células ósseas em cultura durante os dois primeiros estágios de renovação óssea (proliferação e diferenciação). Esta arquitetura é composta por um núcleo cilíndrico rodeado por uma bobina helicoidal com múltiplas camadas com uma grande quantidade de enrolamentos (1000) e diâmetro de fio de microescala (5 µm). Foi desenvolvido um modelo computacional em COMSOL Multiphysics (v. 5.3, COMSOL) para a simulação da intensidade e distribuição dos fluxos magnéticos em tecidos celulares com células ósseas osteoblásticas MC3T3-E1 durante as fases de proliferação e diferenciação (Fig. 1a). O estimulador foi posicionado sob a placa de Petri, que contém uma cultura de células composta de uma camada celular ou de tecido. As camadas relativas à proliferação e diferenciação foram consideradas aproximadamente homogéneas. Este aparato assegura que não existem contatos célula-estimulador, garantindo assim uma tera-

pia baseada numa metodologia não invasiva. O estimulador foi eletricamente alimentado com uma fonte de corrente até 10 mA com forma de onda quadrada (PEMF), a frequência de 15 Hz.

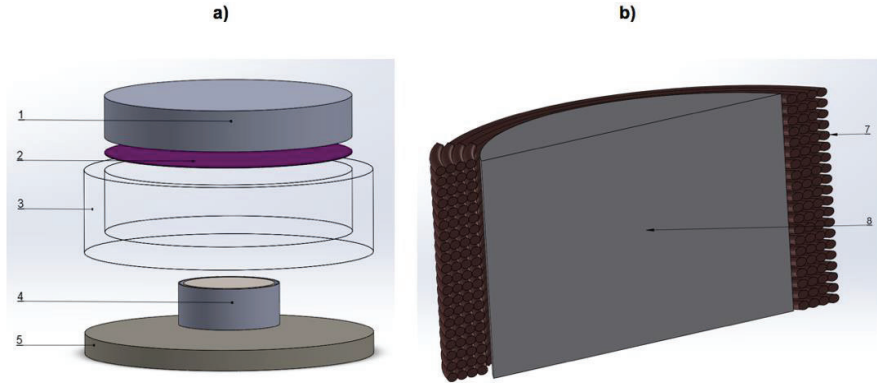


Figura 1. Arquitetura indutiva: (a) Aparato experimental, 1 - Meio Fisiológico, 2 - Meio Celular, 3 - Caixa de Petri, 4 - Estimulador Indutivo, 5 - Substrato; (b) Esquemático de estimulador *quasi*-planar, 7- Enrolamento, 8 - Núcleo.

RESULTADOS E CONCLUSÕES

Estímulos magnéticos de aproximadamente 3.5 mT são aplicados pelo estimulador aos tecidos celulares que se encontram acima do mesmo, aplicando apenas uma corrente de excitação de 5 mA (Fig. 2). O campo magnético máximo (≈ 3.7 mT) ocorre acima do enrolamento (Fig. 2a,b). A intensidade do estímulo de campo magnético pode ainda ser ajustado consoante a corrente elétrica, obtendo-se assim uma maior gama de estímulos osteogénicos (Fig. 2c). Esta análise demonstra assim a capacidade deste novo modelo de ser implementado em implantes ativos instrumentados, devido à sua potencialidade em fornecer estímulos para regiões alvo da interface osso-implante, tendo por fim o controlo da osseointegração. Apresenta-se, neste estudo, um contributo para o desenvolvimento de dispositivos magnéticos bio-eletrónicos altamente sofisticados e implantáveis.

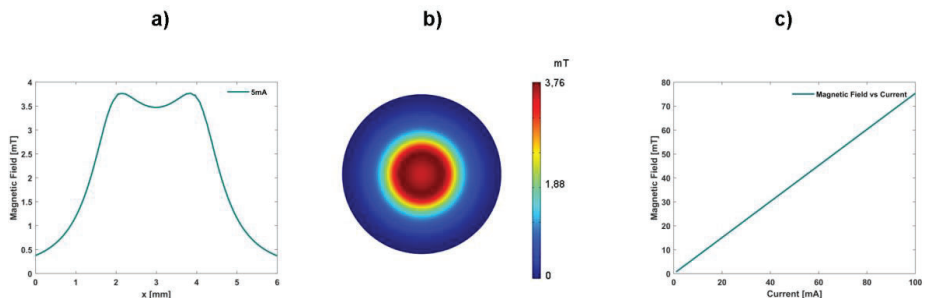


Figura 1. Resultados da simulação usando o *COMSOL Multiphysics*: (a) Campo magnético gerado ao longo de x; (b) Campo magnético gerado; (c) Variação do campo Magnético vs Corrente aplicada no estimulador.

REFERÊNCIAS

- M. P. Soares dos Santos et al., "New cosurface capacitive stimulators for the development of active osseointegrative implantable devices," *Sci. Rep.*, vol. 6, no. February, p. 30231, 2016.
- G. Bonmassar, S. Woo, D. K. Freeman, M. Polasek, S. I. Fried, J. T. Gale, "Microscopic magnetic stimulation of neural tissue," *Nature Communications* 3 (2012) 921.
- H.-J. Park, G. Bonmassar, J. A. Kaltenbach, A. G. Machado, N. F. Manzoor, J. T. Gale, "Activation of the central nervous system induced by micro-magnetic stimulation," *Nature Communications* 4 (2013) 2463.

Análise do processo de fixação de implantes traqueobrônquicos

**Rui B. Ruben^{1,2}, Salvato Feijó³, Mário S. Correia^{2,4}, Carlos A. Campos²,
Henrique Almeida^{2,5}**

¹CDRsp, Instituto Politécnico de Leiria, Portugal, rui.ruben@ipleiria.pt

²ESTG, Instituto Politécnico de Leiria, Portugal, carlos.campos@ipleiria.pt

³Centro Hospitalar de Leiria, Portugal, salvato.feijo@chleiria.min-saude.pt

⁴CEMUC, Universidade de Coimbra, Portugal, mario.correia@ipleiria.pt

⁵CIIC, Instituto Politécnico de Leiria, Portugal, Henrique.almeida@ipleiria.pt

RESUMO

Devido ao envelhecimento da população, o procedimento médico que consiste na colocação de implantes traqueobrônquicos é cada vez mais comum. No entanto, os implantes de silicone têm algumas limitações devido à migração do implante, ao desenvolvimento de tecido granuloso e à acumulação de secreções. Por outro lado, o desempenho dos implantes está intimamente relacionado com a sua geometria e o modo como se fixa à árvore traqueobrônquica do paciente. De facto, o número e a geometria das pequenas saliências de fixação é um dos fatores essenciais no sucesso da cirurgia.

De modo a estudar a geometria das pequenas saliências de fixação está a ser realizado um estudo computacional comparativo entre diversas geometrias parametrizadas.

Os resultados iniciais mostram que a formação de tecido granuloso e a acumulação de secreções podem ser minimizadas com implantes menos rígidos. Inversamente, a migração é minimizada com maiores saliências de fixação.

Palavras-chave: Implante traqueobrônquico, estenose, análise computacional, interação fluido-sólido

INTRODUÇÃO

Traqueomalácia e traqueobroncomalácia são doenças que se caracterizam pela flacidez da cartilagem da traqueia ou da traqueia e dos brônquios, respetivamente. Esta flacidez da cartilagem leva ao colapso da árvore traqueobrônquica sobretudo quando há um aumento do volume respiratório, nomeadamente com tosse e deglutição. Quando o grau de estenose é elevado, o paciente pode apresentar dificuldades em respirar. Para além da malácia da árvore traqueobrônquica existem outras razões que podem provocar estenose, tais como cancro da árvore traqueobrônquica ou lesões traumáticas devido a acidentes. Fístulas na árvore traqueobrônquica são outro problema comum que provoca dificuldade respiratória, devido à perda de pressão, e cujo tratamento é idêntico ao da estenose. Sendo que o tratamento consiste na colocação de um implante traqueobrônquico, e que devido ao envelhecimento da população é um procedimento médico comum e crescente [1].

Atualmente existem no mercado implantes em nitinol e em silicone. Os implantes de silicone apresentam uma taxa de sucesso de 60% [1,2] que é superior ao desempenho dos implantes de nitinol. No entanto, os implantes de silicone apresentam algumas limitações relacionadas com a migração do implante, o desenvolvimento de tecido granuloso e a acumulação de secreções. O desempenho dos implantes está fortemente relacionado com a geometria e com o processo de fixação ao tecido adjacente. De facto, a fixação e o sucesso, dos implantes de silicone depende do número e da geometria das pequenas saliências de fixação. Na Figura 1 é possível observar os implantes de silicone Dumon da Novatech que apresentam saliências cilíndricas. Mas há outros implantes de outros fabricantes com saliências diversas e, consequentemente, com taxas de sucesso diferentes.

MATERIAIS E MÉTODOS

Com o objetivo de estudar a relação entre a geometria das saliências de fixação e o desempenho dos implantes, está a ser realizada uma análise computacional para comparar diversas geometrias parametrizadas das saliências de fixação. A parametrização das geometrias permitirá, no futuro, a realização da otimização geométrica das saliências de fixação. A formação de tecido granuloso está relacionada com as tensões de contacto entre o implante e o tecido adjacente. Por sua vez, a migração depende dos deslocamentos relativos entre o implante e os mesmos tecidos adjacentes. Por último, a acumulação de secreções está relacionada com a velocidade do fluxo de ar na árvore traqueobrônquica. Consequentemente, a análise de elementos finitos tem de incluir a interação fluido-sólido. As propriedades do tecido cartilaginoso, e dos músculos lisos também são consideradas na análise.



Figura 1. Implantes Dumon, em silicone, da Novatech

A criação do modelo geométrico e da malha de elementos finitos da árvore traqueobrônquica deve ser personalizada. Com base nas tomografias computadorizadas (TC) define-se, inicialmente, um modelo estatístico (statistical shape model – SSM) e um modelo de local geométrico (local appearance model – LAM). Posteriormente, e com base nos modelos ativos de forma (active shape models – ASM) e nos modelos previamente definidos, SSM e LAM, é possível gerar a geometria (Figura 2) e a malha de elementos finitos personalizada do paciente.



Figura 2. Modelo personalizado da árvore traqueobrônquica

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os primeiros resultados, para apenas um paciente, mostram que a formação de tecido granuloso e a acumulação de secreções podem ser minimizadas com implantes menos rígidos. Inversamente, a migração é minimizada com maiores saliências de fixação. É necessário avaliar mais pacientes, para compreender se há uma tendência geral, ou se as características de cada paciente são fundamentais para o desempenho dos implantes.

O processo de otimização, que se pretende realizar no futuro próximo, poderá ajudar a definir implantes personalizados que podem ser produzidos por prototipagem rápida, e com o objetivo último de aumentar a taxa de sucesso.

REFERÊNCIAS

- [1] Hohenforst-Schmidt, W., Linsmeier, B., Zarogoulidis, P., Freitag, L., Darwiche, K., Browning, R., Turner, J.F., Huang, H., Li, Q., Vogl, T., Zarogoulidis, K., Brachmann, J., Rittger, H. (2015). Transtracheal single-point stent fixation in posttracheotomy tracheomalacia under cone-beam computer tomography guidance by transmural suturing with the Berci needle – a perspective on a new tool to avoid stent migration of Dumon stents. *Therapeutics and Clinical Risk Management*, 11, 837-850.
- [2] Mitsuoka, M., Sakuragi, T., Itoh, T. (2007). Clinical benefits and complications of Dumon stent insertion for the treatment of severe central airway stenosis or airway fistula, *General Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 55, 275-280.

Análise computacional da influência da geometria de implantes sem haste no processo de adaptação óssea do úmero

M. Comenda¹, C. Quental¹, J. Folgado¹, M. Sarmiento², J. Monteiro²

¹IDMEC, Instituto Superior Técnico, Universidade de Lisboa, Portugal,

manuel.comenda@tecnico.ulisboa.pt, carlos.quental@tecnico.ulisboa.pt, jfolgado@tecnico.ulisboa.pt

²Departamento de Ortopedia, Hospital de Santa Maria e Faculdade de Medicina de Lisboa, Universidade de Lisboa, Portugal; marco.sarmiento@chln.min-saude.pt, jac.monteiro@chln.min-saude.pt

RESUMO

Tendo como objetivo reduzir as complicações da artroplastia do ombro relacionadas com a haste, surgiu um novo tipo de implantes, implantes sem haste. Apesar de apresentarem bons resultados em estudos clínicos, não existe um conhecimento vasto sobre a influência destes implantes a longo prazo, crítico para o sucesso do procedimento, especialmente considerando as diferenças na geometria dos implantes comercializados. O objetivo deste trabalho foi analisar a influência da geometria de 5 implantes sem haste no processo de adaptação óssea do úmero. Para tal, simularam-se virtualmente as artroplastias do ombro e foi utilizado um modelo de remodelação óssea com modelos tridimensionais de elementos finitos. Deste trabalho concluiu-se que, do ponto de vista de remodelação óssea, o implante SMR tem o melhor desempenho, enquanto o implante Eclipse tem o pior, originando a maior perda de massa óssea.

Palavras-chave: Úmero, Artroplastia do ombro, Implantes sem haste, Remodelação óssea, Método de elementos finitos

INTRODUÇÃO

A artroplastia do ombro é considerada um tratamento eficaz para várias formas de osteoartrite e degeneração da articulação do ombro. No entanto, o desempenho a longo prazo desta cirurgia apresenta complicações, que podem estar relacionadas com a ocorrência do efeito de *stress shielding*. De acordo com a lei de Wolff, o processo de adaptação óssea é influenciado pelos esforços aplicados no osso. Desta forma, a introdução de um implante no osso altera a distribuição de esforços originando um aumento da reabsorção óssea, que por sua vez enfraquece o osso e compromete a fixação do implante, podendo resultar na sua falência. Para resolver complicações associadas às hastes, tem-se assistido a uma tendência de encurtamento destas, culminando na criação de implantes sem haste, cuja fixação é feita na metáfise do osso. Apesar de estudos recentes apresentarem bons resultados radiológicos e funcionais a curto, médio e longo prazo, a prevalência de complicações, como por exemplo a perda de massa óssea, associada à falta de um conhecimento vasto sobre a influência destes implantes cria a necessidade deste estudo. Tendo em conta as significativas diferenças nas geometrias destes implantes, este trabalho tem como objetivo analisar o efeito da geometria de 5 implantes sem haste, disponíveis no mercado, no processo de adaptação óssea do úmero após uma artroplastia do ombro usando modelos tridimensionais de elementos finitos.

MATERIAIS E MÉTODOS

Um modelo tridimensional do úmero direito foi obtido através da segmentação das imagens de CT do Visible Human Project. Os implantes analisados foram modelados em Solidworks® com base nas próteses ECLIPSE™ Stemless Shoulder Arthroplasty da Arthrex, GLOBAL ICON™ Stemless Shoulder System da DePuy Synthes, SMR® Stemless da Lima Corporate, SIMPLICITY™ Shoulder System da Wright, e Sidus™ Stem-Free Shoulder da Zimmer. Estes implantes são referidos futuramente como Eclipse, Global Icon, SMR, Simpliciti e Sidus, respetivamente. As artroplastias do ombro foram virtualmente simuladas em Solidworks®, e os modelos de elementos finitos foram criados em Abaqus® usando malhas tetraédricas lineares. Nas interfaces osso-implante, as interações com superfícies revestidas foram definidas como totalmente ligadas, admitindo uma condição ideal de osteointegração, enquanto as restantes foram definidas com contato com atrito. Foram considerados valores para o módulo de elasticidade de 230 GPa e 115 GPa para as cabeças dos implantes (liga de cobalto de cromo) e componentes metafisárias (liga de titânio), respetivamente. As propriedades do osso são obtidas pelo processo de remodelação óssea considerando um módulo de Young de 17,5 GPa para osso cortical. Para todos os componentes foi considerado um coeficiente de Poisson de 0,3. O modelo foi sujeito a seis casos de carga que incluem a ação de 11 músculos e a ação da força de reação da articulação glenoumeral. Três casos de carga correspondem ao movimento de abdução no plano coronal e os restantes três ao movimento de flexão anterior no plano sagital.

Os carregamentos foram estimados através de dinâmica inversa utilizando um modelo multicorpo do membro superior [1]. Para simulação do processo de remodelação óssea foi utilizado o modelo desenvolvido por Fernandes et al. [2]. Este modelo consiste num problema de otimização de topologia cuja função objetivo tem em conta a rigidez estrutural e um custo metabólico associado à manutenção óssea. Partindo de uma distribuição de densidades inicial obtida através das imagens de CT, determinaram-se quais os parâmetros que melhor permitem a simulação da distribuição de densidades normal do úmero. A solução de densidades obtida foi definida como a condição inicial para as simulações com implantes. Os resultados foram analisados quantitativamente através do cálculo da variação de massa óssea para oito regiões de interesse e, qualitativamente, observando a diferença absoluta de densidades em relação ao osso intacto.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

A Figura 1 apresenta a variação de densidade, $\Delta\rho$, entre a distribuição final de densidades, após a adaptação ao implante, e a distribuição inicial.

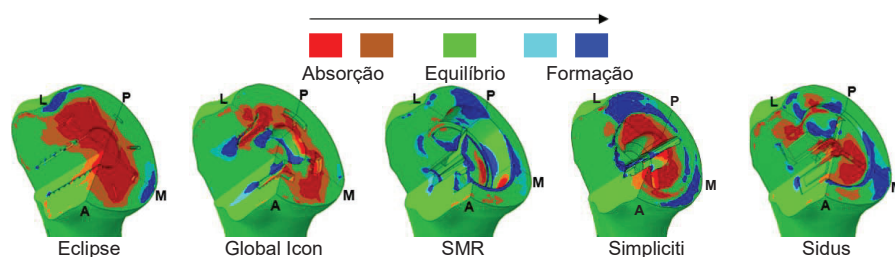


Figura 1- Remodelação óssea do úmero após artroplastia do ombro para os cinco implantes analisados. A cor verde corresponde ao estado de equilíbrio ($-0,1 \text{ g cm}^{-3} < \Delta\rho < 0,1 \text{ g cm}^{-3}$). A condição de reabsorção óssea está representada a vermelho ($\Delta\rho < -0,2 \text{ g cm}^{-3}$) e laranja ($-0,2 \text{ g cm}^{-3} \leq \Delta\rho \leq -0,1 \text{ g cm}^{-3}$). A condição de formação óssea está representada a azul escuro ($\Delta\rho > 0,2 \text{ g cm}^{-3}$) e azul claro ($0,1 \text{ g cm}^{-3} \leq \Delta\rho \leq 0,2 \text{ g cm}^{-3}$). L, P, A, e M, representam, respetivamente, os termos anatómicos de relação lateral, posterior, anterior e medial.

De um modo geral, a perda de massa óssea foi mais pronunciada nas regiões proximais e centrais, como também relatado em estudos radiológicos sobre os implantes Eclipse e Sidus [3, 4]. O implante Eclipse conduziu à maior perda de massa óssea, enquanto o implante SMR teve o impacto menos negativo na adaptação do úmero. Nas regiões em torno das extremidades dos implantes observou-se formação de osso.

CONCLUSÕES

O modelo de remodelação óssea foi validado no presente estudo através da simulação da distribuição de densidade óssea das imagens de CT, reforçando a confiança nos resultados obtidos. Do ponto de vista de remodelação óssea, o implante SMR teve o melhor desempenho, apresentando um impacto reduzido na remodelação do úmero, enquanto que o implante Eclipse originou a maior perda. No melhor conhecimento dos autores, este é o primeiro trabalho a comparar computacionalmente o efeito da geometria de diferentes implantes sem haste, disponíveis no mercado, no processo de remodelação óssea do úmero após uma artroplastia do ombro.

Agradecimentos

Este trabalho foi suportado pela Fundação para a Ciência e Tecnologia (FCT), através do IDMEC, sob o LAETA, projeto UID/EMS/50022/2019, o projeto PTDC/BBB-BMC/5655/2014 e a bolsa de pós-doutorado SFRH/BPD/120079/2016.

REFERÊNCIAS

- [1] Quental, C., Folgado, J., Ambrósio, J., and Monteiro, J., 2012, "A Multibody Biomechanical Model of the Upper Limb Including the Shoulder Girdle", *Multibody Syst. Dyn.*, **28**(1–2), pp. 83–108.
- [2] Fernandes, P., Rodrigues, H., and Jacobs, C., 1999, "A Model of Bone Adaptation Using a Global Optimisation Criterion Based on the Trajectorial Theory of Wolff", *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, **2**(2), pp. 125–138.
- [3] Habermeyer, P., Lichtenberg, S., Tauber, M., and Magosch, P., 2015, "Midterm results of stemless shoulder arthroplasty: a prospective study", *J. Shoulder Elbow Surg.*, **24**(9), pp. 1463–1472.
- [4] Krukenberg, A., McBirnie, J., Bartsch, S., Bohler, N., Wiedemann, E., Jost, B., Mansat, P., Bellon-Champel, P., Angeloni, R., and Scheibel, M., 2018, "Sidus Stem-free shoulder system for a primary osteoarthritis: short-term results of a multicenter study", *J. Shoulder Elbow Surg.*, **27**(8), pp. 1483–1490.

Variáveis posturais e antropométricas de atiradores de modalidades olímpicas de pistola de ar e carabina de ar na Academia da Força Aérea Brasileira

Rodrigo Romero Faria Santos¹, Douglas Toledo Batista², Antônio Carlos Shimano³

¹ Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde Aplicadas ao Aparelho Locomotor, FMRP, USP, Brasil, rodrigoromero@fmrp.usp.br

² ESALQ, Universidade de São Paulo, Brasil, douglasbene@hotmail.com

³ Laboratório de Bioengenharia, FMRP, USP, Brasil, ashimano@fmrp.usp.br

RESUMO

O presente estudo buscou por diferenças qualitativas posturais entre dois grupos de atiradores esportivos militares, distintos entre si por tempo de experiência em treino. A hipótese principal foi a influência longitudinal de tempo de experiência de treino relacionada com maiores graus de assimetria apresentados na análise postural proposta e a relação entre peso e estatura do atirador com dados qualitativos posturais, utilizando a fotogrametria digital. As medidas foram comparadas entre o ângulo inferior da escápula direita e esquerda e terceira vértebra torácica. As variáveis de interesse foram aquelas medidas e compreendidas como variáveis respostas e buscou-se por associações entre dados obtidos na fotogrametria com as medidas posturais em graus comparadas em dois grupos de atiradores. Para análise dos dados foi aplicado a técnica de modelos lineares generalizado. Como a variável resposta assume valores negativos e positivos, a distribuição de probabilidade adotada foi a distribuição normal. Para verificar o efeito das covariáveis foi utilizado a análise de deviance e o nível de significância adotado foi de 5%. O modelo sugere que o grupo com mais experiência de treino apresenta em média um aumento de 350% no ângulo da assimetria horizontal da escápula em relação a terceira vértebra torácica quando comparado com o grupo com menor experiência. As covariáveis peso corporal do indivíduo e estatura não foram significativas para explicar o comportamento da variável resposta. A não significância das assimetrias relacionadas com maior ou menor estatura e peso corporal do atirador presume que a homogeneidade dos indivíduos, mediante especificações de ingresso na carreira militar da Força Aérea brasileira, como limite de estatura e peso corporal, possa ter contribuído para este resultado.

Palavras-chave: Avaliação postural, Fotogrametria, Tiro Esportivo.

INTRODUÇÃO

Este estudo buscou por contribuições para um entendimento mais efetivo sobre os efeitos do treinamento do tiro esportivo em jovens atiradores militares a fim de demonstrar diferenças qualitativas na postura entre integrantes e também associações na avaliação postural com dados antropométricos de estatura e peso. O tiro esportivo pode ser compreendido como um esporte estático que requer habilidades específicas de combinar uma boa postura técnica e capacidade de estabilização postural [1]. Sob demanda de uma determinada modalidade, posições atreladas a biomecânica do esporte são treinadas e ajustadas para cada indivíduo, resultando em uma estética própria de cada modalidade, padrões corporais típicos, que podem, em determinados casos, causar lesões devido as demandas técnicas [2]. Os resultados preliminares aqui apresentados são oriundos de uma pesquisa de doutorado em andamento, desenvolvida pela Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto no Programa de Ciências da Saúde Aplicadas ao Aparelho Locomotor juntamente com a Academia da Força Aérea Brasileira.

HIPÓTESES

A hipótese principal é que o grupo de atiradores com maior experiência, fator longitudinal, apresenta resultados qualitativos de avaliação postural diferentes ao se comparar com dados do grupo de atiradores iniciantes. Considera-se que há relação entre peso e estatura do atirador com dados qualitativos posturais.

OBJETIVOS

O objetivo foi avaliar e comparar dados posturais entre dois grupos de atiradores esportivos militares em busca de diferenças qualitativas e associações com dados antropométricos e tempo experiência na modalidade, sendo grupo 1 atiradores com até três meses de treino na modalidade, considerados iniciantes com pouca experiência e grupo 2, composto por atiradores com experiência de treino acima de três meses e com até quatro anos de treino.

MATERIAIS E MÉTODOS

Para avaliação postural utilizou-se a fotogrametria digital através do software de análise S.A.P.O. (Software para Avaliação Postural) desenvolvido por pesquisadores da Universidade de São Paulo, proporciona um nível de obtenção de informação confiável sobre objetos físicos, sendo de baixo custo operacional e fundamenta-se pela digitalização e funções de calibração de imagens, marcação livre de pontos, medição de distâncias e de ângulos corporais [3]. A tomada das fotografias seguiu as recomendações do protocolo do software utilizado. As referências ósseas do protocolo foram tomadas na vista anterior, denominadas pontos 1 e 2, ângulo inferior da escápula direita e esquerda e ponto 3, terceira vértebra torácica. Após marcação, por apalpação e medição, realizadas por um único avaliador, foram colocadas esferas de isopor de 1cm de diâmetro fixadas com fita adesiva dupla face e então as imagens foram tomadas em vista posterior dos atiradores na posição bipodal, postura ereta, natural, anatômica.

Sujeitos, grupos e amostra

Participaram deste estudo 36 militares, cadetes da Força Aérea Brasileira, sádios, integrantes da equipe de tiro esportivo nas modalidades de carabina e pistola de ar olímpicas, aptos em instruções técnicas das inspeções de saúde periódicas da Aeronáutica [4]. Os sujeitos participantes possuíam idade de 18 até 26 anos, homens e mulheres. A obtenção das medidas de peso e estatura foram realizadas para que os dados antropométricos pudessem ser analisados e confrontados em busca de associações com os resultados da avaliação postural obtidos. Os grupos foram divididos em grupo 1, atiradores iniciantes com até três meses de experiência e grupo 2, atiradores com experiência acima de três meses de treino e até quatro anos de experiência na modalidade. Pesquisa devidamente submetida ao comitê de ética da comissão nacional de ética em pesquisa (CONEP), CAAE 86154918.0.0000.5440, parecer aprovado número 2.690.358.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

As variáveis de interesse neste experimento foram aquelas medidas e compreendidas como variáveis respostas, onde buscou-se por associações entre dados obtidos na fotogrametria com as medidas posturais em graus comparadas em dois grupos de atiradores. Entretanto, outras variáveis puderam afetar a resposta e então foram consideradas variáveis explicativas, como o tempo de experiência na modalidade, dados antropométricos de peso e estatura. Para análise dos dados foi aplicado a técnica de modelos lineares generalizado. Como a variável resposta assumiu valores negativos e positivos, a distribuição de probabilidade adotada foi a distribuição normal. Para verificar o efeito das covariáveis foi utilizado a análise de deviance e o nível de significância adotado foi de 5%. Para a validação do modelo utilizou-se o gráfico half-plot. O modelo sugere que o grupo com mais experiência de treino apresenta em média um aumento de 350% no ângulo da assimetria horizontal da escápula em relação a terceira vértebra torácica quando comparado com o grupo com menor experiência. As covariáveis peso corporal do indivíduo e estatura não foram significativas para explicar o comportamento da variável resposta.

CONCLUSÃO

A hipótese foi confirmada referente aos ângulos e graus encontrados quando comparados entre dois grupos de atiradores, entre iniciantes e experientes, reforçando a tese que há efeitos deletérios posturais aos praticantes do tiro esportivo à medida que se tornam mais experientes. A não significância das assimetrias relacionadas com maior ou menor estatura e peso corporal do atirador nos sugere que tal fato seja relacionado com as características ao ingresso do militar na Academia da Força Aérea, que atende aos padrões antropométricos com limite de estatura e peso entre outras relações que nos permitem considerar que a homogeneidade dos indivíduos tenha contribuído para isso.

REFERÊNCIAS

- Ihallainen, S., Kuitunen, S., Mononen, K., and Linnamo, V. (2016). Determinants of elite-level air rifle shooting performance. *Scandinavian Journal of Medicine and Science Sport*, 26(3), 266-274.
- Ball, K.A., BEST, R.J., Wrigley, T.V. (2003). Body sway, aim point fluctuation and performance in rifle shooters: inter- and intraindividual analysis. *Journal of Sports Science*. 21(7), 559-66.
- Alves Gonçalves Ferreira, E. (2005). *Postura e controle postural: desenvolvimento e aplicação de quantitativo de avaliação postural*. (Tese de doutorado, Universidade de São Paulo).
- BRASIL. Ministério da Defesa. Comando da Aeronáutica. Saúde. ICA 160-1. *Instruções Reguladoras das Inspeções de Saúde* (IRIS). Brasília, DF, 2003.

Rest Length Reflexes for Self Regulated Running – Summary *

André S. Carvalho, Jorge M. Martins

IDMEC, Instituto Superior Técnico, Universidade de Lisboa, Portugal
andre.s.carvalho@tecnico.ulisboa.pt, jorgemartins@tecnico.ulisboa.pt

ABSTRACT

An interaction force model, that allows the modeling of bipedal running, is here proposed through a generalization of the spring-mass model. The proposed generalization imbues a desirable compliant leg behavior with energetic balance terms, enabling not only the description of a periodic gait, along flat and sloped surfaces, but also the transposition of obstacles. The proposed regulatory terms arise from analogy with neuromuscular reflexes, to define phase variables which contribute to an emerging description of locomotion. The proposed force model is deployed through a previously developed force control framework to simulate the running behavior of a mechanical archetype.

KEYWORDS: Locomotion, Self Regulated Gait, Force Feedback, Force Control

INTRODUCTION

So far, the model that yields the most insight into the external dynamics of human locomotion is the spring-mass model [1], where the stance leg is modeled after a massless spring connected to a point mass, meant to represent the center of mass of the *locomotor*. The model can be shown to be stable to small perturbations and able to approximate the contact force patterns observed in human walking and running. Ultimately, the spring mass model introduces locomotion as an emergent outcome of compliant interaction with the ground.

Although able to emulate the energetic efficiency with which animal locomotors interact with the environment, it is important to note that the spring-mass model does not depict all of the interaction dynamics observed in locomotion, making it impossible to functionally fit this model with experimental data [2]. Added the impossibility of a purely conservative system to accommodate moderate perturbations and return to its locomotion cycle [3], it remains to be found a simple model that rivals the adaptive capabilities of highly detailed musculoskeletal models, such as [4].

To address these issues, and further the modeling of locomotion systems, one must then assume that animal locomotion emerges from an automatic energy regulation mechanism, to further imbue elastic models with energetic balance terms. Moreover, evidence suggests that locomotion is not solely tuned for efficiency [5], as the paradigm introduced by the spring-mass model might suggest. One could then argue on the basis of stability and robustness, for which an energetic regulation mechanism is more suited.

In this article, the issue of modeling the external dynamics of running is addressed through the introduction of a simple model that describes a *stabilizing contact force* arising from the locomotor's configuration and contact force. The force model is briefly described as being a generalization of the spring-mass model, along the leg's parallel direction, while along the perpendicular direction an additional term is added to stabilize the locomotor's posture. This desired interaction force can be written in an elastic form as

$$\mathbf{f}_d = k_\ell (\ell - \mathcal{L}_o(\hat{\mathbf{f}}, \mathbf{v})) \hat{\mathbf{r}}_{\parallel} + \kappa_\theta(\hat{\mathbf{f}}) (\theta - \theta_o) \hat{\mathbf{r}}_{\perp}, \quad (1)$$

being k_ℓ and κ_θ the elastic terms for leg compression $\ell - \mathcal{L}_o$ and the torso's pitch $\theta - \theta_o$. Being reflexes of regulatory importance in human locomotion [6], a systemic interpretation can be employed to modulate the stance parameters in (1) through the definition of *phase variables* [7] arising from the contact force $\hat{\mathbf{f}}$ and the leg's compression velocity \mathbf{v} . Such reflexes are integrated into an energetic balance by employing the *force feedback* as both a synchronizing and an energy incrementing agent [8], which is counteracted in relation to a viscous stimulation to imbue the locomotor with perturbation rejection and a stable running gait. These reflexes are defined through a *filtered saturation of the delayed contact force* and the *leg's compression velocity*, written here as

$$\hat{\mathbf{f}}_\tau = \frac{1}{\hat{\mathbf{f}}_{sat}} F_{\Pi}(s) \cdot \left| \frac{\mathbf{f}_x(t - \tau)}{k_{\hat{\mathbf{f}}}} \right| \begin{bmatrix} \hat{\mathbf{f}}_{sat} \\ 0 \end{bmatrix}, \quad \mathbf{v}^- = \left| \dot{\ell} \right| \begin{bmatrix} 0 \\ -\infty \end{bmatrix}, \quad (2)$$

*This work was supported by FCT, through IDMEC, under LAETA, project UID/EMS/50022/2019.

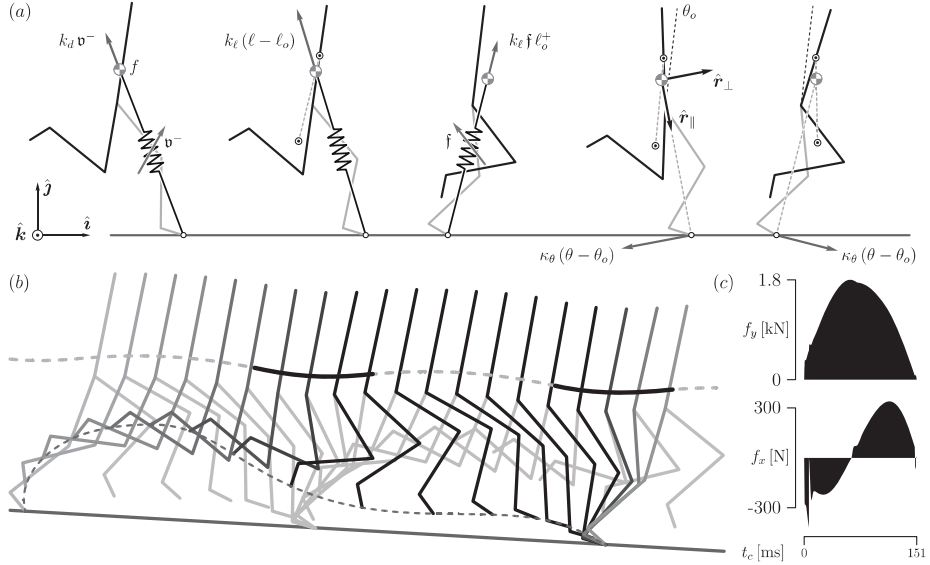


Figure 1: (a) Biped's stabilizing force composition; (●) Floating structure's mass center [9]; (●) Contralateral leg and torso's mass centers. (b) Periodic motion along a downward slope and (c) the corresponding contact dynamics.

which can be introduced into (1) to further define the leg's modulated rest length $\mathcal{L}_o = \ell_o + f \ell_o^+ - \frac{k_d}{k_\ell} v^-$ and the posture stiffness $\kappa_\theta = f_o k_\theta$, whose decomposition is illustrated in Fig.1(a).

The proposed stabilizing force can be introduced into a previously developed *force control framework* for bipedal running [9], which through an appropriate parameterization is able to emulate the dynamics of habitual forefoot runners [10], through explicit control of the ground reaction force exerted by a mechanical archetype (Fig.1c). Moreover, this new contribution allows the extension of the previously modeled *periodic running motions along flat surfaces* [9] into the description of periodic motions along sloped terrain (Fig.1b), owing to the more appropriate embedding of the dissipation term along rest length variations, following the reflex analogy. Through the energetic regulatory terms, emerging from force feedback and velocity dissipation, the locomotor is also able to transpose rough terrain, to return to its periodic motion.

REFERENCES

- [1] Geyer, H., Seyfarth, A., and Blickhan, R. (2006), Compliant leg behaviour explains basic dynamics of walking and running. *Proc. R. Soc. B* **273** (1603), 2861-2867.
- [2] Lipfert, S. W., Günther, M., Renjewski, D., Grimmer, S., and Seyfarth, A. (2012), A model-experiment comparison of system dynamics for human walking and running. *Journal of Theoretical Biology*, **292** 11-17.
- [3] Bosworth, W., Kim, S., and Hogan, N. (2014), The Effect of Leg Impedance on Stability and Efficiency in Quadrupedal Trotting, *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 4895-4900.
- [4] Geyer, H., and Herr, H. (2010), A Muscle-reflex model that encodes principles of legged mechanics produces human walking dynamics and muscle activities. *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering* **18** (3), 263-273.
- [5] Carrier, D. R., Anders, C., and Schilling, N. (2011), The musculoskeletal system of humans is not tuned to maximize the economy of locomotion. *Proceedings of the national academy of sciences* **108** (46), 18631-18636.
- [6] Zehr, E. P., and Stein, R. B. (1999). What functions do reflexes serve during human locomotion?. *Progress in neurobiology*, **58** (2), 185-205.
- [7] Villarreal, D. J., and Gregg, R. D. (2016), Unified Phase Variables of Relative Degree Two for Human Locomotion. 2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 6262-6267.
- [8] Geyer, H., Seyfarth, A., and Blickhan, R. (2003), Positive force feedback in bouncing gaits?. *Proc. R. Soc. B Biol. Sci.* **270** (1529), 2173-2183.
- [9] Carvalho, A. S., and Martins, J. M. (2018), Bipedal running through imposition of a stabilizing contact force. 2018 IEEE International Conference on Autonomous Robot Systems and Competitions (ICARSC), 42-47.
- [10] Rooney, B. D., and Derrick, T. R. (2013). Joint contact loading in forefoot and rearfoot strike patterns during running. *Journal of Biomechanics* **46** (13), 2201-2206.

Evaluation of forearm sustained light muscular activity in PC mouse use

Miguel L. Lourenço^{1,2}, Denis A. Coelho^{1,3}

¹C-MAST: Centre for Mechanical and Aerospace Science and Technologies, Covilhã, Portugal

²Technical Scientific Unit of Engineering and Technology and Research Unit for Inland Development, Polytechnic Institute of Guarda, Portugal, mlopes@ipg.pt

³Human Technology Group, Dept. Electromechanical Engineering, Universidade da Beira Interior, Portugal, dac@ubi.pt, denis.a.coelho@gmail.com

ABSTRACT

Usage of a PC mouse is a kind of task where muscle activation levels, while low in general, can indicate potential for musculoskeletal disorders due to prevalence of static muscular activity. This is believed to represent a higher risk for musculoskeletal health than dynamic muscular activity. The study reported in this paper proposes a two-dimension approach to comparative evaluation of muscular activity during mouse use, based on the percentage of Maximum Voluntary Contraction of selected forearm muscles (APL, ED, ECR, ECU - Abductor Pollicis Longus, Extensor Digitorum, Carpi Radialis and Ulnaris) relative to Maximum Voluntary Contraction as well as on the dynamics of muscle activation. The latter is computed as a ratio between the difference between APDF90 and APDF10 divided by APDF50 (APDF-Amplitude Probability Distribution Function for the 90th, 50th and 10th percentiles). The paper demonstrates the approach with results of comparative evaluation of a horizontal and a slanted prototype PC mouse, through surface EMG monitoring of 20 participants performing standardized graphical task with the devices. The paper, hence, demonstrates a parametric approach to assessing the dynamics of muscular activity. Ergonomic evaluation of PC mice, besides usability, concerns risks for musculoskeletal health, which are assessed from posture and muscular activity. Low levels of activation may be balanced with more dynamic contractions, springing from device geometry features, diminishing risks.

Keywords: Ergonomics, Abductor Pollicis Longus, Extensor Carpi Radialis, Extensor Carpi Ulnaris, Extensor Digitorum

INTRODUCTION

Interlaced research methodologies enabled development and ergonomic evaluation of new computer handheld pointing device shapes [1]. Sanders et al. [2] describe the general steps of any research process using an onion metaphor, which progresses in successive steps from a peripheral layer towards the core. Using this process in the improvement of the PC mouse led to product development of new PC mouse shapes [3] and comparative evaluation against existing benchmark models. Thus, the proposed methodology, presented in detail elsewhere [1, 4], deals with product design and specific experimental design integrating usability assessment [1, 5, 6, 7] and muscle activity assessment [8]. This study also focuses the assessment of specific muscles' activity of the subjects' right forearm in computer mouse usage. The comparative tests are based on standardized tasks [1, 5, 7] to achieve replicability in usability evaluation and specific muscle activity assessment. Søggaard et al. [9] define 'low level' static effort as a condition associated to muscular work in which the muscle is activated at such a low order of contraction that it allows the work to be maintained over a long period of time. Surface electromyography (S-EMG) measures the activity levels of muscles during activity, such as the use of the device [10]. S-EMG data was collected from 20 subjects (10 male), performing standardized tasks [5, 7, 11] interacting with distinct PC mouse shape [1, 8].







DEVELOPMENT

The development process of new shapes (PC mice) is based on specialized literature recommendations, mostly in the form of applicable standards [12, 13, 14, 15]. The complete specification list and a flowchart of the operational model adopted for that purpose can be found in Lourenço et al. [3]. The operational model is adapted from Lewis and Bonollo [16] and Hales [17]. The comparative tests are based on standardized tasks [5, 7, 11], to achieve replicability in both usability evaluation and specific muscle activity assessment. Table 1 shows the prototype of a new PC mouse that arose from the product development process briefly characterized in the present paper and explained in detail by Lourenço et al. [3]. This prototype and a standard (traditional) model, depicted Table 1, both using the same hardware, were comparatively assessed through several tests for usability and forearm muscular activity evaluation.

RESULTS

According to Hagberg [18], the probability of a certain level of amplitude of muscle contraction over time is the probability of the myoelectric activity being less than or equal to that level of contraction. APDF10 has been recognized as related with baseline activity, APDF50 as median activity level and APDF90 as peak activity [19]. Table 1 depicts the mean values of APDF10, 50 and 90, as well the standard deviation, averaged from 7 standardized graphical tasks performed by 20 subjects.

Table 1. Mean APDF values (and standard deviation) of muscular activity as a percentage of MVC for ED, ECR, ECU and APL muscles, for the standard PC mouse and the prototype tested (Source: authors' experimental data)

Muscle	Standard	Prototype	Standard	Prototype	Standard	Prototype
						
	Mean APDF10 (SD)		Mean APDF50 (SD)		Mean APDF90 (SD)	
ED	13.18% (5.34%)	12.95% (6.55%)	16.19% (5.38%)	16.48% (6.91%)	20.62% (6.61%)	21.75% (8.36%)
ECR	9.83% (5.85%)	9.80% (6.01%)	10.49% (5.81%)	10.42% (6.02%)	11.44% (5.82%)	11.32% (6.11%)
ECU	13.75% (6.41%)	14.45% (6.82%)	15.37% (6.81%)	16.60% (7.92%)	17.99% (7.59%)	19.71% (9.72%)
APL	6.96% (5.33%)	7.22% (6.29%)	8.80% (6.14%)	9.13% (6.89%)	11.33% (7.47%)	11.96% (8.15%)

REFERENCES

- [1] Lourenço, L.M.L.: Development and Ergonomic Analysis of Computer Handheld Pointing Devices. Doctoral Dissertation. Industrial Engineering and Management. School of Engineering. Universidade da Beira Interior, Covilhã, Portugal (2017), (in Portuguese)
- [2] Saunders, M., Lewis, P., Thornhill, A.: Research Methods for Business Students. Edited by Pearson Education Limited. 6th ed. (2012)
- [3] Lourenço, M.L., Pitarma, R.A., Coelho, D.A.: Development of a New Ergonomic Computer Mouse. In International Conference on Applied Human Factors and Ergonomics. Advances in Intelligent Systems and Computing, vol. 592, pp. 457-468. Springer, Cham (2018)
- [4] Lourenço, M.L., Coelho, D.A.: Research Methodologies in the Ergonomic Development and Evaluation of PC Mice. In International Conference on Applied Human Factors and Ergonomics. Advances in Intelligent Systems and Computing, vol. 592, pp. 448-456. Springer, Cham (2018)
- [5] Lourenço, M.L., Coelho, D.A.: Performance Evaluation of PC Mice. In Occupational Safety and Hygiene V: Selected papers from the International Symposium on Occupational Safety and Hygiene. p. 157-161. CRC Press (2017).
- [6] Coelho, D.A., Lourenço, M.L., Nunes, I.L.: Psychometric Analysis of Scales for Usability Evaluation of Pointing Devices. In International Conference on Applied Human Factors and Ergonomics. Advances in Intelligent Systems and Computing, vol. 592, pp. 419-426. Springer, Cham (2018)
- [7] Coelho, D.A., Lourenço, M.L.: A Tentative Efficiency Index for Pointing Device Use in Computer Aided Design – A pilot study. Work: A Journal of Prevention, Assessment and Rehabilitation (2018), in press)
- [8] Lourenço, M.L., Coelho, D.A.: S-EMG of Forearm Muscles Activity in Conventional PC Mouse Use. In International Conference on Applied Human Factors and Ergonomics. Advances in Intelligent Systems and Computing, vol. 592, pp. 439-447. Springer, Cham (2018)
- [9] Søgaard, K., Sjøgaard, G., Finsen, L., Olsen, H.B., Christensen, H.: Motor unit activity during stereotyped finger tasks and computer mouse work. Journal of Electromyography and Kinesiology, 11, pp. 197-206 (2006)
- [10] Agarabi, M., Bonato P., De Luca C.J.: A sEMG-based method for assessing the design of computer mice. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference 4: pp. 2450-2453(2004)
- [11] Lourenço, L.M., Pitarma, R.A., Coelho, D.A.: Horizontal and Vertical Handheld Pointing Devices Comparison for Increasing Human Systems Integration at the Design Stage. In Advances in Intelligent Systems and Computing, vol. 497, pp. 15-24. Springer, Cham (2017)
- [12] ISO 9241-11:1998. Ergonomic Requirements for Office Work with Visual Display Terminals (VDTs) – Part 11: Guidance on Usability. International Organization for Standardization (ISO), Geneva, Switzerland (1998)
- [13] ISO 9241-9:2000. Ergonomic Requirements for Office Work with Visual Display Terminals (VDTs) – Part 9: Requirements for Non-keyboard Input Device Requirements. International Organization for Standardization (ISO), Geneva, Switzerland (2000)
- [14] ISO 9241-400:2007. Ergonomic of Human-Systems Interaction– Part 400: Principles and Requirements for Physical Input Devices. International Organization for Standardization (ISO), Geneva, Switzerland (2007)
- [15] ISO 9241-410:2008+A1:2012. Ergonomic of Human-Systems Interaction– Part 410: Design Criteria for Physical Input Devices. International Organization for Standardization (ISO), Geneva, Switzerland (2012)
- [16] Lewis, W.P., Bonollo, E.: An analysis of professional skills in design: implications for education and Research. Design Studies No.23, pp. 385-406 (2002)
- [17] Hales, C.: Analysis of the Engineering Design Process in an Industrial Context, Eastleigh, Gants Hill Publications, UK (1991)
- [18] Hagberg, M.: The amplitude distribution of surface EMG in static and intermittent static muscular performance. Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.; 40(4), pp. 265-272 (1979)
- [19] Jonsson, B.: The static load component in muscle work. European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, 57, pp. 305-310 (1988)

The effects on lower limbs' kinematics of different lateral wedge insoles

Vitor Ferreira¹, Leandro Machado², Paulo Roriz³

¹Escola Superior Saúde da Universidade de Aveiro, Portugal, v.ferreira@ua.pt

²CIF2D, LABIOMEPE, Faculdade de Desporto da Universidade do Porto, Portugal, lmachado@fade.up.pt

³CIDESD-ISMAI, INESC-TEC, LABIOMEPE, Portugal, paulororiz@ismai.pt

ABSTRACT

The amount of wedging required to induce a biomechanical response with clinical significance is not well known. Therefore, the aim of this study was to assess the immediate effects of lateral wedge insoles on lower limb's kinematics in healthy population. Twenty-three healthy volunteers (15 males, age of 21.0 ± 5.13 , weight of 65.8 ± 8.7 kg, and height 170 ± 5.13 cm) were recruited. Eleven cameras three-dimensional motion analysis and four force platforms were used to collect the kinematic and kinetic data. Six wedge experimental conditions were tested: 0° , 2° , 4° , 6° , 8° and 10° degrees. There was no significant difference ($p < 0.05$) in the kinematics of the lower limb's and pelvis, except in the ankle eversion angle at first peak external knee adduction moment with insoles higher than 8 degrees. Other indicators should be studied, particularly in kinetic analysis to understand better the mechanism of action of lateral wedge insoles.

Keywords: Kinematics, lateral wedge insoles, gait; peak angles

INTRODUCTION

Human motion analysis is the systematic study of human motion through instrumentation for measuring body movements [1]. In healthy population appears to be important in order to assess the influence caused by different interventions and provides the critical information needed to understand the role of diseases and to design therapeutic interventions [2]. Wedge insoles are regularly used to correct altered gait pattern and particular used in individuals with knee osteoarthritis [3]. The mechanism of action proposed undertook a reduction of external knee adduction moment [4]. In a recent study the application of different types of wedge showed significant variations in range of movement (ROM) of the ankle, knee and hip joints in healthy individuals [5]. However, the effects on lower limbs' kinematics of the application of wedge insoles are not yet well known. Therefore, the aim of this study was to assess the immediate effects of lateral wedge insoles on lower limb's kinematics in healthy population.

METHODS AND MATERIALS

Twenty-three healthy volunteers (15 males, with mean age of 21.0 ± 5.13 , weight of 65.8 ± 8.7 kg, and height 170 ± 5.13 cm) were recruited. The subjects included were healthy young adults, without any symptoms or neuromuscular disorders and freely gave their written consent to participate after a verbal and written explanation of the study. Eleven cameras three-dimensional motion analysis (Qualisys, Gothenburg, Sweden) sampling at 200 Hz and four force platforms (Bertec, Columbus, USA) sampling at 1000 Hz, were used to collect the kinematic and kinetic data from participants walking along a 10-meter walkway. The Calibrated Anatomical System Technique (CAST) [6] was employed. Forty-two reflective markers were attached on the principal bony prominences on the subject's lower limbs and pelvis. The feet were assumed to be a rigid body. Six experimental conditions were tested in a randomized order: a control condition (0° insole), and insoles with 2° , 4° , 6° , 8° and 10° degrees. Post-processing calculation was conducted using Visual3D software (Version 6.00.12, C-Motion, Rockville, USA). Kinematic data were filtered (6 Hz) using a Butterworth 4th order filter. Peak values for lower limb joint angles were computed for each cycle for each participant. The joint angles were expressed in degrees ($^\circ$) and time normalized to 100% of the stance phase. Repeated measures analysis of variance was used with post-hoc Bonferroni correction for multiple pairwise comparisons. Statistical software SPSS 24.0 was used (IBM, Chicago, IL) and all tests were performed at the 95% confidence interval ($p < 0.05$).

RESULTS

Lower limb's kinematic waveforms were presented in Figure 1. The overall effect of lateral wedge insoles resulted in a greater peak eversion especially when the first peak of external knee adduction moment occurs and increases gradually with increasing wedge angulation. This increase is statistically significant for

wedge with ten degrees ($p = 0.027$). For the other joints in the several planes, no statistically significant values were found.

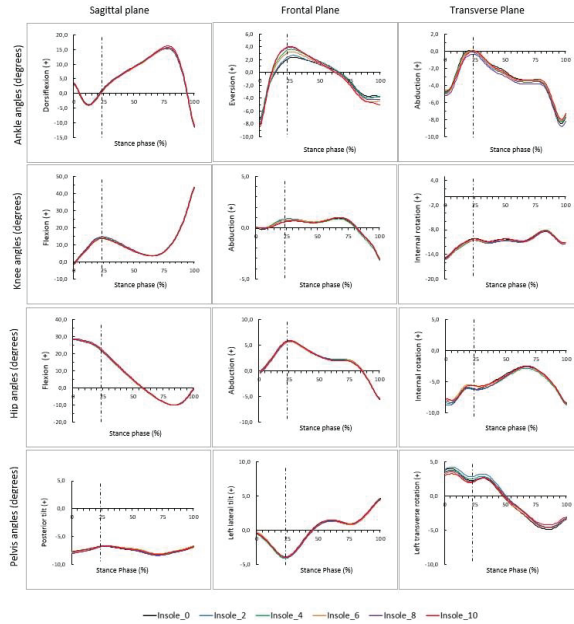


Figure 1. Ankle, knee, hip and pelvis waveforms during the stance phase. Each colour line represents the mean of different wedge insole. Vertical dashed lined represents the timing of first peak external knee adduction moment.

DISCUSSION

This is the first study to our knowledge to evaluate the immediate effects of the incremental application of lateral wedge insoles with minimal differences on lower limbs' kinematics. Previous studies investigating the effects of lateral wedge insoles focus mainly on the knee [7] or used only one or two lateral wedges insoles [3]. Our study considered six different lateral wedge insoles with a variation of 2 degrees between them. We verify immediate effects on ankle eversion it is consistent with previous reports [5].

CONCLUSIONS

Lateral wedge insoles seems to promote a greater peak eversion on the foot. Other indicators should be studied, particularly in kinetic analysis to understand better the mechanism of action of lateral wedge insoles.

REFERENCES

- [1] Lu TW, Chang CF. Biomechanics of human movement and its clinical applications. *Kaohsiung J Med Sci.* 2012;28:S13-25.
- [2] Favre J, Jolles BM. Gait analysis of patients with knee osteoarthritis highlights a pathological mechanical pathway and provides a basis for therapeutic interventions. *EFORT Open Rev.* 2016;1:368-74.
- [3] Hinman RS, Bowles KA, Bennell KL. Laterally wedged insoles in knee osteoarthritis: do biomechanical effects decline after one month of wear? *BMC Musculoskelet Disord.* 2009;10:146.
- [4] Kim WY, Richards J, Jones RK, Hegab A. A new biomechanical model for the functional assessment of knee osteoarthritis. *Knee.* 2004;11:225-31.
- [5] Soares DP, de Castro MP, Mendes E, Machado L. Influence of wedges on lower limbs' kinematics and net joint moments during healthy elderly gait using principal component analysis. *Hum Mov Sci.* 2014;38:319-30.
- [6] Cappozzo A, Catani F, Croce UD, Leardini A. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1995;10:171-8.
- [7] Tipnis RA, Anloague PA, Laubach LL, Barrios JA. The dose-response relationship between lateral foot wedging and the reduction of knee adduction moment. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2014;29:984-9.

Sit-to-stand biomechanics of patients with knee osteoarthritis

Vitor Ferreira¹, Leandro Machado², Adélio Vilaça³, Francisco Xará-Leite³, Paulo Roriz⁴

¹Escola Superior Saúde da Universidade de Aveiro, Portugal, v.ferreira@ua.pt

²CIF2D, LABIOMEPE, Faculdade de Desporto da Universidade do Porto, Portugal, lmachado@fade.up.pt

³Serviço Ortopedia Hospital Santo António, Porto, Portugal, adeliovilaca@gmail.com, franciscoxdl@gmail.com

⁴CIDESD-ISMAI, INESC-TEC, LABIOMEPE, Portugal, paulororiz@ismai.pt

ABSTRACT

Knee osteoarthritis (OA) is characterized by weakness in the quadriceps femoris muscle and knee joint pain that affects the ability to perform various movements in daily life. Patients with knee OA have alterations on sit-to-stand (STS) biomechanics. The aim of this study was to evaluate the strategy used by patients with moderate knee OA when they perform the 30-second chair sit-to-stand test, and their relationship with symptomatology and function. Eleven patients with symptomatic knee OA were recruited in orthopaedic service of Porto Hospitals to participate in this study. A 3D 11-camera motion analysis system was used to capture the lower body motion during the STS task and two force plates embedded in the floor were used to capture the ground reaction forces under each leg. No difference ($p < 0.05$) between the first three and the last three STS trials for joint moment and power was found. However, there is a tendency for the last three repetitions to present a lower joint moment value. No difference between the most painful knee in comparison to the contralateral knee was found. However higher values were found in the most painful knee either in sit-to-stand and in stand-to-sit. A significant correlation was found in different subscales of KOOS and biomechanical parameters. Patients with best score in KOOS subscales showed better performance in STS.

Keywords: Sit-to-stand test; power; joint moment; knee osteoarthritis

INTRODUCTION

Functional alterations in patients with knee OA are well recognized. Studies have already demonstrated modifications in several tasks of daily-life like sit-to-stand (STS) [1]. Knee osteoarthritis (OA) is characterized by weakness in the quadriceps femoris muscle and knee joint pain that affects the ability to perform various movements. A STS movement, which is defined as a movement of standing up from a chair to an upright posture, is a motion routinely repeated and is much more difficult for persons with reduced function due to OA [2]. Previous studies have already demonstrated changes in the STS biomechanics in patients with knee OA [3]. Understand better these changes and their association with symptoms is a key issue in adapting rehabilitation protocols to this specific group of patients. The aim of this study was to evaluate the strategy used by patients with moderate knee OA when they perform the 30-second chair sit-to-stand test, and their relationship with symptomatology and function.

METHODS AND MATERIALS

Eleven patients (5 men; mean age $61 \pm 7,8$; weight $79,9 \pm 11,9$ kg, and height $177 \pm 6,9$ cm) with symptomatic knee OA were recruited in orthopaedic service of Porto Hospitals to participate in this study. Written informed consents were obtained from all subjects and the study approved by hospital and university ethics committees. Symptomatology and function were measured by visual analogue scale (VAS) and Knee injury Osteoarthritis Outcome Score (KOOS), previously validated for Portuguese culture [4]. A 3D 11-camera motion analysis system (Qualisys Oqus, Gothenburg, Sweden) was used to capture the lower body motion during the STS task. Reflective markers were placed on the pelvis and on both lower limbs according to the Calibrated Anatomical System Technique (CAST) protocol [5]. Two force plates (Bertec, Columbus, USA) embedded in the floor were used to capture the ground reaction forces under each leg. The motion and force plate data were synchronized and sampled at 200 and 1000 Hz, respectively. The joint kinematics and kinetics were obtained using Visual3D software (Version 6.00.12, C-Motion, Rockville, USA). The peak joint moments and peak power were normalized for body weight (Nm/kg and W/kg respectively). Each subject completed the STS task during 30-second. The first three and the last three STS trials from sit-to-stand and stand-to-sit were used for data analyses. Only data from sagittal plane was analysed. T-test for independent samples and spearman's correlation were used for statistical analyses. Tests were completed with SPSS 24.0 (IBM, Chicago, IL) and all tests performed at the 95% confidence interval ($p < 0.05$).

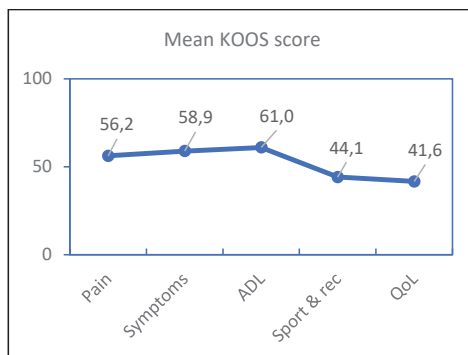


Figure 1. KOOS profile. Mean scores at subscales. ADL: (function in daily living); QoL: Quality of life; Sport & rec (function in sport and recreation)

RESULTS

No difference ($p < 0,05$) between the first three and the last three STS trials for joint moment and power was found. However, there is a tendency for the last three repetitions to present a lower joint moment value. No difference between the most painful knee in comparison to the contralateral knee was found. However higher values were found in the most painful knee either in sit-to-stand and in stand-to-sit. The forces employed to standing are clearly superior in relation to the sitting motion. Figure 1 shows KOOS profile. A significance statistical difference was found in the correlation between the power in sit-to-stand in the most painful knee and the subscale KOOS ADL ($r = ,645$; $p = ,032$) and KOOS QoL ($r = ,617$; $p = ,043$). Also, was found a negative correlation between the external knee flexion moment in stand-to-sit in the less painful knee and the subscale KOOS Sport ($r = -,613$; $p = ,045$).

DISCUSSION

In this study was found a tendency to higher force in the most painful knee either in the sit-to-stand and in stand-to-sit. These findings suggest that knee joints of patients with knee OA do not exhibit enhanced motor control ability to absorb and generate kinetic energy efficiently. This result is contrary to the study of Turcot et al [2]. The authors found an overload of the contralateral limb. However, that study was performed in patients with advanced osteoarthritis. In this study, patients were recruited in a moderate stage, which may justify this discrepancy in the results. Significant difference was expected between the first three and the last three repetitions. He hoped that in the last repetitions of the test the patients presented some signs of fatigue. However, this has not happened and may be due to the duration of the test which comprises only 30 seconds. This question may be examined in future studies. A significative correlation was found in different subscales of KOOS and biomechanical parameters. Patients with best score in KOOS subscales showed better performance in STS.

CONCLUSIONS

Patients with higher scores in KOOS subscales (ADL and QoL) shows higher capacity to produce power and force in the most painful knee.

Due to the constrained nature of the task further analysis are therefore needed to identify the modification of patients' strategy in the realization of the STS task in individuals with knee OA.

REFERENCES

- [1] Boonstra MC, Schwering PJ, De Waal Malefijt MC, Verdonchot N. Sit-to-stand movement as a performance-based measure for patients with total knee arthroplasty. *Phys Ther.* 2010;90:149-56.
- [2] Turcot K, Armand S, Fritschy D, Hoffmeyer P, Suva D. Sit-to-stand alterations in advanced knee osteoarthritis. *Gait Posture.* 2012;36:68-72.
- [3] Anan M, Shinkoda K, Suzuki K, Yagi M, Ibara T, Kito N. Do patients with knee osteoarthritis perform sit-to-stand motion efficiently? *Gait Posture.* 2015;41:488-92.
- [4] Goncalves RS, Cabri J, Pinheiro JP, Ferreira PL. Cross-cultural adaptation and validation of the Portuguese version of the Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS). *Osteoarthritis and cartilage / OARS, Osteoarthritis Research Society.* 2009;17:1156-62.
- [5] Cappozzo A, Catani F, Croce UD, Leardini A. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1995;10:171-8.

Improving fatigue life and creep behavior of poly lactic acid using functionalized carbon nanotubes

V. C. Pinto¹, R. M. Guedes^{1,2,3}

¹INEGI, University of Porto, Portugal, vivianacpinto@gmail.com

² DEMec, Faculty of Engineering of University of Porto, Portugal, rmguedes@fe.up.pt

³ LABIOMEPE, University of Porto, Portugal

ABSTRACT

There is a growing research interest for medical devices to repair soft tissues, particularly the anterior cruciate ligament (ACL). The choice of the materials to produce the ACL augmentation device is critical for its performance after ACL surgery. The device should act as a scaffold, sustaining the mechanical loads, while the tissue regenerates. This requires a challenging balance between biocompatibility and mechanical functionality [1].

Bioabsorbable scaffolds have been proposed as an alternative solution, allowing proper tissue regeneration and healing before being absorbed by the organism. Some, like polylactic acid (PLA), have been already approved by Food and Drug Administration (FDA) for medical applications. Despite that, the PLA mechanical performance needs to be improved [2], especially its mechanical resistance to creep and fatigue, to prevent laxity or premature rupture of the device [3].

Bio-sourced polymers, like PLA, exhibit a complex mechanical behaviour, non-linear time-dependent, viscoelastic/viscoplastic. Fatigue and excessive laxity due to the viscoelastic/viscoplastic behaviour are considered the main reasons for material failure.

The PLA (Mw~50000, Ingeo™ 2003D, Natureworks LLC, EUA), polymer-matrix nanocomposites were reinforced with functionalized multi-walled carbon nanotubes (NC3150, 9.5 nm average diameter and less than 1 µm average length, more than 95% carbon purity, Nanocyl™, Belgium). The specimens were prepared by melt blending, followed by compression moulding in a hot plates press, in 0.3 mm thickness thin films. Then specimens were cut in a rectangular format, with a total length of 10x80 mm. Nanocomposites were produced with different contents of reinforcements, i.e. PLA/MWCNT-COOH (99.8:0.2;99.7:0.3;99.5:0.5;99.3:0.7;99:1).

The fatigue performance of PLA was assessed for each weight percentages of reinforcement. The experimental tests comprised measurements of tensile properties, observation of strain field using open-hole specimens with non-contact techniques (Figure 1) and determination of S-N curves for each nanocomposite composition (Figure 2).

Comparing to neat PLA, PLA/CNT-COOH nanocomposites exhibit higher elastic modulus and toughness, and improved fatigue life. This is most likely related with nanofillers good dispersion that ameliorates the mechanical response of PLA matrix.

Keywords: Nanocomposites; Poly Lactic Acid; Functionalized Carbon Nanotubes; Experimental Mechanics

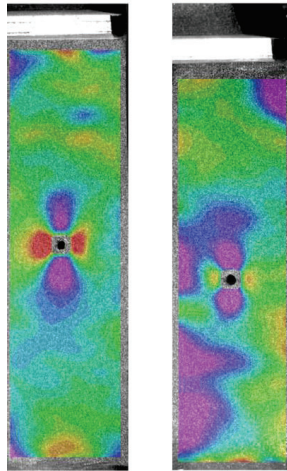


Figure 1. Strain fields measurements of PLA (left) and PLA/CNT-COOH0.7 (right)

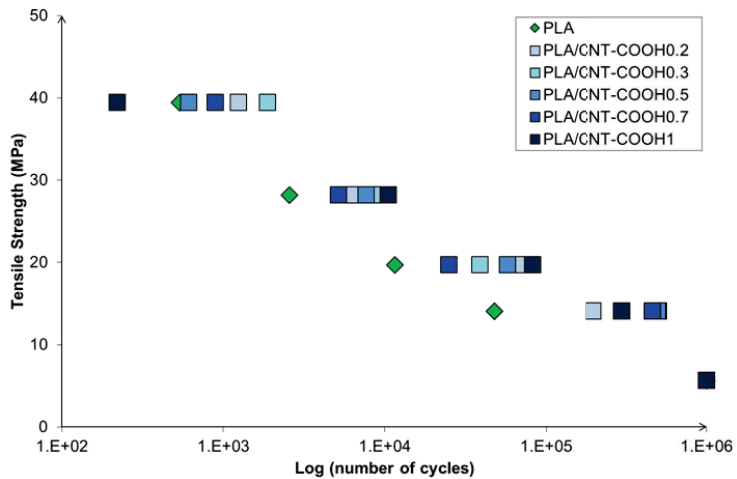


Figure 2. S-N curves of PLA and PLA/CNT-COOH nanocomposites

REFERENCES

- [1] C. T. Laurencin, J. W. Freeman, Ligament tissue engineering: An evolutionary materials science approach. *Biomaterials*, 26, 7530-7536, 2005
- [2] A. C. Vieira, R. M. Guedes, A. T. Marques. Development of ligament tissue biodegradable devices: A review. *Biomechanics*, 42, 2421-2430, 2009
- [3] S. Bernardino, ACL prosthesis: any promise for the future? *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*, 18, 797-804, 2010.

Novel mechanobiological bone remodeling model coupling cell dynamics with mechanical stimuli

M. M. A. Peyroteo¹, J. Belinha², L.M.J.S. Dinis³, R.M. Natal Jorge³

¹Institute of Science and Innovation in Mechanical and Industrial Engineering (INEGI), Portugal, mmgomes@inegi.up.pt

²School of Engineering Polytechnic of Porto (ISEP), Portugal, job@isep.ipp.pt

³Faculty of Engineering of the University of Porto, Portugal, ldinis@fe.up.pt, rnatal@fe.up.pt

ABSTRACT

Bone tissue is regulated by numerous factors that rule its trabecular structure and ultimately its function. Any disruption to this regulation leads to bone remodeling, in which bone adapts its morphology to a new scenario. This work proposes a novel mechanobiological bone remodeling model as it considers mechanical and biological factors simultaneously. Thus, distinct external loads are applied and their impact on bone mass is analysed. Moreover, cell density of bone cells (osteoblasts and osteoclasts) is also described during the remodeling process, allowing a correlation between the cellular activity and the mechanical microenvironment. The simulations are conducted using two numerical techniques – Finite Element Method (FEM) and Natural Neighbour Radial Point Interpolation Method (NNRPIM). Results reveal that, using this remodeling model, bone is capable to correctly adapt its trabecular structure to the different mechanical stimuli tested.

Keywords: bone remodeling, meshless methods, FEM, mechanobiology

INTRODUCTION

Bone is able to respond to several external and internal stimuli through bone remodeling. In computational simulation, imposing an external load is a very common stimulus applied to trigger remodeling. During this process, the trabecular structure of bone is optimized according to the loading scenario. High strains stimulate bone formation and inhibit its resorption, while bone zones in disuse (i.e. low strain levels) suffer from aggravated bone resorption (Hillam & Skerry, 2009; Weinreb, Rodan, & Thompson, 1989). This response is ruled by bone cells – osteoclasts, osteoblasts and osteocytes. This work only considers osteoclasts, that are responsible for bone resorption, and osteoblasts, that can secrete new bone matrix. To assure an accurate remodeling, these cells have to be in full coordination.

MATERIALS AND METHODS

The novel bone remodeling model used in this work combines the biological model of Komarova-Ayati (Ayati, Edwards, Webb, & Wikswo, 2010; Komarova, Smith, Dixon, Sims, & Wahl, 2003) and the mechanical model of Belinha-Peyroteo (Belinha, Jorge, & Dinis, 2012; Peyroteo, Belinha, Vinga, Dinis, & Natal Jorge, 2018). Remodeling is described as an iterative process, in which bone mass varies along space and time due to the action of osteoclasts and osteoblasts. In this work, the process starts when a certain loading case is imposed on bone, leading to new levels of strain energy density (SED). Osteoclasts and osteoblasts respond to this mechanical stimulus targeting specific zones of bone. Bone presenting low levels of SED recruit osteoclasts, while osteoblasts are called to bone zones with high levels of SED. However, this dynamic response only occurs at the surface of bone, since it is where bone can communicate with blood vessels that carry the required bone cells to the remodeling site. This is assured by an auxiliary mask that identifies the boundary nodes at each iteration.

The numerical examples analysed in this work follow the work of Mullender and Huiskes (Mullender & Huiskes, 1995) using 2D bone micro-patches to reproduce bone remodeling. Starting with a uniform bone distribution, a pre-orientation phase occurs by imposing an external load that triggers the remodeling process. When an equilibrium morphology is achieved, a second simulation is performed. A new orientation of the load is considered and a new remodeling process is initiated. The simulation is performed using two numerical techniques - FEM and NNRPIM. Thus, running simulations with a mesh-dependent method (i.e. FEM) and a meshless method (i.e. NNRPIM) allows a comparative evaluation of their performance and the results obtained.

RESULTS AND DISCUSSION

Results are presented in Figure 1 and consist in bone mass isomaps taken at the end of each simulation. In both examples, bone is able to achieve an equilibrium morphology coinciding with the orientation of the load applied. Moreover, bone acquires a branched structure resembling the trabecular distribution observed in high resolution medical images of bone.

In the pre-orientation phase, bone remodeling takes place as osteoclasts resorb portions of bone with low levels of SED. Only bone resorption occurs since this simulation starts from a uniform bone distribution. However, during the second phase of the simulation, the trabecular structure updates its morphology to the new loading scenario, leading to formation of new trabeculae from pre-existing ones. Thus, bone mass isomaps reveal the dynamical response of bone, forming new trabeculae in high mechanical stimulated zones and resorbing bone in low mechanical stimulated zones.

The differences in the results obtained with each numerical technique are mainly due to the nodal connectivity inherent to each method. FEM isomaps have more stiff outlines while NNRPIM solutions have smoother contours.

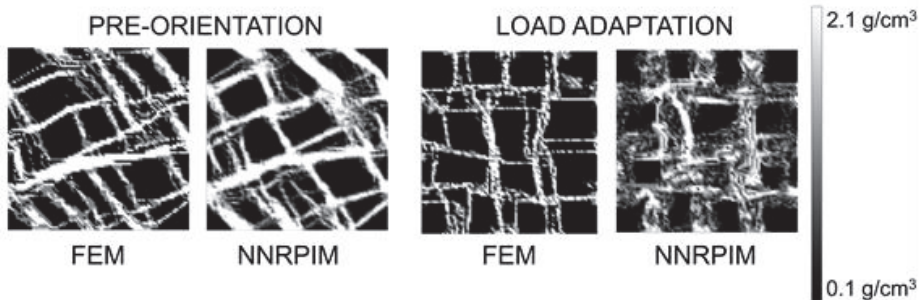


Figure 1 – Trabecular distribution obtained at each phase of the simulation.

CONCLUSIONS

This work presents a novel mechanobiological model of bone remodeling capable to spatio-temporally describe the process. Under an external stimulus, bone adapts its trabecular structure according to the orientation of the load applied. Both methods revealed good agreement with the literature.

Acknowledgments

The authors truly acknowledge the funding provided by Ministério da Ciência, Tecnologia e Ensino Superior – Fundação para a Ciência e a Tecnologia (Portugal), under grants: SFRH/BD/133105/2017 and by project funding MIT-EXPL/ISF/0084/2017. Additionally, the authors gratefully acknowledge the funding of Project NORTE-01-0145-FEDER-000022 – SciTech – Science and Technology for Competitive and Sustainable Industries, co-financed by Programa Operacional Regional do Norte (NORTE2020), through Fundo Europeu de Desenvolvimento Regional (FEDER).

REFERENCES

- Ayati, B. P., Edwards, C. M., Webb, G. F., & Wikswa, J. P. (2010). A mathematical model of bone remodeling dynamics for normal bone cell populations and myeloma bone disease. *Biology Direct*, 5, 28.
- Belinha, J., Jorge, R. M. N., & Dinis, L. M. J. S. (2012). A meshless microscale bone tissue trabecular remodelling analysis considering a new anisotropic bone tissue material law. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 1–15. <http://doi.org/10.1080/10255842.2012.654783>
- Hillam, R. A., & Skerry, T. M. (2009). Inhibition of bone resorption and stimulation of formation by mechanical loading of the modeling rat ulna in vivo. *Journal of Bone and Mineral Research*, 10(5), 683–689. <http://doi.org/10.1002/jbmr.5650100503>
- Komarova, S. V., Smith, R. J., Dixon, S. J., Sims, S. M., & Wahl, L. M. (2003). Mathematical model predicts a critical role for osteoclast autocrine regulation in the control of bone remodeling. *Bone*, 33(2), 206–215. [http://doi.org/10.1016/S8756-3282\(03\)00157-1](http://doi.org/10.1016/S8756-3282(03)00157-1)
- Mullender, M. G., & Huiskes, R. (1995). Proposal for the Regulatory Mechanism of Wolff 's Law. *Journal of Orthopaedic Research*, 13(47), 503–512. <http://doi.org/10.1002/jor.1100130405>
- Peyroteo, M. M. A., Belinha, J., Vinga, S., Dinis, L. M. J. S., & Natal Jorge, R. M. (2018). Mechanical bone remodelling: Comparative study of distinct numerical approaches. *Engineering Analysis with Boundary Elements*.
- Weinreb, M., Rodan, G. A., & Thompson, D. D. (1989). Osteopenia in the immobilized rat hind limb is associated with increased bone resorption and decreased bone formation. *Bone*, 10(3), 187–94.

Predictive tools for the elastic modulus of Ti6Al4V structures produced by Selective Laser Melting targeting orthopedic implants

F. Bartolomeu¹, J. Fonseca², F. S. Silva³, G. Miranda⁴

¹CMEMS, University of Minho, Portugal, flaviojorgebartolomeu@gmail.com

²CMEMS, University of Minho, Portugal, a70930@alunos.uminho.pt @gmail.com

³CMEMS, University of Minho, Portugal, fsamuel@dem.uminho.pt@gmail.com

⁴CMEMS, University of Minho, Portugal, gmiranda@dem.uminho.pt@gmail.com

ABSTRACT

Ti6Al4V cellular structures produced by Selective Laser Melting were experimental and numerical investigated. SLM accuracy for fabricating porous materials is a noteworthy hindrance for the fabricate cellular structures owing precise geometry, porosity, open-cells dimension and mechanical properties as outcomes. The dissimilarities between the CAD and the as-produced structures were obtained by image analysis and were used to develop predictive tools. The dimensional deviations inherent to SLM fabrication were systematically found for the seventeen different levels of porosity empowering the need of predictive tools that help engineers to design and really obtain Ti6Al4V cubic-like structures matching the desired porosity and elastic modulus. The compression tests performed showed that the structures produced exhibit a strain and elastic modulus that complies with that of bone, thus being suitable for orthopedic implants.

Keywords: Selective Laser Melting, Ti6Al4V, Cellular structures, Predictive tools, Elastic Modulus

INTRODUCTION

Selective Laser Melting (SLM) is an additive manufacturing process that fabricates 3D components based on computer-aided design (CAD) data (Bartolomeu et al., 2018). SLM versatility allows the fabrication of customized and complex geometries such as Ti6Al4V cellular structures. These materials multifunctionality (mechanical, biological, chemical, physical, etc.) is currently in great demand due to their potential/benefits to be used in orthopedic implant applications (Wang et al., 2016). SLM accuracy for fabricating porous materials is usually limited once significant differences are detected when comparing CAD data with the produced components (Bagheri, Melancon, Liu, Johnston, & Pasini, 2017). This aspect is crucial considering that cellular structures are designed aiming to obtain specific geometry, porosity, open-cells dimension and mechanical properties as outcomes. Ti6Al4V dense materials are still being extensively used as implant material due to suitable mechanical properties, corrosion resistance, relative low weight and elastic modulus and biological compatibility (Weißmann, Bader, Hansmann, & Laufer, 2016). Nevertheless, the over-high elastic modulus Ti6Al4V dense materials is still being related to implant failure. A morphological study was performed to measure the differences between the as-designed and the as-produced structures. This study proposes predictive tools capable to predict the real elastic modulus and real porosity using as input the original CAD dimensions for a given cubic-like geometry.

EXPERIMENTAL DETAILS

Ti6Al4V spherical powder (*SLM Solutions*, Germany), D90=40µm was used to fabricate Ti6Al4V SLM specimens. Ti6Al4V cast/forged commercial alloy from Titanium Products Ltd. (United Kingdom) was also used. Ti6Al4V cellular structures were produced according these group of authors methodology reported elsewhere (Bartolomeu et al., 2018). In order to estimate the elasticity modulus, compression tests were made by using a universal servo hydraulic testing equipment (Instron 8874, USA) according to ISO 13314 standard. The load gauge of the equipment was used for the load signal acquisition. The compression tests were performed with a crosshead speed of 0.005 mm/s and the strain signal was obtained using a dynamic extensometer from Instron (model 2620-601). Finite element analysis software COMSOL Multiphysics 5.3 was used to simulate compression stress-strain tests. A structural mechanical module was set for the mechanics simulations and tetrahedral elements were used as the mesh element types for all the numerical models. SEM images were used to measure the differences between the as-designed (Original CAD) and the as-produced Ti6Al4V cellular structures and then were used to modelled Equivalent CAD designs.

RESULTS AND DISCUSSION

SLM technique was used to produce a variety of Ti6Al4V cellular structures with different levels of porosity. Figure 1 shows some representative examples (SP3, SP11, SP18 and SP19) regarding the differences between the original CAD, the produced specimens and the equivalent CAD. Figure 2 shows the correlations between the CAD porosity and the measured porosity and also the correlation between the open-cell and wall sizes when comparing the CAD design and the produced Ti6Al4V cellular structures measurements.

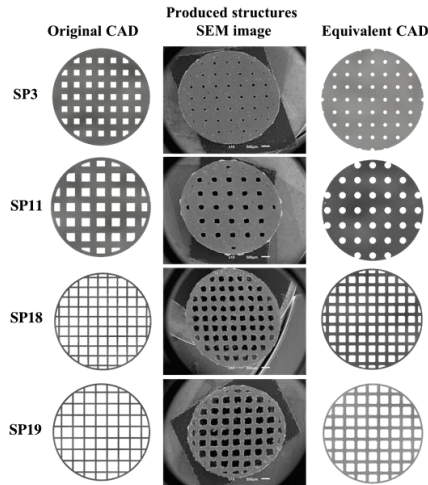


Figure 1. Original CAD, top view SEM images of the produced specimens and equivalent CAD.

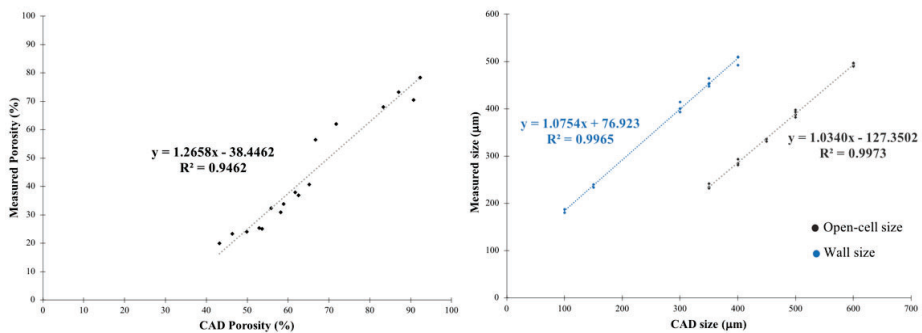


Figure 2. Correlation models to predict the porosity and dimensions of Ti6Al4V cellular structures.

The differences between the CAD design and the produced Ti6Al4V structures were systematically measured. Equivalent CAD models were modelled and the numerical results were compared to the experimental data. This study aims to be a useful tool help the engineers to design and really fabricate Ti6Al4V cubic-like structures matching the desired porosity and elastic modulus. By predicting these dimensional and geometrical dissimilarities it is possible to design, for instance, a customized implant that exhibits a required porosity and mechanical behavior. The numerical and experimental compression tests showed that by using these AM structures design it is possible to fabricate components exhibiting a strain and elastic modulus that complies with that of bone, thus being suitable for orthopedic implants.

REFERENCES

- Bagheri, Z. S., Melancon, D., Liu, L., Johnston, R. B., & Pasini, D. (2017). Compensation strategy to reduce geometry and mechanics mismatches in porous biomaterials built with Selective Laser Melting. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 70, 17–27.
- Bartolomeu, F., Buciumeanu, M., Costa, M. M., Gasik, M., Silva, F. S., & Miranda, G. (2018). Multi-material Ti6Al4V & PEEK cellular structures produced by Selective Laser Melting and Hot Pressing: a tribocorrosion study targeting orthopedic applications. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*.
- Wang, X., Xu, S., Zhou, S., Xu, W., Leary, M., Choong, P., ... Xie, Y. M. (2016). Topological design and additive manufacturing of porous metals for bone scaffolds and orthopaedic implants: A review. *Biomaterials*, 83, 127–141.
- Weißmann, V., Bader, R., Hansmann, H., & Laufer, N. (2016). Influence of the structural orientation on the mechanical properties of selective laser melted Ti6Al4V open-porous scaffolds. *Materials and Design*, 95, 188–197.

Ti6Al4V-bioactive cellular structures: A multi-material approach to enhance cellular response

M.M. Costa¹, R. Lima^{2,3}, F. Melo-Fonseca¹, F. Bartolomeu¹, A. Miranda^{2,3}, N.A. Silva^{2,3}, F.S. Silva¹, G. Miranda¹

¹CMEMS-UMinho, University of Minho, Portugal, amafmcosta@gmail.com, francisca.rmfonseca@hotmail.com, flaviojorgebartolomeu@gmail.com, fsamuel@dem.uminho.pt, gmiranda@dem.uminho.pt

²ICVS, School of Medicine, University of Minho, Portugal, id6527@alunos.uminho.pt, b7686@med.uminho.pt, Q9304@med.uminho.pt

³ICVS/3B's - PT Government Associate Laboratory, Portugal

ABSTRACT

Multi-material structures made of Ti6Al4V Cellular Structures obtained by Selective Laser Melting (SLM) impregnated with bioactive materials (Bioactive Glass 45S5 or β Tricalcium Phosphate) were fabricated to gather Ti6Al4V mechanical properties and bioactives' bioactivity to create a multifunctional solution for load-bearing applications (hip implants). This study assesses the influence of this multi-material design on the biological response namely cellular viability and proliferation.

Keywords: Cellular structures, Ti6Al4V, Bioactives, Multi-material, cellular response

INTRODUCTION

Multi-material approaches are great solutions to introduce multifunctionality on hip implants by gathering properties arising from different materials. The loss of fixation between implant and the surrounding bone (aseptic loosening) is the major complication that occurs in hip implants and, it was reported, that is related with Young's modulus (YM) mismatch between implant and bone (Holzwarth & Cotogno, 2012). Although Ti6Al4V owes suitable mechanical properties for load bearing applications, its YM is still high when compared with that of bone. However, it is possible to tailor Ti6Al4V YM to desired values by creating cellular structures with lower modulus, that will, therefore, minimize this stress shielding effect and, at the same time, allow a free flow of nutrients and vascularization that will promote bone ingrowth (Bartolomeu et al., 2017; Melo-Fonseca et al., 2018). These open cellular structures can be manufactured by additive manufacturing Selective Laser Melting technique (SLM) once it is a technology that allows to produce 3D parts with complex geometries using a layer-by-layer approach (Bartolomeu et al., 2017). Moreover, Ti6Al4V bioinertness can also be overcome by introducing bioactivity to promote a good interaction between implant surface and the surrounding tissues. This could be accomplished by using bioactive materials such as β tricalcium phosphate (β TCP) and 45S5 bioactive glass (BAG) once these materials are similar to those present in the mineral phase of the bone matrix (Ducheyne & Qiu, 1999). Due to these bioactive materials' brittle nature, the ideal solution for load-bearing applications is to combine these materials and create Ti6Al4V cellular structures in which the open cells are filled with these bioactive materials. An effective procedure to fabricate these bioactive multi-material structures is to combine AM with press and sintering technique, thus avoiding the high temperatures involved in laser processing that can chemical degrade the bioactives (Melo-Fonseca et al., 2018). This study is focused on the design and development of multi-material Ti6Al4V-bioactive cellular structures to assess its biological performance.

EXPERIMENTAL DETAILS

Two types of Ti6Al4V-bioactive impregnated cellular structures were produced: Ti6Al4V impregnated with β TCP and Ti6Al4V impregnated with BAG. As control groups, Ti6Al4V casted SLA samples were developed and, for each bioactive material group, non-reinforced structures were also produced. In this sense, the developed groups were: G1- Ti6Al4V-casted SLA; G2- Non-reinforced Ti6Al4V cellular structure; G3- Ti6Al4V cellular structures impregnated with 1.58 wt.% of β TCP; G4- Ti6Al4V cellular structures impregnated with 2.98 wt.% of β TCP; G5- Non-reinforced Ti6Al4V cellular structures produced by SLM; G6- Ti6Al4V-BAG cellular structures with 2.05 wt.% of impregnated BAG; and, G7- Ti6Al4V-BAG cellular structures with 2.50 wt.% of impregnated BAG.

For G1, a Ti6Al4V casted commercial rod was obtained and cut in 6x3mm discs that were further subjected to a sandblast-acid etched treatment (SLA). G2 and G5 were produced in a SLM equipment (SLM Solutions, 125HL) using processing parameters reported in another study (Bartolomeu et al., 2016). G2 samples have a pore size and wall thickness of 400 and 300 μ m, respectively. G5 samples have a pore

size and wall thickness of 450 and 300 μm , respectively. Furthermore, while G5 has only one floor of cellular structure, G2 owes two floors, resulting in different percentages of porosity, with G2 having a higher percentage of porosity when compared to G5. G3 and G4 were produced using a batch of samples of G2, in which these were impregnated with βTCP using a hydraulic press and sintered at 1100°C for 2h. Finally, G6 and G7 were produced using a batch of samples of G5, in which these were impregnated with BAG at 600°C for 2h. Cell viability, distribution, morphology and proliferation on the surface and inside the produced samples were assessed, as described elsewhere (Melo-Fonseca et al., 2018).

RESULTS AND DISCUSSION

Figure 1 shows SEM cross-sections micrographs of human mesenchymal stem cells (hMSCs) adhesion on produced groups. The top row of this figure shows non-reinforced Ti6Al4V cellular structures (G2), Ti6Al4V structures impregnated with 1.58 wt.% of βTCP (G3) and with 2.98 wt.% of βTCP (G4). Bottom row includes images of non-reinforced Ti6Al4V cellular structures (G5) and Ti6Al4V structures impregnated with 2.05 wt.% of BAG (G6) and 2.50 wt.% of BAG (G7). By observing these images, cell viability after 7 days of cell culture is proven by the presence of cells attached to the samples' surface. There are no statistical differences observed between groups which suggests that bioactive materials incorporation does not bring any cytotoxicity to cells. Moreover, pH measurements were performed, and it was concluded that bioactive impregnation contributes to a more alkaline medium. Comparing both impregnation ratios for both materials, it can be concluded that a lower impregnation ratio leads to higher pH values and, therefore, toxicity. In this sense, higher ratios enhance a more suitable environment for cells growth. Furthermore, by these cross-section micrographs, it can be possible to conclude that cells grew through and inside the pores of these structures, suggesting bone ingrowth as the bioactive materials are absorbed and replaced by newly formed bone.

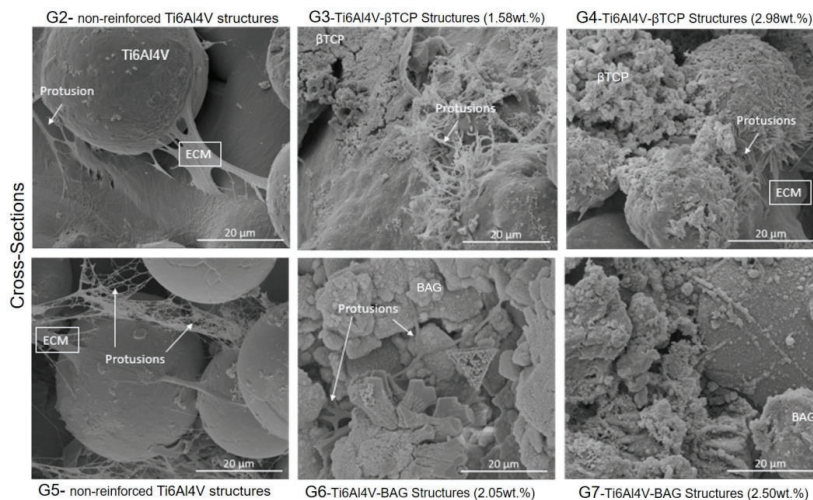


Figure 1 – hMSC adhesion on Ti6Al4V SLM impregnated with $\beta\text{-TCP}$ with an impregnation ratio of 1.58 wt.% (G3) and 2.98 wt.% (G4) and Ti6Al4V SLM impregnated with BAG with an impregnation ratio of 2.05wt.% (G6) and 2.50 wt.% (G7), after an incubation of 7 days.

REFERENCES

- Bartolomeu, F., Faria, S., Carvalho, O., Pinto, E., Alves, N., Silva, F. S., & Miranda, G. (2016). Predictive models for physical and mechanical properties of Ti6Al4V produced by Selective Laser Melting. *Materials Science and Engineering A*, 663, 181–192. Elsevier. Retrieved from <http://dx.doi.org/10.1016/j.msea.2016.03.113>
- Bartolomeu, F., Sampaio, M., Carvalho, O., Pinto, E., Alves, N., Gomes, J. R., Silva, F. S., et al. (2017). Tribological behavior of Ti6Al4V cellular structures produced by Selective Laser Melting. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 69(January), 128–134. Elsevier. Retrieved from <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbmb.2017.01.004>
- Ducheyne, P., & Qiu, Q. (1999). Bioactive ceramics: the effect of surface reactivity on bone formation and bone cell function. *Biomaterials*, 20(23–24), 2287–2303.
- Holzwarth, U., & Cotogno, G. (2012). *Total Hip Arthroplasty - State of the Art, Challenges and Prospects*. *Journal of Bone and joint surgery inc*. Retrieved from <http://jbsj.org/data/Journals/JBJS/854/JBJS854085112168.pdf>
- Melo-Fonseca, F., Lima, R., Costa, M. M., Bartolomeu, F., Alves, N., Miranda, A., Gasik, M., et al. (2018). 45S5 BAG-Ti6Al4V structures: The influence of the design on some of the physical and chemical interactions that drive cellular response. *Materials & Design*, 160, 95–105. Elsevier.

Análise experimental do uso de uma ou duas placas de osteossíntese na estabilização de osteotomias do fémur

Paulino, M.F.¹, Roseiro, L.M.^{1,2}, Balacó, I.³; Alves, C.³, Neto, M. A.¹, Amaro, A.M.¹

¹CEMMPRE, Universidade de Coimbra, Portugal; maria.paulino@dem.uc.pt, augusta.neto@dem.uc.pt, ana.amaro@dem.uc.pt

²Instituto Politécnico de Coimbra, ISEC, DEM, Portugal; lroseiro@isec.pt

³Serviço de Ortopedia Pediátrica do Hospital Pediátrico de Coimbra – CHUC, EPE, Portugal; inesbalaco@gmail.com, cristina.alves@me.com

RESUMO

O fémur é o maior osso do corpo humano e um dos principais responsáveis pela locomoção do indivíduo. No entanto, este fica sujeito a várias solicitações exteriores que podem conduzir à sua fratura, bem como conter malformações que originam problemas diversos, tais como o nanismo ou tumores ósseos. No caso de problemas oncológicos, um dos tratamentos possíveis é o recurso a aloenxertos. Para isso são realizadas osteotomias no fémur para colocação destes, sendo a estabilização óssea conseguida através de placas de osteossíntese. Nestes casos, tem interesse perceber se o uso de duas placas de osteossíntese é vantajoso para promover uma recuperação mais rápida do paciente, quando comparada com o uso de apenas uma placa. Assim, neste estudo fez-se uma comparação entre a utilização de uma e duas placas de osteossíntese na estabilização de osteotomias em fémures sintéticos. Recorreu-se à extensometria elétrica para analisar a distribuição de deformações e tensões nas placas. Concluiu-se que a introdução de uma segunda placa de osteossíntese conduz a uma melhor estabilização das osteotomias do fémur.

Palavras-chave: Placa de Osteossíntese, Osteotomia, Fixação Interna, Extensometria Elétrica

INTRODUÇÃO

A fixação interna ou externa possibilita um correto alinhamento ósseo, permitindo a estabilização do osso afetado. Os fixadores externos são essencialmente constituídos por um sistema mecânico o qual é ligado ao osso através de pinos, fios ou parafusos [1]. Os fixadores internos são colocados junto ao osso, podendo ser introduzidos no espaço intramedular ou extramedular. Destes destacam-se os fios, pinos, parafusos, hastes intramedulares e placas de osteossíntese [2]. Apesar de ambos os métodos terem indicações específicas, a fixação interna continua a apresentar vários problemas, tais como não-união ou infeção, perda de implantes, fissura de placas, falência dos parafusos e refratura após remoção do fixador [3]. A placa de osteossíntese de compressão dinâmica (DCP) foi desenvolvida em 1967 e, devido ao posicionamento dos furos excêntricos, admite que se observe a compressão interfragmentária, garante um alinhamento mais correto e melhora a estabilidade da fixação [4]. Com o desenvolvimento das placas de osteossíntese, e o seu crescente uso no tratamento de osteotomias, e em particular no caso de aloenxertos, começaram a surgir vozes discordantes em relação ao número de placas a usar. Tinao *et al.* [5] recorreram ao uso de duas placas de osteossíntese para a reconstrução de tumores ósseos. Existem ortopedistas que defendem o uso de apenas uma placa, enquanto outros dizem que para se obter uma fixação mais rígida e com estabilidade nos três planos se deve recorrer à dupla fixação [6]. O presente estudo visa comparar, através de análise experimental, as deformações e tensões observadas no caso de utilização de uma ou duas placas de osteossíntese.

MATERIAIS E MÉTODOS

Para a realização deste estudo recorreu-se a dois fémures esquerdos, da marca SAWBONES®, modelo artificial da 4ª geração. As placas de osteossíntese, uma de oito furos e outra de seis furos, foram desenvolvidas e construídas num aço X42Cr13, com as dimensões de 135x16 [mm] e 73x10 [mm], respetivamente. O uso de 2 placas de diferentes dimensões é justificado por forma a se ter a zona média das 2 placas (onde é realizada a compressão) ao nível de osteotomia, permitindo a aplicação de todos os parafusos sem estes conflituarem entre si. A placa de maiores dimensões tem de ser colocada na zona de carga mais importante, isto é, na face lateral do fémur. A fixação das placas de seis e oito furos foi conseguida através do aperto de parafusos corticais e de fixação com os comprimentos de 25 mm e 32 mm, e diâmetros de 3,5 mm e 4,5 mm, respetivamente. Ambas as placas foram instrumentadas com extensómetros elétricos tipo roseta e lineares, Figuras 1 e 2. Os fémures foram sujeitos a ensaios à compressão por recurso à máquina SHIMADZU AUTOGRAPH do modelo AG-10, impondo a carga máxima de 300N que

reflete a distribuição do peso corporal, aplicado na cabeça do fémur. Os valores de deformação foram obtidos através do programa LabView®.

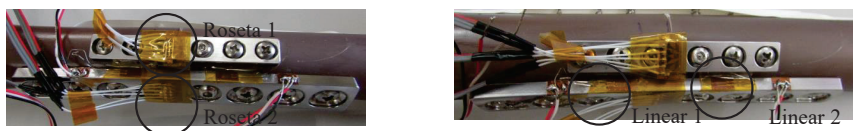


Figura 1. Extensómetros nas placas com dupla fixação.

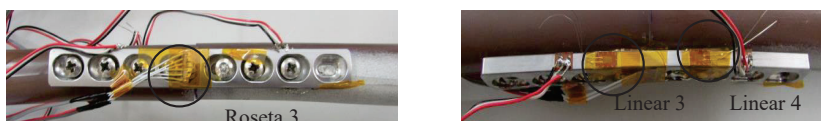


Figura 2. Extensómetros nas placas com fixação simples.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Na Figura 3 é apresentado um exemplo dos resultados, onde é possível verificar que a fixação dupla apresenta valores de deformação inferiores aos obtidos para o caso de fixação simples. Os resultados em termos de tensões, apresentados na Tabela 1, confirmam que a utilização da fixação simples conduz ao aparecimento de tensões superiores (Roseta 3) aos valores observados na fixação dupla (Roseta 2).

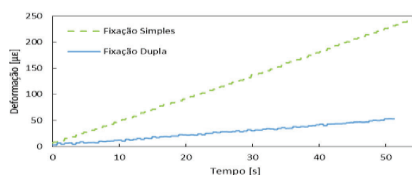


Figura 3. Deformação obtida por uma das rosetas.

Tabela 1. Tensões máximas, mínimas e de von Mises em cada roseta.

[MPa]	σ_1	σ_2	$\sigma_{von Mises}$
Roseta 1	6,45	-0,21	9,27
Roseta 2	4,08	-0,47	6,13
Roseta 3	34,07	-11,32	57,87

CONCLUSÕES

Pode-se concluir que as deformações e tensões são superiores no caso da fixação simples e que a presença de uma segunda placa de osteossínte permite melhorar a estabilidade da fixação.

REFERÊNCIAS

- [1] Moss, D. P., e Tejwani, N. C. (2007). Biomechanics of external fixation. *Bone*, 65 (4), 294–299.
- [2] Marcio, Traumatologia e Ortopedia. 2014. [Online]. Available: <https://traumatologiaeortopedia.com/kb.php?mode=article&k=161>. [Accessed: 02-May-2018].
- [3] Maimaitiyiming, A., Amat, A., Rehei, A., Tusongjiang, M., Li, C. (2015) Treatment of the femoral shaft nonunion with double plate fixation and bone grafting: A case series of 14 patients. *Injury*, 46 (6), 1102–1107.
- [4] Hexagon, Roteiro para Instrumentação da Técnica de Placas. 2017
- [5] Aponte-Tinao L., Farfalli, G. L., Ritacco, L. E., Ayerza, M. A., Muscolo, D. L. (2012). Intercalary Femur Allografts Are an Acceptable Alternative After Tumor Resection. *Clin Orthop Relat Res.*, 470, 728–734.
- [6] Peng, Y., Ji, X., Zhang, L., Tang, P. (2016). Double locking plate fixation for femoral shaft nonunion. *Eur. J. Orthop. Surg. Traumatol.*, 26 (5), 501–507.

Numerical modelling of human cochlea and associated pathologies

Bruno Areias¹, Marco Parente², Fernanda Gentil³, Eurico Almeida⁴, Renato Natal⁵

¹Institute of science and innovation in mechanical and industrial engineering, Portugal, bareias@inegi.up.pt

²Faculty of Engineering, University of Porto, Portugal, mparente@fe.up.pt

³Institute of science and innovation in mechanical and industrial engineering, Portugal, fernanda.fgnanda@gmail.com

⁴Clínica ORL Dr. Eurico de Almeida, Portugal, secorl@gmail.com

⁵Faculty of Engineering, University of Porto, Portugal, matal@fe.up.pt

ABSTRACT

Numerical analysis provide an approximation of the behaviour of the real world. Such analyses can be employed to the human ear with the aim of study and investigate the normal and pathological dynamic behaviour and also the surgical techniques available to date. In the American population, hearing loss affects about twenty three percent of the population aged over 12 years [1]. The mild hearing loss category is the level more notorious among the individuals, nevertheless individuals aged over 80 years the moderate hearing loss category is more prevalent. The study pretends to develop a 3D finite element model that can assist the medical community in the diagnosis and treatment of the several pathologies associated with the human ear.

Keywords: inner ear, hair cells, mechanoelectrical transduction, finite element method

INTRODUÇÃO

The human ear as a sensory organ is by far more complex than other sensory organs. The sound waves are directed through the ear canal towards the tympanic membrane, forcing its vibration. This vibration is after transmitted through three ossicles. The stapes is the smallest bone present in the human body. This ossicle is connected to the cochlea through the oval window and its movement leads to the development of the pressure waves in the perilymph present in the scala vestibular. The travelling wave induced in the basilar membrane causes the displacement of the hair bundle, stretching the tip links, and, as result the cation-selective mechanoelectrical transduction channels located at the end of the link are opening, depolarizing the hair cell. At the end, the inflow of ions results in the release of one or more neurotransmitters at the base of the hair cell [2]. Usually, the hearing loss begins at the highest frequencies and progresses towards lower frequencies, where the hearing loss become more severe, in cochlear pathologies. The most common cochlear pathologies are the presbycusis, the Ménière disease, and hearing loss induced by exposure to loud sound, medications, trauma, skull fractures and perilymphatic fistulae.

When the auditory nerve is intact and functional, the sensorineural hearing loss can be restored with the use of cochlear implants composed by an array of electrodes which stimulate the auditory nerve at strategic sites, according to the sound frequency. The complications due to the insertion of the implant average from 8 to 18%, where the infections are the major concern and often leading to explantation [3].

MATERIALS AND METHODS

The mechanoelectrical transduction will be described with an user material subroutine implemented in Fortran and then introduced in the finite element software Abaqus. This subroutine should describe the opening of the potassium channels that occurs due to the deflection of the stereociliary bundle during the acoustic stimulation, thus representing the mechanoelectrical transduction. The formulation of a dielectric elastomer is able to demonstrate the conversion of mechanical energy into electrical energy a priori. The contribution derived from the electric field is identical to that derived from the Maxwell equations. The equations of state exhibit one-way of coupling, thus the deformation does not affect the electrical behaviour, but the electric field contributes to the stress-stretch relation. At first, the electrostatic boundary problems in terms of the true fields are solved, and then added to the mechanical problem to solve the elastic field. In order to find the equilibrium, the Newton-Raphson method is employed.

Static, steady-state-dynamics and implicit dynamic analyses will be carried out with the objective of investigating the static and transient behaviour of the hair cells as well as the basilar membrane.

The construction of the 3D model of the human ear will be based on “The visible ear” project. The model should incorporate the fluids present in the inner ear, endolymph and perilymph, which will be modelled as acoustic elements. The acoustic stimulus will be applied at the entrance of the ear canal, the frequency band in study will be between 100Hz and 10kHz, which is part of the human hearing range. Figure 1 shows part of the finite element mesh that constitute the middle and the inner ear.

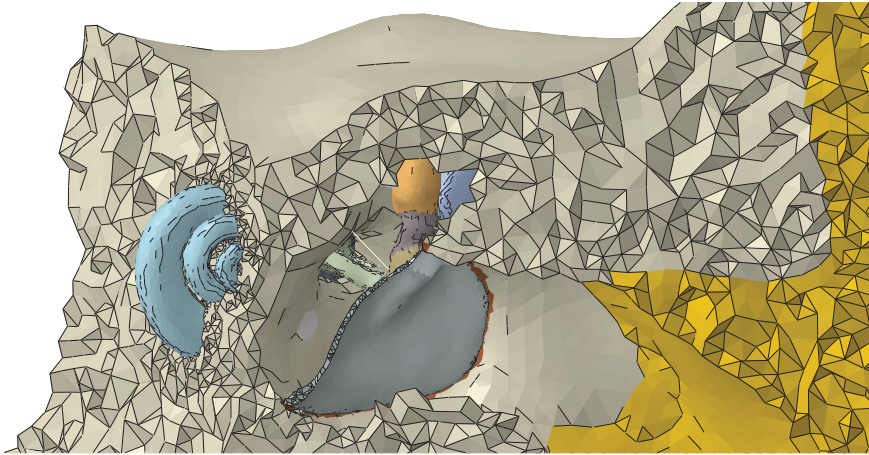


Figure 1. Finite element mesh of the human ear.

RESULTS

The numerical analyses will enable to develop an in-silico study, allowing a better understanding of the inner ear and the mechano-electrical transduction, as well as to investigate the cochlear implants that are able to restore the hearing after the death of the hair cells. The present study will subsequently allow to optimize the design of the cochlear implants in order to reduce the damage at the cochlea when these implants are inserted, thus preserving the residual hearing. The modelling will also help in a better interpretation of the changes that the several pathologies cause in the sensory structures, such as the basilar membrane and the hair cells.

Acknowledgment

The authors truly acknowledge the funding provided by Ministério da Ciência, Tecnologia e Ensino Superior – Fundação para a Ciência e a Tecnologia (Portugal), under grants: SFRH/BD/129397/2017.

REFERENCES

- [1] Goman, A.M. and F.R. Lin, Prevalence of Hearing Loss by Severity in the United States. *American Journal of Public Health*, 2016. 106(10): p. 1820-1822.
- [2] Standring, S., *Gray's anatomy : the anatomical basis of clinical practice*. Forty-first edition. ed. 2016, New York: Elsevier Limited. xviii, 1562 pages.
- [3] Venail, F., et al., Reliability and Complications of 500 Consecutive Cochlear Implantations. *Archives of Otolaryngology-Head & Neck Surgery*, 2008. 134(12): p. 1276-1281.

On the mechanical characterization of bovine bone tissue under compressive loading

Fertuzinhos A.¹, Teixeira M.², Dias I.³, Flores P.⁴, Zille A.⁵, Dourado N.⁶

¹CMEMS-UMinho, Dep Eng Mecânica, Universidade do Minho, Guimarães, afertuzinhos@dem.uminho.pt

²2C2T-Centro de Ciência e Tecnologia Têxtil, Universidade do Minho, Guimarães, id7507@uminho.pt

³CITAB/UTAD, Dep Ciências Veterinárias, Quinta de Prados, Vila Real, idias@utad.pt

⁴CMEMS-UMinho, Dep Eng Mecânica, Universidade do Minho, Guimarães, pflores@dem.uminho.pt

⁵2C2T-Centro de Ciência e Tecnologia Têxtil, Universidade do Minho, Guimarães, azille@det.uminho.pt

⁶CMEMS-UMinho, Dep Eng Mecânica, Universidade do Minho, Guimarães, nunodourado@dem.uminho.pt

ABSTRACT

This study reveals a pioneer characterization of bovine trabecular bone tissue under dynamic compressive loading in the range of 20-140 °C, within physiological loading frequencies (1-20 Hz). The presented results demonstrate that the viscous behaviour in compression mode up to 140 °C is regulated by the collagen viscoelastic properties, showing three frequency-independent main peaks in $\tan\delta$ and loss modulus at 75, 100, and 130 °C. The referred peaks are, respectively, related to crystalline structure breakdown, water structural evaporation, and the glass transition temperature (T_g) of collagen. At these low frequencies, the system is governed by a frequency-dependent elastic response and a frequency-independent energy dissipation. However, an additional experimental test at physiological temperature (37 °C), in the range of 10-200 Hz, has shown that bone trabecular tissue submitted to compressive loading at higher frequencies is ruled by a frequency-dependent behaviour of the viscous component.

Keywords: Trabecular bone tissue, compression, viscoelasticity, dynamic mechanical analysis

INTRODUCTION

Long bones, such as femur and tibia, have been widely studied in the past few years to evaluate the mechanical response in tensile and compressive viscoelastic loading environments. Despite many investigations, the complex multi-lamellar bone composition left many other topics for studying, since bone mechanical behaviour depends on different imposed loading, preferential bone fibrils direction, harvesting location, mineral and organic relative compositions, and time. Bone comprises a well-organized hierarchical, anisotropic structure [1] that is essentially composed of mineral and organic phases, and water [2]. Different cell groups, responsible for production and maintenance of the extracellular matrix composed by type-I collagen, and hydroxyapatite are the most important elements in the bone structure. Trabecular bone, which is highly porous (50 to 95%), represents 15-20% of the whole bone in body and has lower mineral contents than cortical bone tissue [1]. Despite this lower relative composition, trabecular bone plays an important role in the global mechanical strength, support, and energy absorption, and it is continuously modifying as a function of external stimuli and regeneration/resorption phenomena [1]. The contribution of the mechanical response of trabecular bone in dynamic and long-term responses is thus fundamental. According to [3], poro-viscoelasticity parameters in bone are frequently associated to water and collagen contents, which contribute to the main bone response under loading [4]. The possibility to establish a relation between microstructure and viscoelasticity at a microscopic scale is even more interesting to figure out promising bone tissue substitutes [5] to solve relevant clinical issues (bone fracture and bone-implant systems) [4]. Despite the high interest in the mechanical behaviour of bones, no comprehensive dynamic mechanical analysis (DMA) under compression was found in the literature. In this study, a fundamental compressive mechanical characterization of bovine trabecular-oriented specimens was carried out, in the full range of physiological loading frequencies, by dynamic compressive testing protocols.

MATERIALS AND METHODS

Cylindrical specimens harvested from desiccated bovine femoral heads were used in this study. Bone samples were cut perpendicularly to the intertrochanteric line, from flattened epiphyses regions, using a 10 mm diameter trephine, with 9 mm height (on average). Extremities were then faced against sandpaper (180 and 260 grit size) in a grinding machine, while keeping bone samples in a prismatic slab previously drilled to guarantee the parallelism of specimen ends. The direction of the biggest dimension was chosen according to the pseudo principal loading direction [4]. A physiological saline solution (PBS) was continuously buffered onto bone samples to preserve the hydration condition. Following these processes, bone specimens were fully cleaned, measured (height and cross-area), and immersed in saline solution inside Eppendorf tubes. Then, bone samples were stored in a freezer at -20 °C. Bone thawing occurred at

room temperature (22 °C), which has been previously shown not to change the dynamic mechanical properties [6].

Dynamic mechanical analysis (DMA) was performed using a DMA 7100 from Hitachi® (Japan) in programmed compression methods. The analyses were carried out in a nitrogen atmosphere (200 ml/min) to ensure an inert environment. The values of compression moduli were registered over a range of frequencies from 1 to 20 Hz, in synthetic oscillation (the first frequency was set to 1 Hz, while the remaining ones were automatically displayed at 2, 4, 10, and 20 Hz). Temperature dependence of $\tan\delta$, storage and loss moduli (E' and E'') were measured in the temperature range of 20-140 °C, at 3 °C/min.

RESULTS AND DISCUSSION

DMA compression analysis of trabecular bovine bone tissue at different frequencies (1, 2, 4, 10, and 20 Hz) shows that storage modulus (E') between 20 and 60 °C remains unchanged in the range of 160-190 MPa (Figure 1). From 70 °C to 100 °C, a large peak in the storage modulus was observed, which increased with the imposed frequency (1-20 Hz). Moreover, after 120 °C a rapid increase in the storage modulus reaches more than 350 MPa for all the frequencies, suggesting that type-I collagen component of the bone structure is undergoing structural and viscoelastic modifications. This behaviour is attributed to a phase transition of the amorphous regions of collagen at approximately 130 °C [3, 7]. The values of the loss modulus (E'') showed three main peaks at 75, 100, and 130 °C without a clear relationship between the imposed frequency and the dissipated energy (Figure 1). The first temperature is related to the well-known shrinkage of collagen due to crystalline structure breakdown that increases the viscous component. The second temperature is related to water mobility within the pores of the solid structure and bounded to collagen [8]. The peak at 130 °C is associated to the glass transition temperature (T_g) of collagen, as confirmed by the peaks shift in $\tan\delta$ plot (Figure 1). Another test at fixed temperature (37 °C) up to 200 Hz (data not shown) indicates, as expected, that the system is governed by a viscous behaviour under compression, in which the storage modulus (150 MPa) does not change within the applied frequency. However, the loss modulus increases with the applied frequency from 10 to 20 MPa, indicating growing energy dissipation.

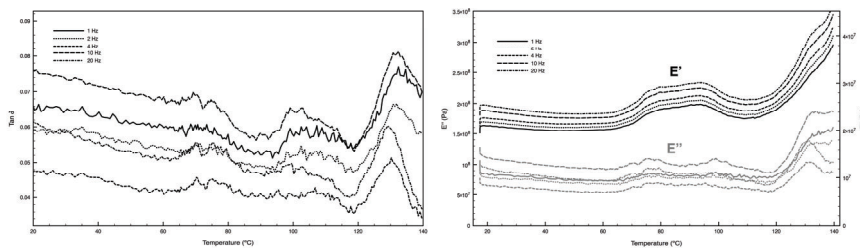


Figure 1. $\tan\delta$, loss, and storage moduli of DMA compressive analysis.

CONCLUSIONS

Bovine trabecular bone is a very complex porous tissue formed by solid and fluid materials that govern its viscoelastic behaviour as a function of the applied frequencies. Above 120 °C, a phase transition was clearly identified in both storage modulus and $\tan\delta$ curves. Three peaks were registered through $\tan\delta$ plots associated to collagen viscous modifications, including a T_g at 130°C. A frequency-dependent behaviour of the viscous component is only observed at higher frequencies (40 Hz up to 200 Hz).

REFERENCES

- [1] Ramézani, H., El-Hraiech, A., Jeong, J., & Benhamou, C. L. (2012). Size effect method application for modeling of human cancellous bone using geometrically exact Cosserat elasticity. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 237, 227-243.
- [2] Sandino, C., McErlain, D. D., Schipilov, J., & Boyd, S. K. (2015). The poro-viscoelastic properties of trabecular bone: a micro computed tomography-based finite element study. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 44, 1-9.
- [3] Yamashita, J., Li, X., Furman, B. R., Rawls, H. R., Wang, X., & Agrawal, C. M. (2002). Collagen and bone viscoelasticity: a dynamic mechanical analysis. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 63(1), 31-36.
- [4] Guedes, R. M., Simoes, J. A., & Morais, J. L. (2006). Viscoelastic behaviour and failure of bovine cancellous bone under constant strain rate. *Journal of biomechanics*, 39(1), 49-60.
- [5] Guillén, T., Zhang, Q. H., Tozzi, G., Ohndorf, A., Christ, H. J., & Tong, J. (2011). Compressive behaviour of bovine cancellous bone and bone analogous materials, microCT characterisation and FE analysis. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 4(7), 1452-1461.
- [6] Fulcher, G. R., Hukins, D. W., & Shepherd, D. E. (2009). Viscoelastic properties of bovine articular cartilage attached to subchondral bone at high frequencies. *BMC musculoskeletal disorders*, 10(1), 61.
- [7] Samouillan, V., Dandurand-Lods, J., Lamure, A., Mauriel, E., Lacabanne, C., Gerosa, G., ... & Spina, M. (1999). Thermal analysis characterization of aortic tissues for cardiac valve bioprostheses. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 46(4), 531-538.
- [8] Fung, Y. C. (1993). *Biomechanics: mechanical properties of living tissues*. New York.

Development of innovative zirconia surface designs by laser for an improved implant stability

D. Faria¹, S. Madeira¹, M. Buciumeanu², F.S. Silva¹, O. Carvalho¹

¹CMEMS-UMinho, Universidade do Minho, Portugal, *diana.faria@dem.uminho.pt; saramadeira@dem.uminho.pt; fsamuel@dem.uminho.pt; oscar.carvalho@dem.uminho.pt
²Departement of Mechanical Engineering, "Dunărea de Jos" University of Galați, Romania, Mihaela.Buciumeanu@ugal.ro

ABSTRACT

The development of new surface designs to enhance the implant integration and subsequently its primary stability is an actual challenge. Taking into account such issues, in this work, laser technology was explored to produce novel surface textures onto green zirconia discs fabricated by cold pressing technique. Two strategies regarding line design (8 and 16 lines design) as well as different laser parameters (laser power and number of laser passages) were investigated to assess their influence on surface topographies, namely on geometry and depth of created textures, to select the most suitable condition or even a set of conditions capable of creating surface textures with improved ability to biological response, mechanical resistance and primary stability. For comparison purposes, zirconia discs as sintered and zirconia discs subjected to a sandblasting and acid-etching treatment were also produced and investigated. Results demonstrated that laser technology is an advantageous method to develop new surface designs and consequently improve implant–bone integration as compared to the gold standard surface treatment (sandblasting and acid-etching treatment), validating this procedure for the production of zirconia-based implants with improved primary stability.

Keywords: zirconia, Nd:YAG laser, textures, implant stability.

INTRODUCTION

In recent years, 3% yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal (3Y-TZP) has become one of the most used ceramics in biomedical field not only because of its aesthetic properties, but also due to its good chemical and dimensional stability, mechanical strength and toughness (Piconi & Maccauro, 1999). In spite of these excellent properties, the chemical inert nature of this biomaterial can hampers osseointegration since bone cannot naturally grow on zirconia surface (Caravaca et al., 2016). In that sense, several researches have been performed in order to develop surface treatments to promote a better implant–bone integration. Among current surface treatments (machining, polishing, ultraviolet light treatment and coatings) sandblasting followed by an acid-etching is known as the gold standard surface treatment present in the most implants available on the market (Park, Park, & Cho, 2016). However, it has been reported that after this treatment, some ceramic particles may become embedded and therefore contaminate the implant surface, compromising the clinical survival of zirconia-based implants (Guo, Matinlinna, Tsoi, & Tang, 2015). In this context, the use of laser technology on zirconia surfaces has emerged as a promising processing technique to modify the surface properties of zirconia implants, mainly due to its ability to create localized and complex microstructures at micro-nano scale without surface contamination since there is no contact between the material and laser (Soon, Pinguan-Murphy, Lai, & Akbar, 2016). However, some undesirable side-effects like poor thermal shock resistance that conduct to initiation and propagation of micro-cracks; spatter and heat-affected zones have been reported when laser surface treatment is made onto sintered ceramic surfaces (Liu et al., 2017). Thus, to overcome all these problems, in this work a Nd:YAG laser was used to produce novel textures on the surface of green zirconia discs fabricated by cold pressing technique, aiming propose new zirconia-based implant designs.

EXPERIMENTAL DETAILS

Production of green zirconia discs

The base material of this research work was a 3 mol% yttria-stabilized zirconia spray-dried powder (TZ-3YSB-E Tosoh Corporation, Japan). This commercial powder was pressed at 200 MPa under biaxial pressing, resulting in green zirconia discs with 18 mm of diameter and 2 mm height. It is important to highlight that discs-shaped geometry is often used in powder metallurgy to produce green discs owing to the easiness in fabricating the specific molds.

Laser surface modification of green zirconia discs

Green zirconia discs were irradiated in the surface using a Nd:YAG laser (OEM Plus 6W) with a wavelength of 1064 nm, a spot size of 3 µm and a pulse width of approximately 35 s. The surface modification was performed in normal air under atmospheric pressure and assisted with a jet of air braided to remove debris produced during process. In this approach two laser parameters were varied namely laser power (from 0.3 to 1.5 W) and the number of laser passages (1, 2, 4 and 8 passages) to evaluate their influence on the depth of produced textures. Additionally, two strategies regarding line design (8 and 16 lines design) were investigated to assess their influence on the geometry of produced textures.

After laser surface modification, green zirconia discs were sintered at heating and cooling rates of 8°C/min. up to 1500°C for 2h. In final, discs with 14.4 mm in diameter and 1.8 mm height were obtained.

RESULTS AND DISCUSSION

First, it is worth noting from Figure 1(a)-(d) the high quality on the laser texturing once well-designed and reproducible textures were produced for all tested laser parameters and strategies, proving therefore that laser technology is useful for producing complex textures at micro-scale. Furthermore, no micro-cracks; spatter and heat-affected zones are observed on zirconia surfaces subjected to laser treatment. This fact demonstrates that green texturing is an effective way for producing textures without the introduction of harmful defects to zirconia mechanical resistance. Apart from this, it can be verified from Figure 1(a)-(d) that textures with different geometrical characteristics were achieved using different laser strategies. In the case of strategy 1 - 8 lines design (Figures 1(a) and (b)), cavities were produced through the removal of material by laser, whereas pillars were achieved from strategy 2 - 16 lines design (Figures 1(c) and (d)). Additionally, it can be concluded that when increasing the number of laser passages or laser power, there is an increase on depth of created textures, being this behavior more pronounced in the case of number of laser passages.

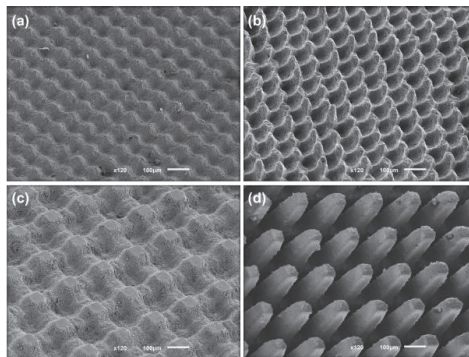


Figure 1. SEM micrographs of the laser textures produced using: strategy 1 ((a) - (b)) and strategy 2 ((c) - (d)).

Acknowledgments

This work is supported by Fundação para a Ciência e Tecnologia (FCT) through the grant SFRH/BD/112280/2015 and the reference project UID/EEA/04436/2013, by FEDER funds through the COMPETE 2020 – Programa Operacional Competitividade e Internacionalização (POCI) with the reference project POCI-01-0145-FEDER-006941 and the project with reference NORTE-01-0145-FEDER-000018-HAMaBICo.

REFERENCES

- Caravaca, C., Shi, L., Balvay, S., Rivory, P., Laurenceau, E., Chevotot, Y., ... Chevalier, J. (2016). Direct silanization of zirconia for increased biointegration. *Acta Biomaterialia*, 46, 323–335.
- Guo, C. Y., Matinlinna, J. P., Tsoi, J. K., & Tang, A. T. H. (2015). Residual Contaminations of Silicon-Based Glass , Alumina and Aluminum Grits on a Titanium Surface After Sandblasting. In *Silicon*. Springer Netherlands.
- Liu, Y., Liu, L., Deng, J., Meng, R., Zou, X., & Wu, F. (2017). Fabrication of micro-scale textured grooves on green ZrO₂ ceramics by pulsed laser ablation. *Ceramics International*, 43(8), 6519–6531.
- Park, S.-H., Park, K.-S., & Cho, S.-A. (2016). Comparison of removal torques of SLActive® implant and blasted, laser-treated titanium implant in rabbit tibia bone healed with concentrated growth factor application. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 8(2), 110.
- Piconi, C., & Maccacaro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20, 1–25.
- Soon, G., Pingguan-Murphy, B., Lai, K. W., & Akbar, S. A. (2016). Review of zirconia-based bioceramic: Surface modification and cellular response. *Ceramics International*, 42(11), 12543–12555.

Development of TPMS scaffolds for bone tissue engineering

A. P. G. Castro¹, R. B. Ruben², J. M. Guedes¹, P. R. Fernandes¹

¹IDMEC, IST, Universidade de Lisboa, Portugal,

andre.castro@tecnico.ulisboa.pt, paulo.rui.fernandes@tecnico.ulisboa.pt, jmguedes@tecnico.ulisboa.pt

²ESTG, CDRSP, Instituto Politécnico de Leiria, Portugal, rui.ruben@ipleiria.pt

Keywords: Bone Scaffolds, TPMS, Tissue Engineering, Numerical Modelling, Biomechanics

INTRODUCTION

In biomechanics, scaffolds can be defined as porous structures that act as cellular support for the growth of new tissue [1]. The present work is devoted to the development of triply periodic minimal surfaces (TPMS) scaffolds, combining numerical and experimental methods. The objectives are to assess the mechanical properties of these scaffolds as function of the porosity, to evaluate the quality of additive manufacturing techniques for bone tissue engineering (TE) applications and to explore its potential mechanical behaviour once in contact with bone and soft tissues. TPMS are defined mathematically as infinite and periodic surface curvatures, which allow for fully controllable homogenous scaffold projects, parting from the design of the repeatable unit cell. This method targets the development of scaffolds with optimal relation between levels of porosity and stiffness, towards promoting different cellular growth rates.

MATERIALS AND METHODS

The TPMS scaffold considered in this work are Schwartz D, Schwartz P and Gyroid, which have been previously studied for bone TE [2], with 50 and 70% porosity (ahead referred as SD50, SD70, SG50, SG70, SP50 and SP70). The samples tested in the present work were printed in the Tissue Biomechanics Lab of Instituto Superior Técnico, using a 3D MultiJet printer from 3D Systems (MJP 3600®). One of the major advantages of the selected TPMS scaffolds is their internal geometry, which allows for the creation of a suitable environment for cell seeding and also for an efficient removal of the support material used during 3D MultiJet printing. The accuracy of the printing process was assessed with microCT analysis (1174 Skyscan scanner of Instituto Politécnico de Leiria), namely by calculating the real porosity of the samples after automated reconstruction of the microCT slices.

From the numerical point of view, the scaffolds were created in STL format with a custom TPMS generator [3] and then meshed into Finite Element (FE) models. Scaffold pores were filled with collagen hydrogel, following the method described by Castro and Lacroix [1]. Quadratic eight-node hexahedral elements (C3D8RPH) were used to comply with the poroelastic behaviour of collagen. Figure 1 shows a comparison between 3D printed and FE representation of two of the TPMS scaffolds. Each one of the six FE models was built with 58621 nodes and 54000 elements, since they all share the same basic cubic structure.

The asymptotic homogenisation method described by Guedes and Kikuchi [4] allows the calculation of the equivalent elastic coefficients for periodic porous structures, used as material inputs for the scaffolds on the models (Table 1). The FE simulations were ran on ABAQUS® and consisted of confined vertical compression imposed on the top of the scaffold (10% ramp compression for 10s and then 50s hold).

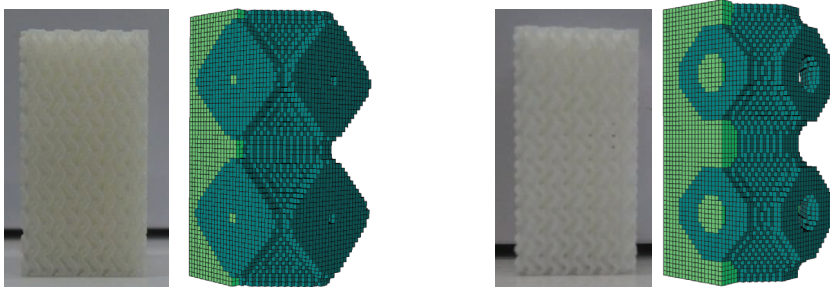


Figure 1. 3D printed vs FE model of Schwartz P TPMS scaffolds (left: 50% porosity; right: 70% porosity). On the FE models, dark green represents the scaffold and light green the collagen substrate [1].

Table 1. Young's Modulus of the TPMS scaffolds calculated by the homogenisation method of Guedes and Kikuchi [4].

Scaffold	SD50	SD70	SG50	SG70	SP50	SP70
Young's Modulus (MPa)	338.31	186.36	299.15	151.27	283.10	110.72

RESULTS

The average difference between the designed porosity and the porosity calculated from the microCT images was 7%. In what concerns to the FE simulations, the minimum fluid velocity calculated within the collagen layer in contact with each TPMS scaffolds is shown in Table 2. This output is an evaluator of the effectiveness of the scaffold in terms of allowing fluid passage within its microstructure and subsequently the potential for cell growth and proliferation [5]. It is worth noting that SD models had very close minimum fluid velocity values for the two porosity levels.

Table 1. Minimum fluid velocity at peak compression in-between the microstructure of the TPMS scaffolds.

Scaffold	SD50	SD70	SG50	SG70	SP50	SP70
Fluid velocity ($\mu\text{m/s}$)	0.074	0.078	0.122	0.075	0.528	0.288

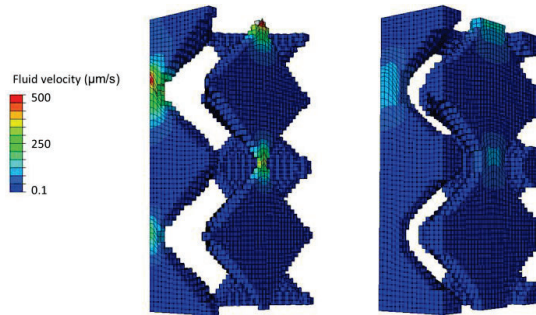


Figure 2. Fluid velocity distribution at peak compression over the collagen substrate in contact with SP50 (left) and SP70 (right) scaffolds.

DISCUSSION

The porosity assessment with microCT images has shown that the production process is accurate enough to ensure repeatability and reliability, from the 3D printing to the wax removal procedures. This means that the porosity chosen on the generation of the STL file can be assumed as being the real porosity of the TPMS scaffolds under evaluation in this study. The FE simulation outcomes suggest that the interaction between scaffold and collagen substrate is sufficient for cell differentiation towards bone formation [1,5], particularly in the internal layers, i.e., the fluid velocity peaks seen in Figure 2 are mostly located on the superior and outside layers, which is probably related to the applied compression.

CONCLUSIONS

For the TPMS scaffolds and porosity levels selected for this study, 3D MultiJet printing allows for high accuracy and can be used in further studies on TE innovations. More experimental tests will be performed for validation purposes, namely uniaxial compression tests. On the numerical side, microCT-based FE models will be compared to the original FE models. To sum up, this work gives a good perspective over the development and manufacturing of scaffolds for bone TE applications, namely in what concerns to scaffold-substrate potential interaction.

REFERENCES

- [1] Castro, A. P. G., and Lacroix, D., 2018, "Micromechanical Study of the Load Transfer in a Polycaprolactone–collagen Hybrid Scaffold When Subjected to Unconfined and Confined Compression," *Biomech. Model. Mechanobiol.*, **17**(2), pp. 531–541.
- [2] Giannitelli, S. M., Accoto, D., Trombetta, M., and Rainer, A., 2014, "Current Trends in the Design of Scaffolds for Computer-Aided Tissue Engineering," *Acta Biomater.*, **10**(2), pp. 580–594.
- [3] Dinis, J. C., Morais, T. F., Amorim, P. H. J., Ruben, R. B., Almeida, H. A., Inforçati, P. N., Bárto, P. J., and Silva, J. V. L., 2014, "Open Source Software for the Automatic Design of Scaffold Structures for Tissue Engineering Applications," *Procedia Technol.*, **16**, pp. 1542–1547.
- [4] Guedes, J. M., and Kikuchi, N., 1990, "Preprocessing and Postprocessing for Materials Based on the Homogenization Method with Adaptive Finite Element Methods," *Comput. Methods Appl. Mech. Eng.*, **83**(2), pp. 143–198.
- [5] Lacroix, D., and Prendergast, P. J., 2002, "A Mechano-Regulation Model for Tissue Differentiation during Fracture Healing: Analysis of Gap Size and Loading," *J. Biomech.*, **35**(9), pp. 1163–71.

Análise computacional da remodelação óssea da tíbia após uma artroplastia total do joelho

P. Nogueira¹, R. Ribeiro¹, J. Folgado¹, C. Quental¹, P. Fernandes¹, J. Gamelas²

¹IDMEC, Instituto Superior Técnico, Universidade de Lisboa, Portugal, pedro.ferreira.nogueira@tecnico.ulisboa.pt, ritaribeiro@tecnico.ulisboa.pt, jfolgado@tecnico.ulisboa.pt, carlos.quental@tecnico.ulisboa.pt, paulo.rui.fernandes@tecnico.ulisboa.pt

²Faculdade de Ciências Médicas, Universidade Nova de Lisboa, Portugal; jgamelas@hotmail.com

RESUMO

O fenómeno de *stress shielding*, e a consequente perda de massa óssea, é identificado como um dos fatores que contribui para a falência da artroplastia total do joelho (ATJ). Considerando que é extremamente importante compreender o comportamento mecânico osso-implante para prolongar o sucesso a longo prazo da ATJ, o objetivo deste trabalho foi analisar o processo de adaptação óssea de uma tíbia a 6 implantes diferentes no que diz respeito ao tamanho da haste e o uso de uma *sleeve* metafisária. Utilizando modelos de elementos finitos tridimensionais, a remodelação óssea foi simulada através de um modelo matemático baseado num problema de otimização que tem em conta a rigidez estrutural e um custo metabólico associado à manutenção de tecido ósseo. Seis casos de carga, relativos a diferentes posições do ciclo de marcha, foram considerados. Os resultados preliminares sugerem que a geometria dos diferentes implantes tem um impacto relevante no processo de adaptação óssea, demonstrando que diferentes configurações podem apresentar diferentes níveis de risco de falência.

Palavras-chave: Tíbia, Artroplastia do joelho, Stress shielding, Remodelação óssea, Método de elementos finitos

INTRODUÇÃO

A artroplastia total do joelho (ATJ), na qual os tecidos ósseos e cartilaginosos danificados são substituídos por componentes artificiais, é um dos procedimentos ortopédicos mais comuns. O descolamento assético é a causa mais comum de falência do procedimento. Tendo um cariz multifatorial, uma das causas de descolamento assético pode estar relacionada com o fenómeno de *stress shielding*, isto é, a transferência de esforços através do implante, com redução de esforços no osso e consequente reabsorção óssea. Uma vez que a perda de massa óssea na tíbia proximal é uma das principais preocupações após a ATJ, o estudo do comportamento mecânico osso-implante é extremamente importante para prever e melhorar o resultado do procedimento. Este trabalho tem como objetivo analisar o processo de adaptação óssea de uma tíbia após a substituição da articulação utilizando 6 implantes diferentes no que diz respeito ao tamanho da haste e ao uso de uma *sleeve* metafisária.

MATERIAIS E MÉTODOS

Um modelo tridimensional da tíbia direita foi construído a partir de imagens médicas de CT. Os diferentes componentes protésicos foram desenhados em Solidworks (Dassault Systèmes, Waltham, MA, USA). A componente tibial é tipicamente composta por um prato tibial, uma componente de polietileno e uma haste. Em algumas situações, uma *sleeve* metafisária pode ser utilizada para aumentar o suporte mecânico quando o dano tibial é mais significativo. Considerando as hastes standard, de 75 mm, e de 115 mm e a aplicação da *sleeve* metafisária, foram definidas 6 configurações diferentes que podem ser aplicadas na ATJ ou na sua revisão. Nas configurações sem *sleeve* foi aplicado cimento ósseo na base do prato tibial.

Os modelos de elementos finitos foram definidos em Abaqus (Dassault Systèmes, Waltham, MA, USA) utilizando elementos tetraédricos lineares C3D4. Com exceção do osso, que foi modelado como um material ortotrópico linear elástico, todos os materiais foram considerados homogéneos, isotrópicos e linear elásticos. As propriedades materiais consideradas para os diferentes componentes são resumidas na Tabela 1. As propriedades do osso resultam do processo de remodelação óssea considerando um módulo de elasticidade de 17 GPa para osso cortical. As interações osso-cimento, prato-polietileno, prato-cimento e prato-haste foram consideradas como totalmente ligadas, e as interações, osso-haste, prato-osso foram modeladas através de uma formulação de contato utilizando um coeficiente de atrito de 0.3 e 0.4, respetivamente. A interação *sleeve*-osso foi modelada como totalmente ligada na região com superfície revestida e através de contato com um coeficiente de atrito de 0.3 na restante interface. Para remover movimentos de corpo rígido, a extremidade distal da tíbia foi fixa nas 3 direções. Como carregamento foram consideradas forças musculares e de reação na articulação para 6 casos de carga relativos a 6 instantes de tempo do ciclo de marcha.

Tabela 1. Propriedades materiais dos diferentes componentes protésicos

Material	Módulo de elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson
Cobalto-Crômio (prato tibial)	210	0.3
Titânio (hastes e <i>sleeve</i>)	110	0.36
Polietileno	0.5	0.3
Cimento ósseo	2.5	0.3

O processo de remodelação óssea foi simulado utilizando o modelo matemático desenvolvido por Fernandes et al. [1], que descreve a adaptação óssea como um processo de otimização que tem em conta a rigidez estrutural e um custo metabólico associado à manutenção de tecido ósseo. Para validação do modelo, os parâmetros do modelo de remodelação óssea foram determinados de forma a aproximar a distribuição de densidades da tibia retirada das imagens de CT. Considerando a distribuição de densidades obtida para a tibia intacta como solução inicial, a adaptação do osso aos diferentes implantes foi simulada. Os resultados foram analisados quantitativamente através do cálculo da variação de massa óssea para diferentes regiões de interesse e, qualitativamente, observando a diferença absoluta de densidades em relação ao osso intacto.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

A Figura 1 apresenta resultados preliminares para a variação de densidade, $\Delta\rho$, entre a distribuição final de densidades, após a adaptação aos implantes sem *sleeve* e com haste standard, de 75 mm e de 115 mm, e a distribuição inicial. Na região proximal da tibia observa-se perda de massa óssea, que é mais significativa quanto maior o tamanho da haste. No modelo com haste standard, a perda de massa óssea está limitada à região imediatamente inferior ao prato tibial, enquanto nos restantes casos se estende para a metáfise. Nas regiões adjacentes à haste existe formação de osso.

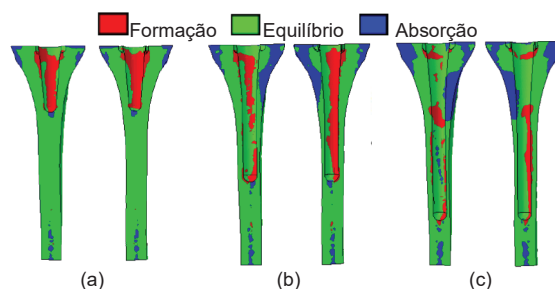


Figura 1- Remodelação óssea da tibia após a substituição da articulação por um implante sem *sleeve* e: (a) com haste standard, (b) com haste de 75 mm e (c) com haste de 115 mm. A cor verde corresponde ao estado de equilíbrio ($-0.072 \text{ g cm}^{-3} < \Delta\rho < 0.072 \text{ g cm}^{-3}$). A condição de reabsorção óssea está representada a azul ($\Delta\rho < -0.072 \text{ g cm}^{-3}$) e a condição de formação óssea está representada a vermelho ($\Delta\rho > 0.072 \text{ g cm}^{-3}$).

CONCLUSÕES

Neste trabalho, a adaptação óssea da tibia a diferentes implantes foi avaliada usando o modelo matemático desenvolvido por Fernandes et al. [1]. Para reforçar a confiança nos resultados, a aplicação do modelo remodelação óssea foi validada através da simulação da densidade óssea das imagens de CT. Os resultados preliminares sugerem que a geometria dos implantes condiciona significativamente a adaptação do osso, demonstrando que algumas configurações podem apresentar um risco mais elevado de fratura ou descolamento da componente tibial devido à maior perda de massa óssea.

Agradecimentos

Este trabalho foi suportado pela Fundação para a Ciência e Tecnologia (FCT), através do IDMEC, sob o LAETA, projeto UID/EMS/50022/2019, o projeto PTDC/BBB-BMC/5655/2014 e a bolsa de pós-doutorado SFRH/BPD/120079/2016.

REFERÊNCIAS

[1] Fernandes, P., Rodrigues, H., and Jacobs, C., 1999, "A Model of Bone Adaptation Using a Global Optimisation Criterion Based on the Trajectorial Theory of Wolff", *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, **2**(2), pp. 125–138.

Experimental permeability analysis of TPMS scaffolds

T. Pires, S. Gonçalves, B. P. Gouveia, A. P. G. Castro, P. R. Fernandes

IDMEC, IST, Universidade de Lisboa, Portugal

tiagopires96@gmail.com, sergio.goncalves@tecnico.ulisboa.pt, bgouveia@tecnico.ulisboa.pt,

andre.castro@tecnico.ulisboa.pt, paulo.rui.fernandes@tecnico.ulisboa.pt

Keywords: Bone Scaffolds, TPMS, Tissue Engineering, Permeability, Biomechanics

INTRODUCTION

For tissue engineering (TE) applications, scaffolds shall permit the diffusion of oxygen, nutrients and metabolic waste, as they shall ensure adequate cellular growth and proliferation on the targeted tissue. In the specific case of bone TE, the structural integrity of the scaffolds is also important to enhance bone shape and function during and after the regeneration and remodelling processes [1]. Therefore, scaffolds must be optimized for appropriate porosity, permeability and mechanical properties [2]. In addition, with the advent of 3D printing, it is an advantage if these scaffolds can be manufactured through this technology. 3D MultiJet printing has proven to be a good option for scaffold manufacture, benefiting from efficient cost control and high production accuracy [3]. This work deals with the analysis of permeability as a function of geometry and porosity level of 3D printed triply periodic minimal surfaces (TPMS) scaffolds. The objective is to understand if these scaffolds allow for sufficient fluid flow for bone TE applications and also what the relation between geometry and measured permeability.

MATERIALS AND METHODS

There are various scaffolds designed from the TPMS method. This work makes use of Schwartz D, Gyroid and Schwartz P models with 50 and 70% porosity, which will be further referred as SD50, SD70, SG50, SG70, SP50 and SP70. The selection of the porosity levels was based on the permeability, since this is one of the main requirements for cellular growth [4]. The samples tested in the present work (Figure 1) were printed in the Tissue Biomechanics Lab of Instituto Superior Técnico, using a MultiJet printer from 3D Systems (MJP 3600®) and the commercial material Visijet M3 Crystal [5].

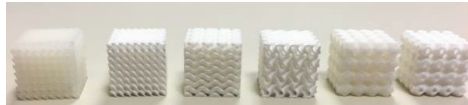


Figure 1. 3D printed scaffolds: SD50, SD70, SG50, SG70, SP50 and SP70 (from left to right).

The choice of this material is related to its properties, which presents a tabled Young's Modulus value of 1.46 GPa, similar to the values observed in trabecular bone, and it is certified with USP Class VI norm, allowing its use in several medical applications [5]. It is important to note that for using MultiJet techniques, the printed geometries should consider paths large enough to allow for the draining of support wax from the interior of the scaffold. After designing the geometries, the scaffolds are printed in 13 mm sided cubes and subsequent treated with a 60 °C heating for several hours to fully dewax them [2]. The validation of the wax removal was made by comparing the weights of each specimen with a solid geometry with the same dimensions. Having completed the fabrication of the scaffold geometries, they are placed, one at a time, in the experimental apparatus for the permeability tests shown in Figure 2.

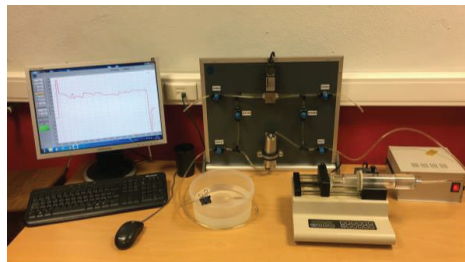


Figure 2. Experimental apparatus for the permeability tests.

The apparatus consists of a syringe mounted in a machine that allows a controlled constant flow rate; a central piece where the scaffolds are placed; a sensor responsible for measuring the difference in the water pressure before and after the scaffold and a software which registers these differences in pressure along a given period. The difference in pressure is then used to calculate the permeability of the tested model. Due to limitations on the system a constant volume of 50mL of water was chosen for each of the tests.

Before conducting each test, the scaffold must be placed in the central part, making sure all the valves are closed, and the system must be purged of all air. The tests were conducted with increasing flow rate steps of 20 mL/min, from 20 mL/min to 100 mL/min.

RESULTS

Three samples of each different scaffold geometry were tested as described before, with permeability obtained through the filtering and averaging of the difference in pressure given by the sensor. The only geometry whose permeability was not calculated is the SP50, whose results appeared to reflect an error in their manufacturing or design process, i.e., the pressure measurements were above the limit of the sensor, reflecting also the variability observed in the weights of these specimens. The permeability calculated for the remaining five scaffolds is shown in Figure 3.

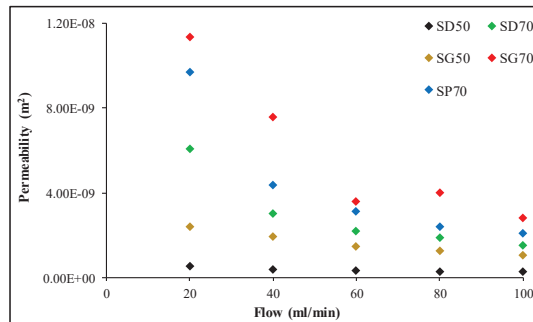


Figure 3. Results of the permeability tests for the different scaffolds, as a function of flow.

DISCUSSION

The results shown in Figure 2 appear to be, in the most part, according to expectations, with higher flow-rates resulting in a lower permeability and a higher porosity resulting in a higher permeability. The only exception to this is the calculated permeability of SG70 for a flow-rate of 60 mL/min, that is lower than the following flow-rate of 80 mL/min. This inconsistency may be because of improper measurements by the sensor or a small pocket of air in the system influencing the results.

Disregarding this, the results show that, although the major factor to the permeability of the scaffolds was their porosity, the geometry of the scaffolds was also an influencing factor, with SG70 and SG50 having a higher permeability when compared to SD70 and SD50, respectively.

CONCLUSIONS

It is possible to observe that both the porosity and the geometry influence the permeability of the scaffold, with the former having a higher impact than the latter, as expected. The results also show that Schwartz D geometry will also lead to lower permeability values than the Gyroid one.

This work shows that TPMS scaffolds can bear with fluid passage above 50% porosity. Further work will investigate if Schwartz P scaffolds can be effective with porosity inferior to 70%. Different porosity levels and fluid flow velocities may also be considered.

REFERENCES

- [1] Castilho, M., Rodrigues, J., Pires, I., Gouveia, B., Pereira, M., Moseke, C., Groll, J., Ewald, A., and Vorndran, E., 2015, "Fabrication of Individual Alginate-TCP Scaffolds for Bone Tissue Engineering by Means of Powder Printing,," *Biofabrication*, **7**(1), p. 015004.
- [2] Dias, M. R., Fernandes, P. R., Guedes, J. M., and Hollister, S. J., 2012, "Permeability Analysis of Scaffolds for Bone Tissue Engineering,," *J. Biomech.*, **45**(6), pp. 938–944.
- [3] Hollister, S. J., Flanagan, C. L., Zopf, D. A., Morrison, R. J., Nasser, H., Patel, J. J., Ebrahimzadeh, E., Sangiorgio, S. N., Wheeler, M. B., and Green, G. E., 2015, "Design Control for Clinical Translation of 3D Printed Modular Scaffolds,," *Ann. Biomed. Eng.*, **43**(3), pp. 774–786.
- [4] O'Brien, F. J., Harley, B. A., Waller, M. A., Yannas, I. V., Gibson, L. J., and Prendergast, P. J., 2007, "The Effect of Pore Size on Permeability and Cell Attachment in Collagen Scaffolds for Tissue Engineering,," *Technol. Heal. Care*, **15**(1), pp. 3–17.
- [5] 3D Systems, 2017, *MultiJet Plastic Printers VisiJet® M3 Advanced Plastics*, Rock Hill, USA.

Assessment of alternative designs for lumbar fusion cages

R. Guerreiro¹, M. T. Matos², P. R. Fernandes¹, A. P. G. Castro¹

¹IDMEC, IST, Universidade de Lisboa, Portugal
rafael.guerreiro@tecnico.ulisboa.pt, paulo.rui.fernandes@tecnico.ulisboa.pt,
andre.castro@tecnico.ulisboa.pt

²Unidade da Coluna Vertebral, Hospital Lusíadas, Portugal
spine.tm@gmail.com

INTRODUCTION

Low Back Pain (LBP) is a common condition that affects the inferior portion of the spine. Due to the major role that the spine plays in weight support and movement in the daily activities, this condition is a primary source of pain. Recent studies show that around 80% of the world population will suffer from LBP at some point in life [1]. Some studies have shown that LBP might occur as a symptom of a Degenerative Disc Disease (DDD). In this condition, LBP appears as a result of age-related wear and tear of the Intervertebral Disc (IVD). The wide range of treatments include medication, massage therapy, physical therapy, and, in cases of severe and debilitating DDD, surgical treatment, such as: lumbar decompression, lumbar arthroplasty and lumbar interbody fusion, which was approached in this present study [2]. A lumbar interbody fusion involves the use of a cage to restore the intervertebral and foraminal height, while promoting the fusion of the two adjacent vertebrae. A posterior fixation system can also be used, providing even more stability to the degenerated segment.

Since most of the modern lumbar cages are secured in place by means of a set of screws, it is of most importance to study new designs and configurations and to study possible improvements in the system. Nowadays, one of the most used implants in Anterior Lumbar Interbody Fusion (ALIF) procedures is named Synfix-LR. Despite showing promising results, some studies have mentioned the existence of operative lesions associated with the placement of the implant. One of the most common difficulties associated with this device is the correct positioning of the four divergent screws, which in several cases leads to these lesions [3]. Therefore, the motivation for this study comes directly from the fact that, sometimes, the placement of this intervertebral cages results in morbidities to the patient that should be avoided.

The present study had two main goals: i) development of a new modifiable Finite Element (FE) model of the human L4-L5 segment and ii) development of new designs of the Synfix-LR system that would require less space to be inserted and result in a lower risk for the surgeon, while having the same biomechanical performance as the existent design.

Keywords: Lumbar Interbody Fusion, Finite Elements, Intervertebral Disc, Lumbar Cage

MATERIALS AND METHODS

The new FE model had to be robust and efficient while being easily computed. For this purpose, only the vertebral body was considered, while the ligaments, the muscles and all the structures that form the neural arch, were not included. An in vitro study [4] was used to validate the model based on the Range of Motion (ROM) of the lumbar segment. To achieve the second goal of the study, seven new designs were developed and tested under several loading conditions. Figure 1 shows the original design of the implant, a new design of the Synfix-LR system and an instrumented model.

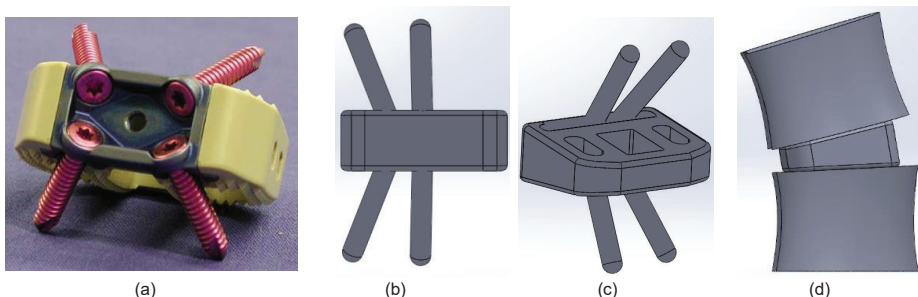


Figure 1 - Illustration of the original Synfix-LR system and of the geometric models used in the simulations. (a) Original Synfix-LR system. (b) Anterior view of the new design. (c) Isometric view of the new design. (d) Lateral view of the instrumented L4-L5.

As seen in Figure 1, some simplifications were made on the lumbar cage models to reduce the computational cost of the simulations, such as: the fine tip of the screws was modified, and neither the spikes of the PEEK spacer nor the screws' threads were included. FE simulations were ran on Abaqus® (Dassault Systèmes Simulia Corp., USA) and convenient mesh convergence studies were performed prior to the tests.

RESULTS

All the eight models were subjected to a 150N compressive pre-load in addition to different 7.5Nm moments (extension/flexion, lateral bending and axial rotation) [5]. Also, all the models were tested under different situations: postoperative and long-term (mimicking the bone ingrowth and the fusion of the two vertebrae). The parameters used for the comparison of the different models included the Range of Motion (RoM), the contact area between the implant and the bony endplates, and the contact pressure at the implant-bone interface. Table 1 shows the numerical predictions of the RoM obtained for the original design and for the new design shown in Figure 1.

Table 1. RoM (in degrees) of the original design and of a new design

	Original design		New design	
	Short-term	Long-term	Short-term	Long-term
Extension	0.3689	0.3338	0.3721	0.3333
Flexion	1.7748	0.4839	1.7933	0.4856
Right lateral bending	0.3742	0.2915	0.5682	0.2971
Left lateral bending	0.4081	0.2992	0.5165	0.3571
Right axial rotation	0.4962	0.258	0.8694	0.2611
Left axial rotation	0.5006	0.2556	0.6832	0.2697

DISCUSSION

Comparing the numerical outcomes of both designs, a slight increase of the RoM can be observed for the new design. Due to its asymmetrical design, this new design shows different behaviors in left and right movements. Regarding the short-term situation, this new design did not show any decrease in the RoM when compared with the original design for the six physiological motions being tested. Despite the predictions for both designs being in the same range of values, an average 32% increase on the RoM was predicted for the new design. For the motions that do not require any lateral moment, extension and flexion, this new model actually showed good outcomes, resulting in a 0.87% and a 1.04% increase, respectively. On the contrary, the biggest increase (75.21%) was verified under right axial rotation. In relation to the long-term situation, the outcomes of the new design were much more favorable. In fact, a smaller RoM was predicted for this model under extension than for the original design. The average difference between the outcomes of the original and the new design was approximately 4.7%. Despite this value, the biggest difference in RoM values was observed under left lateral bending and it was only 0.0579 degrees. As seen in this situation, the difference in percentage should not be the only parameter to be taken into consideration when comparing two models, since this difference may not be significant to the correct functioning of the implant. Once again, the physiological motions that do not require any lateral movement, extension and flexion, were the ones associated with the smaller differences between models: 0.15% and 0.35%, respectively.

CONCLUSION

This study raised attention for the fact that the development of fixation systems for lumbar spinal cages that require less complex surgical access is of major importance. The FE simulations have shown that new designs can be created without resulting in a significant increase in the RoM values, which was proved to be essential for the biomechanical performance of both spinal adjacent levels and implant. Further developments can bring light to the wide comparison of different fixation systems in various time points post implantation.

REFERENCES

- [1] Frank, J. W., Kerr, M. S., Brooker, A.-S., DeMaio, S. E., Maetzel, A., Shannon, H. S., Sullivan, T. J., Norman, R. W., and Wells, R. P., 1996, "Disability Resulting From Occupational Low Back Pain," *Spine* (Phila. Pa. 1976).
- [2] Schizas, C., Kulik, G., and Kosmopoulos, V., 2010, "Disc Degeneration: Current Surgical Options.," *Eur. Cell. Mater.*, 20, pp. 306–315.
- [3] Thaler, M., Mayr, E., Liebensteiner, M., and Bach, C. M., 2010, "Injury of the Right and Left Inferior Epigastric Artery during the Implantation of a Stand-Alone ALIF Cage through a Left Retroperitoneal Approach: A Case Report," *Arch. Orthop. Trauma Surg.*
- [4] Heuer, F., Schmidt, H., Klezl, Z., Claes, L., and Wilke, H.-J., 2014, "Stepwise Reduction of Functional Spinal Structures Increase Range of Motion and Change Lordosis Angle," *J. Biomech.*, 40(2), pp. 271–280.
- [5] Galbusera, F., Schmidt, H., and Wilke, H. J., 2012, "Lumbar Interbody Fusion: A Parametric Investigation of a Novel Cage Design with and without Posterior Instrumentation," *Eur. Spine J.*

Influence of an innovative dental post approach in dentin mechanical behavior

Carla Lopes¹, Joana Machado², Paulo Almeida³, Sampaio Fernandes⁴, Arcelina Marques⁵,
Mário Vaz⁶

¹INEGI - Institute of Science and Innovation in Mechanical and Industrial Engineering, Portugal, cnlopes@inegi.up.pt

²INEGI - Institute of Science and Innovation in Mechanical and Industrial Engineering, Portugal, jcmachado@inegi.up.pt

³FMDUP - Faculty of Dental Medicine of the University of Porto, Portugal, paulo.julio@gmail.com

⁴FMDUP - Faculty of Dental Medicine of the University of Porto, Portugal, sampaiofernandes@gmail.com

⁵ISEP - Polytechnic of Porto, School of Engineering, Portugal, mmmr@isep.ipp.pt

⁶FEUP - Faculty of Engineering of the University of Porto, Portugal, gmavaz@fe.up.pt

ABSTRACT

The restoration of seriously damaged teeth often requires an endodontic post. A number of different materials and shapes of dental posts have been manufactured, which leads to different mechanical behaviors. The currently used post systems frequently result in failure or fracture of the tooth, due to the difference between tooth and dentin mechanical properties. Recently, a bundle of fine individual posts made of reinforced fiberglass has been developed. This new approach is not a single-post and it can be spread apart, being individually distributed in the tooth canal. With this configuration, the fine posts can adapt to suit into any root canal anatomy. Biomechanical properties similar to the dentin are being reported as an advantage for the use of this new dental post. The purpose of this study is to understand if the bundle post introduces an improvement in the results of endodontic treatment, compared with the currently used post systems. This study was carried out using the finite element method to determine the influence of stress distribution on dentin, when these two different approaches are used. The results show that stresses at the dentin changed with the dental post used. The use of bundle post appears to better accommodate the developed stress, reducing the stresses in the tooth.

Keywords: Dental post, endodontic treatment, bundle post, single-post, finite element analysis

INTRODUCTION

The reconstruction of a damaged teeth often require an endodontic treatment. Usually, when the tooth function is seriously compromised, a dental post is needed to enable the rebuilding of the tooth structure. There are multiple systems of dental posts, so, to achieve a good result in endodontic treated teeth when a post is used, some parameters have a significant role. Post material and design, core build-up material, ferrule height and the amount of coronal tooth surface are some of the parameters to care about. The selection of the most suitable system is left to the dentist, who ultimately has the responsibility to balance all the factors and to choose the system for each patient case [1].

A common complication after a restoration of endodontic treated teeth is the tooth fracture. This complication can be associated to the mechanical properties of the post. Some research has been done in this subject, however, there is no literature in consensus to what could be the better post material or configuration for the tooth restoration. For many years, metal posts were the preferred choice of dentists. In fact, metal posts have a high stiffness, i.e., they have a modulus of elasticity significantly greater than the one of the dentin. Nevertheless, the use of metal posts can lead to a higher stress concentration in apical region, and consequently can result in the fracture of the tooth. Fiber reinforced resin posts were introduced in the endodontic treatment, since they show a homogeneous stress distribution when compared to the metal posts. This type of posts was reported to be an alternative as a restorative dental material for fabricated posts, because they have a modulus of elasticity similar to dentin [1]–[6].

MATERIALS AND METHODS

A 3D model of mandibular first premolar tooth was build using DICOM images (Digital Imaging and Communications in Medicine) of a computerized tomography (CT) of the natural teeth.

Two 3D models of the tooth were created accordingly with the averaged anatomical dimensions found in the literature [4]. The geometry of these two models consist of dentin, post cement, dental post, core, layer cement and artificial crown. The models were assembled with two kinds of dental post: (1) endodontically treated teeth with single-post (SP); and (2) endodontically treated teeth with bundle glass fiber-reinforced post (BP). A thickness of 0.5 mm and 0.1 mm was considered for the crown and for the bonding layers at all interfaces, respectively. The post occupied two-thirds of the length of the root [4]. The single-post has a conical shape with its end with 0.8 mm and its top with 1.5 mm. The new type of dental posts can have a

different number of fine individual posts [6]. In the present work, a bundle of 12 fine individual posts was used with a 0.3 mm of diameter each.

The simulations were conducted by the finite element method to evaluate stress distribution. The models were imported into FEA software Abaqus®. Each component of the tooth was defined in term of its mechanical properties (Young's modulus and Poisson's ratio). All materials were assumed to be homogeneous, isotropic and linearly elastic. The values used for dentin, post cement, fiberglass post, core, layer cement and crown (lithium disilicate) are reported in the literature [4], [6], [7]. The 3D model of the tooth was then fixed in an aluminum base that promotes an angulation of 45° degrees. A concentrated vertical load of 250 N was applied on a small area on the surface of the crown, to simulate the masticatory force [3]. Perfect bonding was assumed without any gaps at the interfaces between different components. A linear static analysis was carried out to calculate the stress distribution in both models.

RESULTS AND DISCUSSION

Von Mises equivalent stress were chosen as parameters for the evaluation of the results. The main focus of the results was on the stress concentration at the dentin. In both systems, the highest stress distribution at the dentin is accumulated at the third cervical region of the root. However, the results also show that stresses at the dentin changed with the dental post used. The single-post induced a high stress concentration (229 MPa) in this region as it can be seen in Figure 1a. On the other hand, this stress concentration has a lower value (195 MPa) when a bundle post is used (Figure 1b). Furthermore, concerning to the individually behavior of the posts, the results show that the stresses at the bundle post were higher (107 MPa) than the stresses at the single-post (52 MPa). This can indicate that the bundle post accommodates and supports a higher stress concentration, for this stress to not be transferred to the tooth structure.

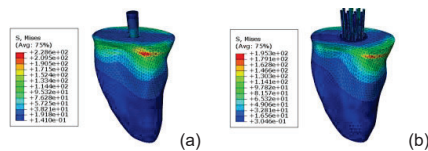


Figure 1: Von Mises stress distribution (MPa): (a) dentin with single-post; and (b) dentin with bundle post.

CONCLUSION

Finite element analysis results indicate that the bundle post may be a more suitable approach than the single-post, since it appears to better accommodate the developed stress, reducing the stresses in the tooth. Moreover, the use of bundle post may reduce the possibility of root fracture.

To evaluate the fracture resistance the authors predict to perform experimental tests on tooth restorations with both single and bundle post, in order to validate the present FEA model.

ACKNOWLEDGMENTS

The authors acknowledge the support of Project NORTE-01-0145-FEDER-000022 - SciTech - Science and Technology for Competitive and Sustainable Industries, cofinanced by Programa Operacional Regional do Norte (NORTE2020), through Fundo Europeu de Desenvolvimento Regional (FEDER).

REFERENCES

- [1] Machado, J., Almeida, P., Fernandes, S., Marques, A., & Vaz, M. (2017). Currently used systems of dental posts for endodontic treatment. *Procedia Structural Integrity*, 5, 27–33.
- [2] Li, Q., Xu, B., Wang, Y., & Cai, Y. (2011). Effects of Auxiliary Fiber Posts on Endodontically Treated Teeth With Flared Canals. *Operative Dentistry*, 36(4), 380–389.
- [3] A. Alharbi, F., Nathanson, D., Morgano, S. M., & Baba, N. Z. (2014). Fracture resistance and failure mode of fatigued endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced resin posts and metallic posts in vitro. *Dental Traumatology*, 30(4), 317–325.
- [4] Mahmoudi, M., Saidi, A. R., Amini, P., & Hashempour, M. A. (2017). Influence of inhomogeneous dental posts on stress distribution in tooth root and interfaces: Three-dimensional finite element analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 118(6), 742–751.
- [5] Maroli, A., Hoelcher, K. A. L., Reginato, V. F., Spazzin, A. O., Caldas, R. A., & Bacchi, A. (2017). Biomechanical behavior of teeth without remaining coronal structure restored with different post designs and materials. *Materials Science and Engineering C*, 76, 839–844.
- [6] VOCO The Dentists. (2016). Reblida® Post GT - Bundled glass fiber-reinforced composite post.
- [7] Ausiello, P., Ciaramella, S., Martorelli, M., Lanzotti, A., Zarone, F., Watts, D. C., & Gloria, A. (2017). Mechanical behavior of endodontically restored canine teeth: Effects of ferrule, post material and shape. *Dental Materials*, 33(12), 1466–1472.

Modelling of the human lens complex under cataract surgery

M.T. Cardoso¹, B. Feijóo², F.J. Ribeiro³, P.R. Fernandes³

¹IDMEC, IST, Universidade de Lisboa, Portugal, teresaascardoso@tecnico.ulisboa.pt

²Departamento de Oftalmologia, Hospital da Luz, Portugal, bernardo.feijoo@gmail.com

³Faculdade de Medicina, Universidade de Lisboa, Portugal, filomenajribeiro@gmail.com

³IDMEC, IST, Universidade de Lisboa, Portugal, paulo.rui.fernandes@tecnico.ulisboa.pt

INTRODUCTION

Cataract is a disease that leads to visual impairment, and eventually to blindness, worldwide. With the aging of the population, the incidence and prevalence of cataract is increasing, as well as the number of procedures performed to remediate it, consequently. For the years 2030 and 2050, a prediction of the prevalence of cataract was made for the United States, with the numbers of cases growing from 38 million to 50 million [1]. A cataract is a disease that usually occurs in late adult life, when the crystalline lens of the eye loses too much transparency and becomes opaque, leading to a blurred vision. The crystalline lens is part of the human eye lens complex, enclosed in the capsular bag and connected to the ciliary body by the zonular fibers. This complex is of extreme importance since it allows the eye to focus objects, i.e., to accommodate. Nowadays the most common solution available is the complete removal of the cataract, followed by an implant of an intraocular lens (IOL) to replace it. With the increase of cataract surgeries, an increase in post-operative complications arose, the most serious being posterior chamber IOL dislocation [2][3]. In this work, we propose a Finite Element (FE) of the crystalline after surgery, with an IOL implant, and to understand if there is a mechanical influence on post-operative complications.

Keywords: Cataract, Intraocular Lenses, accommodation, axisymmetric

MATERIALS AND METHODS

The FE method, through the software Abaqus®, was applied to reproduce an axisymmetric model of the crystalline lens and its associated structures before and after cataract surgery, during the process of accommodation, i.e., the process of focusing objects, through an equatorial pull of the zonular fibers. The dimensions of the crystalline and the ciliary body were adapted from values used by Lanchares et al. [4]. The capsular bag and the zonules were modelled as membrane elements, with no bending stiffness, whereas the cortex and nucleus that compose the crystalline were modelled as solid homogeneous closed shells.

The first simulation performed was of an eye before surgery, to compare our choices of parameters with other studies to validate it. Afterwards, a set of 24 simulations after surgery were performed, where few parameters were altered to understand their importance for the outcomes of the model. In total, three IOL materials were compared: hydrophilic acrylic, hydrophobic acrylic and polymethyl methacrylate (PMMA). A small and large capsulorhexis, i.e., 73% and 81% of the diameter of the IOL optic [5], were also studied, as well as the effect of a traction force on the edge of the capsulorhexis. The parameters studied in every simulation were the von Mises stresses on every element on the model, the radial displacement of the capsular bag and the resulting force computed at the tip of the zonular fibers.

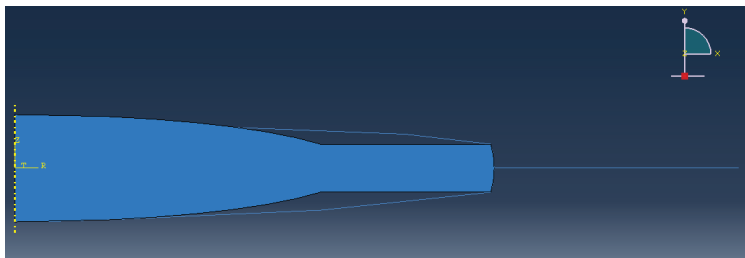


Figure 1. Final assembly of the human lens complex after surgery, with a small capsulorhexis.

RESULTS

After validating the model of the complete human lens complex, a comparison between the eye before (model *M1*) and after surgery with a small capsulorhexis, a hydrophilic acrylic IOL and no traction force (model *M2*) was possible. The values of stresses, radial displacement and resulting force are shown in Table 1 for both models. As we can see, the values of stresses in the zonular fibers duplicate from *M1* to *M2*, going from $4.732 \times 10^{-2} - 4.737 \times 10^{-2}$ MPa to $8.433 \times 10^{-2} - 9.737 \times 10^{-2}$ MPa, and from the crystalline to the IOL it also increases from $3.98 \times 10^{-5} - 2.14 \times 10^{-3}$ MPa to $3.03 \times 10^{-3} - 4.35 \times 10^{-2}$ MPa, whereas in the capsular bag the values decrease substantially, going from $6.92 \times 10^{-2} - 1.46 \times 10^{-1}$ MPa to $3.25 \times 10^{-4} - 3.72 \times 10^{-2}$ MPa. The radial displacement in *M2* is almost fifty times smaller than in *M1*. Another value that increases from *M1* to *M2* is the resulting force at the tip of the zonular fibers, with computed values of 0.071078 N and 0.128325 N for the model before and after surgery, respectively.

Table 1. Values of von Mises stresses in the zonular fibers, capsular bag and IOL, as well as radial displacement and resulting force at the tip of the zonular fibers for the models *M1* and *M2*.

	<i>M1</i>	<i>M2</i>
Stress in Zonular Fibers (MPa)	$4.732 \times 10^{-2} - 4.737 \times 10^{-2}$	$8.433 \times 10^{-2} - 9.737 \times 10^{-2}$
Stress in Capsular Bag (MPa)	$6.92 \times 10^{-2} - 1.46 \times 10^{-1}$	$3.25 \times 10^{-4} - 3.72 \times 10^{-2}$
Stress in Crystalline/IOL (MPa)	$3.98 \times 10^{-5} - 2.14 \times 10^{-3}$	$3.03 \times 10^{-3} - 4.35 \times 10^{-2}$
Radial displacement (mm)	3.465×10^{-1}	7.248×10^{-3}
Resulting Force (N)	0.071078	0.128325

DISCUSSION

Since the hydrophilic acrylic IOL is stiffer than the natural cortex and nucleus of the crystalline (a 1000 times larger Young's modulus), it was expected that the radial displacement of the capsular bag would become smaller after IOL implantation. Even though the equatorial pull through the zonular fibers is the same in both models, the zonules put more effort in pulling the IOL and the capsular bag leading to a smaller radial displacement and consequently to an increased state of stress in them as well as an increase in the resulting force at their tip. As the stress in the natural crystalline increases with its substitution by the IOL, with a consequent decrease of stress in the capsular bag, it is suggested how the IOL gives a bigger support to minimize stresses in the capsule.

CONCLUSION

The increase of force and stress in the zonules could in fact explain why years after surgery some zonules would break leading to an IOL-capsular bag complex dislocation. This assumption could not be simulated, since there is no information about the tensile strength of the zonules. Even though there is a lack of information about certain properties of the materials that could improve this model, no modelling of the eye under cataract surgery like the one proposed here was found in the literature, turning this work into a complement of the already existing studies about the crystalline complex.

A lot of limitations exist in the field, such as more information about all the *in vivo* mechanical properties of all the components of the human lens complex and the real values of traction force exerted in the opening of the capsulorhexis, and it is of extreme importance that new *in vivo* data becomes available in order to further study cataract surgery, its post-operative complication and to find new solutions to avoid them.

REFERENCES

- [1] Cataracts. Retrieved September 19, 2018, from <https://www.nei.nih.gov/eyedata/cataract#5>
- [2] Al-Halafi, A. M., Al-Harathi, E., Al-Amro, S., & El-Asrar, A. A. (2011). Visual outcome and complications of pars plana vitrectomy for dislocated intraocular lenses. *Saudi Journal of Ophthalmology*, 25(2), 187–192.
- [3] Rusu, I., Chen, Z., Zizva, J., Myung, J. S., & Wald, K. J. (2014). Incidence of cystoid macular edema with iris-fixed posterior chamber intraocular lenses in patients presenting with lens dislocation. *International Ophthalmology*, 34(5), 1153–1158.
- [4] Lanchares, E., Navarro, R., Calvo, B. (2012). Hyperelastic modelling of the crystalline lens: Accommodation and presbyopia. *Journal of Optometry*, 5, 110-120.
- [5] Langwińska-Woško, E., Broniek-Kowalik, K., & Szuborski, K. (2011). The impact of capsulorhexis diameter, localization and shape on posterior capsule opacification. *Medical Science Monitor : International Medical Journal of Experimental and Clinical Research*, 17(10), CR577-82.

Análise biomecânica de um aparelho de fixador externo em um fêmur instrumentado com sensores ópticos

**Alessandra Kalinowski¹, Celso Júnio Aguiar Mendonça¹, Mauren Abreu de Souza¹,
Antônio Ramos², Jean Carlos Cardozo da Silva¹**

¹Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Brasil

ale.k11@hotmail.com, cjamendonca@yahoo.com.br, maurenabreu@hotmail.com, jeancs@utfpr.edu.br

²TEMA, Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de Aveiro, Portugal, a.ramos@ua.pt

RESUMO

A consolidação de uma fratura tratada cirurgicamente, é influenciada, entre outros fatores, pelas condições mecânicas impostas pelo material de osteossíntese utilizado. Este trabalho tem por objetivo descrever com um estudo preliminar sobre o comportamento mecânico de fixadores externos. Sensores ópticos baseados em redes de Bragg foram utilizados neste trabalho, para instrumentação de um fêmur sintético com fixador externo circular. Os resultados mostram que a instrumentação com os sensores ópticos foi sensível ao valor da carga transferida (sensibilidade variou entre 0,012 $\mu\text{e}/\text{N}$ e 0,224 $\mu\text{e}/\text{N}$) o que permite análise da rigidez do fixador externo e posterior análise biomecânica da consolidação da fratura.

Palavras-chave: Fêmur, biomecânica, fixador externo, sensores a fibra óptica, redes de Bragg.

INTRODUÇÃO

Durante o tratamento das fraturas submetidas a osteossíntese, é de amplo interesse o conhecimento sobre os processos de reparo e do remodelamento ósseo por parte do médico ortopedista. Entre as formas de tratamento de fraturas, principalmente em fraturas graves, os fixadores externos são comumente utilizados no tratamento de politraumatizados, pois favorecem a mobilização precoce do indivíduo e o tratamento adequado de partes moles (pele, tendões, músculos) diminuindo os riscos de complicações. As condições mecânicas impostas a uma fratura por um fixador externo influenciam significativamente a taxa de consolidação e o modo pelo qual a união ocorre [1, 2], portanto, há necessidade de se conhecer o comportamento mecânico dessas estruturas e como transferem suas cargas ao tecido ósseo de forma a estimular o reparo e a consolidação da fratura.

Uma forma promissora de analisar o comportamento do tecido ósseo e do fixador externo, é através da utilização de sensores FBGs (Redes de Bragg em fibra óptica – Fiber Bragg Gratings). As redes de Bragg são estruturas periódicas gravadas no núcleo da fibra óptica e respondem à variações de temperatura e deformações longitudinais [3]. Nas últimas décadas, sensores a fibra óptica têm mostrado eficiência para monitorar grandezas biomecânicas, principalmente para aplicações *in vivo* devido às suas características, como flexibilidade, baixo peso, dimensão reduzida, estabilidade química, biocompatibilidade e imunidade à interferência eletromagnética [4].

Portanto, o objetivo deste trabalho foi estudar o comportamento mecânico do aparelho de fixador externo fixado ao osso, utilizando redes de Bragg em fibra óptica.

MATERIAIS E MÉTODOS

Para realização do arranjo experimental foi utilizado um fêmur sintético quarta geração fabricado pela Sawbones® íntegro, submetido a colocação (inserção) de um fixador externo circular de aço tipo Ilizarov fabricado pela Minas Med® e pinos de Schanz (parte do fixador externo) fabricado pela Traumedita®. O conjunto, fêmur e fixador, foi instrumentado com 31 FBGs gravadas em 6 cordões ópticos (fibra monomodo padrão para uso em telecomunicações), coladas com cola a base de cianoacrilato, de forma distribuída por todo o conjunto, sendo 23 sobre o fêmur e 8 sobre os pinos de Schanz do fixador. Os pinos são as estruturas que fixam os arcos e anéis do fixador externo circular ao fêmur, podem ser vistos na Figura 1. Esse conjunto foi submetido a carregamentos mecânicos feitos por um dispositivo construído exclusivamente para este fim e que reproduz uma situação de um ser humano adulto em posição ortostática, descarregando o peso sobre os membros inferiores. O fêmur foi posicionado 11° no plano frontal e posição neutra no plano sagital. A carga aplicada variou de 0 até 700 N, de 100 em 100 N, mensurada pela célula de carga Excel® com capacidade para medir 200 kgf, conectada ao sistema de aquisição Quantum X (HBM®). Os sinais ópticos foram adquiridos por um interrogador SM130 da MicronOptics®.

RESULTADOS

A partir dos dados gerados pelas FBGs, observa-se que os pontos monitorados no fêmur sofreram compressão, com exceção de duas regiões que sofreram tração, a região inferior anterior do fêmur e a região superior lateral do fêmur. Os valores de deformações foram maiores na região medial e lateral do fêmur, variando de 426 $\mu\epsilon$ de tração na região lateral até 662 $\mu\epsilon$ de compressão na região medial, para a carga máxima de 700 N.

Na região superior dos pinos (4 pinos proximais e 4 pinos distais), os valores de tração detectado pelas FBGs para uma carga de 700 N variaram de 8,3 $\mu\epsilon$ até 157 $\mu\epsilon$. A maior deformação foi observada no pino lateral mais distal e a menor deformação foi observada no único pino medial. O desenho esquemático do fêmur e os gráficos com os resultados referentes a medição dos pinos são apresentados na Figura 1.

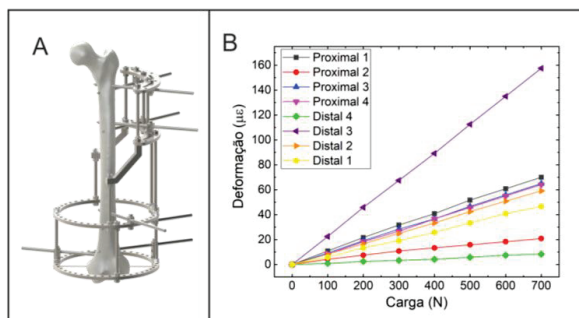


Figura 1. A) Desenho esquemático do fêmur sintético com o fixador externo circular. B) Gráfico mostrando os dados das FBGs (coladas sobre os pinos do fixador) em $\mu\epsilon$ em resposta à carga aplicada em N.

Os dados mostram comportamento linear da variação da deformação medida em relação às forças aplicadas ao conjunto. As FBGs apresentaram sensibilidade de 0,012 $\mu\epsilon/N$ até 0,224 $\mu\epsilon/N$, sensíveis para a finalidade desejada. As informações obtidas pelo sistema proposto permitem avaliar quais pinos sofrem maior deformação mecânica em uma situação específica, portanto, avaliar o comportamento das forças sofridas pelo conjunto.

CONCLUSÕES

O sistema de medição proposto se mostra promissor para avaliar o comportamento mecânico do fixador externo. Mais testes são necessários para caracterizar o sistema de medição, objetiva-se repetir o experimento com o fêmur fraturado e ainda realizar as medições no fixador externo *in vivo*, para então compreender melhor a distribuição de forças que afetam o equipamento durante o processo de consolidação óssea.

REFERÊNCIAS

- [1] Aro, H.T., Chao, E.Y.S. (1993). Bone-healing patterns affected by loading, fracture fragment stability, fracture type, and fracture site compression. *Clinical orthopaedics and related research*, 293, 8-17.
- [2] Claes, L. E., Cunningham, J. L. (2009). Monitoring the mechanical properties of healing bone. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 467(8), 1964-1971.
- [3] Othonos, A. (1997). Fiber bragg gratings. *Review of scientific instruments*, 68(12), 4309-4341.
- [4] Roriz, P., Carvalho, L., Frazão, O., Santos, J. L., & Simões, J. A. (2014). From conventional sensors to fibre optic sensors for strain and force measurements in biomechanics applications: A review. *Journal of biomechanics*, 47(6), 1251-1261.

Forearm muscular movement analysis using fiber Bragg gratings in silicon elastomer packaging

Alessandra Kalinowski¹, Uilian José Dreyer¹, Carlos R. Zamarreño^{2,3}, Abián Bentor Socorro Leránoz^{2,3}, Silvia Castillo Sagasta², Cicero Martelli¹, Jean Carlos Cardozo da Silva¹

¹Graduate School on Electrical Engineering and Applied Computer Science, Federal University of Technology - Paraná, Curitiba

ale.k11@hotmail.com, uiliandreyer@utfpr.edu.br, cicero.martelli@gmail.com, jeanccs@utfpr.edu.br

²Department of Electrical, Electronic and Communication Engineering, Universidad Pública de Navarra, Campus Arrosadia, Spain
castillo.tudela@gmail.com

³Institute of Smart Cities, Universidad Pública de Navarra, Campus Arrosadia, Spain,
ab.socorro@unavarra.es, carlos.ruiz@unavarra.es

ABSTRACT

Extensor muscles of the wrist and fingers may lose their function partially or totally due to various conditions ranging from diseases (neural, cardiovascular or orthopedic) to trauma. This work presents a new forearm muscle movement sensing process. It is based on fiber Bragg gratings (FBG) embedded in Sylgard® silicone elastomer fixed over the forearm extensor muscles position. The preliminary results obtained in this work indicate that the sensor can measure different middle finger extending angles. The sensor characterization will allow using it as a tool for functional diseases/trauma patients' treatments as well as for prosthetic control.

Key-words: Fingers extensors muscles, wrist extensors muscles, Fiber Bragg Grating, silicone elastomer

INTRODUCTION

There are several medical conditions that may affect the forearm extensor muscles, such as Tendinitis, Epicondylitis, trauma (repetitive or direct), impairment of peripheral nerves, central nervous system disorders (Stroke, Cerebral Palsy, Parkinson, dystrophies, syndromes), etc. [1].

Optical fiber sensors are being widely used as a biomechanics sensing element because of their intrinsic advantages, such as flexibility, low weight, reduced size, chemical stability, biocompatibility and immunity to electromagnetic interference [2]. One of their applications is to implement a method to gather additional information to surface electromyography (sEMG) [3]. The sEMG sensors require a perfect contact over the skin to perform a suitable measurement. Otherwise, even the humidity or a slight increase of the temperature over the contact surface of the sensor can change the results [4].

In this work, a displacement forearm extensor muscles sensor is proposed, using FBGs embedded in silicone elastomer. This sensor can measure skin strains caused by the muscle movements. Future works will involve using this sensor for the diagnosis and treatment of several diseases, especially those affecting the extensor muscles of the wrist and fingers.

MATERIALS AND METHODS

Fiber Bragg gratings are typically formed by a periodic modulation of the refractive index within the core of a single-mode optical fiber. This modulation makes a narrow portion of a white light original spectrum to be back-reflected. This back-reflection band is centered at the Bragg wavelength λ_B . The value of Bragg's peak wavelength can determine the temperature and strain applied to the sensor [5]. The FBGs used in this work were inscribed into single-mode optical fiber model Thorlabs' GF1[®], using an excimer laser Xantos[®] laser operating at 193 nm wavelength in the Sensors Laboratory at Federal University of Technology (Paraná, Curitiba). The package was fabricated using a mix of silicone elastomer base 35 mg and its curing agent under a ratio proportion of 10:1, respectively, both from Sylgard[®]. Then, the FBG was immersed in the mixture and it was finally annealed inside a regular oven applying a constant 65 °C temperature for 4 h.

To perform the tests, the FBG was fixed using an elastic band over the posterior forearm region, considering a higher muscles displacement under the skin. A device was used to limit the fingers movement until the predefined test angle only. The subject positioned the forearm in pronation over a flat surface. The elbow was fixed at 45°, with relaxed wrist (Figure 1A) and performed the fingers extension one at a time.

RESULTS AND DISCUSSIONS

The obtained preliminary results show different temporal patterns from the movement of different fingers as well as to each angled position. In Figure 1 (B, C and D) is shown the temporal series data for the middle finger test to 10°, 20° and 30° angled extension. The data are presented with respect to the wavelength variation ($\Delta\lambda$) in nanometers (nm) over a time period (s).

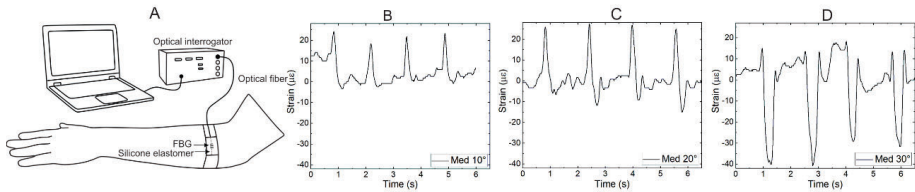


Figure 1. Forearm positioning and acquisition system (A). Graphics of the 10° (B), 20° (C) e 30° (D) angled position of the middle finger extension measured with the developed sensor embedded in silicone elastomer.

It can be observed that, as the finger angle increases, a compression force takes part over the measurement just after the major tension (wavelength increase) in Figures 1C and 1D. It is known that as the movement amplitude increases, more muscle fibers are recruited to perform the action. The muscle fiber contraction leads to a forearm local volume raise. Furthermore, the local volume raise pushes the non-recruited muscle fibers causing a pronounced muscle separation and thus, a local skin depression where they are contracted. On the other hand, when the extensor muscles relax, the local volume increases, and the skin depression recovers.

More specifically, at 10° finger position, the sensor measures the skin strain coming from the slight extension muscle contraction. At 20° finger position, the results show the tensioning skin movement with a slight compression right after the return finger movement. Finally, at 30° the sensor behaviour is inverted initiating with the sensor traction followed by a strong compression caused by the repositioning muscle volume due to the requested movement. This behaviour is understood to be peculiar to this test sensor positioning and could not be present in another forearm position. Additionally, the subject could have moved their arm/body as well as the sensor package referred to the forearm.

CONCLUSIONS

The proposed sensing system shows different signals for distinct finger angles, which is promising for the movement pattern recognition. Knowing that different angled movement cause singular results, it is possible establishing a healthy movement pattern, which is the way to the early diseases detection. More tests should be performed, the sensor positioning must be settled suitably to allow sensing repeatability and more reliable results. The proposed optical fibre movement system could afford a diagnosis and treatment platform for the tested muscles and, additionally, being used as prosthesis control over a software with pattern recognition applied to robotics.

REFERENCES

- [1] Dutton, M. (2009). *Fisioterapia ortopédica: exame, avaliação e intervenção* (2^a ed.) Porto Alegre: Artmed Editora.
- [2] Roriz, P., Carvalho, L., Frazão, O., Santos, J. L., & Simões, J. A. (2014). From conventional sensors to fibre optic sensors for strain and force measurements in biomechanics applications: A review. *Journal of biomechanics*, 47(6), 1251-1261.
- [3] Fujiwara, E., Wu, Y. T., Santos, M. F., Schenkel, E. A., & Suzuki, C. K. (2017). Optical fiber specklegram sensor for measurement of force myography signals. *IEEE Sensors Journal*, 17(4), 951-958.
- [4] Heo, P., Gu, G. M., Lee, S. J., Rhee, K., & Kim, J. (2012). Current hand exoskeleton technologies for rehabilitation and assistive engineering. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, 13(5), 807-824.
- [5] Othonos, A. (1997). Fiber bragg gratings. *Review of scientific instruments*, 68(12), 4309-4341.

Comportamento biomecânico de ossos de ratas osteopênicas submetidas a diferentes combinações de treinamento físico

Álvaro C. O. Penoni¹, Alana S. Bueno², Luana L. F. Rosa ², Bruna Leonel Carlos², Gabriela Rezende Yanagihara³, Antonio Carlos Shimano³

¹Departamento das Ciências da Educação Física e Saúde, Universidade Federal de São João del-Rei, Brasil, alvaropenoni@ufsj.edu.br

²Curso de Fisioterapia, Universidade do Vale do Sapucaí, Brasil, alanabuenoic@hotmail.com

³Departamento de Ciências da Saúde Aplicadas ao Aparelho Locomotor - FMRP - USP, Brasil, ashimano@fmrp.usp.br

RESUMO

Contextualização: A osteoporose é um distúrbio osteometabólico caracterizado pela diminuição da densidade mineral óssea e deterioração da microarquitetura óssea. Uma das propostas de tratamento é a prática de exercício físico regular. **Objetivo:** Avaliar o comportamento biomecânico de ossos de ratas osteopênicas submetidas a diferentes tipos de protocolo de treinamento combinados com impacto (salto), força (escalada) e resistência (natação). **Método:** Foram utilizadas 50 (cinquenta) ratas da raça Wistar e divididas em 5 grupos (n=10): OC1 (Ovariectomia + treinamento de Impacto, Força e Resistência), OC2 (Ovariectomia + treinamento de Impacto e Resistência), OC3 (Ovariectomia + treinamento de Força e Resistência), CONT (Ovariectomia) e SHAM (Cirurgia simulada). O treinamento dos grupos ocorreu durante 8 semanas. Após a eutanásia, os úmeros e tíbias foram dissecados e encaminhados para análise mecânica. Os dados foram analisados com o programa SPSS™ e foi utilizado o teste de Kolmogorov-Smirnov com nível de significância de 5%. **Resultados:** Quando comparados os grupos treinados ao grupo controle houve diferença significativa da força máxima (p=0,00) e rigidez relativa (p=0,00) de tíbia e úmero. A comparação entre os grupos que receberam treinamento não revelou diferenças significativas em relação a força máxima (p=0,081) e rigidez relativa (p=0,877) de úmero e tíbia. **Conclusão:** Os protocolos de treinamento combinado modificaram o comportamento biomecânico aumentando a rigidez e força máxima dos ossos de ratas osteopênicas.

Palavras-chave: Osteoporose, Exercício, Ovariectomia, Menopausa, Fenômenos biomecânicos

INTRODUÇÃO

A osteoporose é um distúrbio osteometabólico caracterizado pela diminuição da densidade mineral óssea (DMO), com deterioração da microarquitetura óssea 1 . As principais manifestações clínicas da osteoporose são as fraturas, sendo as mais frequentes as de vértebras, rádio distal e no fêmur proximal2 . Essas fraturas têm grande importância na sociedade brasileira, considerando o seu envelhecimento progressivo com graves consequências físicas, financeiras e psicossociais, afetando o indivíduo, a família e a comunidade. Atualmente muitos estudos vêm sendo realizados a fim de tratar a perda óssea pós- menopausa e uma das propostas de tratamento é a prática de exercício físico regular. Estudos encontrados na literatura mostram efeitos benéficos de diversos tipos de exercícios físico como salto, corrida, natação e resistência em modelos animais 3,4,5,6 no entanto, pouco se sabe dos efeitos da combinação de exercícios sobre o tecido ósseo. Portanto o objeto deste estudo foi avaliar o comportamento biomecânico de ossos de ratas osteopênicas submetidas a diferentes tipos de protocolo de treinamento combinados com impacto (salto), força (escalada) e resistência (natação).

MATERIAIS E MÉTODOS

Cinquenta (50) ratas da raça Rattus Norvegicus Albinus, da variedade Wistar com idade de 10 semanas e peso inicial de 202,34±20,20 foram divididos aleatoriamente em 5 grupos (n=10), sendo: O C1 - OVX + circuito 1 (Impacto, força e resistência); O C2 - OVX + circuito 2 (Impacto e resistência); O C3 - OVX + circuito 3 (Força e resistência); GC - OVX + Sem treinamento e SHAM - Cirurgia simulada + Sem treinamento. Os animais dos grupos O C1, O C2, O C3 e GC foram submetidos à cirurgia de ooforectomia sob anestesia, por meio da associação de Xilazina (0,1ml para cada 100g) e Ketamina (0,1ml para cada 100g) intramuscular. Após 90 dias da cirurgia, tempo necessário para instalação da oseopenia, os animais foram submetidos aos protocolos de treinamento por 8 semanas. Os protocolos consistiram de treinos em circuito, envolvendo treinamento de impacto, treinamento de força e 8º Congresso Nacional de Biomecânica, 15 e 16 de fevereiro de 2019, Unhais da Serra, Covilhã treinamento de resistência. O treinamento de impacto foi realizado por meio de saltos em queda livre, aproveitando somente a fase

descendente do salto, ou seja, a fase de aterrissagem. Foram realizados 10 saltos diários, durante 5 dias por 8 semanas. Para o treinamento de força, foi utilizada uma escada própria para roedores com dimensões de 1,1m x 0,18m e espaçamento de 2,0cm entre os degraus. O protocolo de treinamento consistiu de 10 subidas por dia durante 8 semanas. O treinamento de resistência aeróbia foi realizado na água. Esse protocolo de natação teve a duração de 60 minutos, cinco vezes por semana, durante oito semanas, em um sistema de natação adaptado para ratos. Após todo o período de experimento proposto neste projeto, as ratas foram submetidas a eutanásia por meio químico mediante administração de Cloreto de Potássio (KCl) 19,1% na dosagem de 1 a 2 mmol/Kg (sendo, 1 milimol de KCl = 74,5 mg) aplicado diretamente no músculo cardíaco. Antes da administração do KCl, os animais foram anestesiados com Xilazina e Ketamina (0,1ml para cada 100g), via intramuscular.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os dados revelaram que houve diferença significativa da força máxima da tibia quando comparados os grupos treinados e o grupo controle GC e OC3; GC E OC1; GC E OC2 ($p=0,001$; $p<0,001$; $p=0,001$, respectivamente). A comparação da Força máxima das tíbias entre os grupos que realizaram treinamento não se mostrou estatisticamente diferente quando comparado entre si (OC3 e OC1: $p=0,967$; OC3 e OC2: $p=1,000$; OC1 e OC2: $p=0,980$). Houve diferença significativa quando comparado o grupo controle aos grupos que realizaram treinamento: GC e OC3; GC E OC1; GC E OC2 ($p<0,001$; $p<0,001$; $p<0,001$ respectivamente), e não houve diferença estatística entre os grupos que treinaram (OC3 e OC1 : $p=0,081$; OC3 e OC2: $p=0,540$; OC1 e OC2: $p=0,844$). Com relação aos valores para rigidez do úmero, observaram-se diferenças estatisticamente significativas quando comparados os grupos submetidos a treinamento com o grupo controle, GC E OC3; GC E OC1; GC E O C2 ($p=0,003$, $p=0,000$, $p=0,001$, respectivamente). Não foi revelada diferença significativa na comparação entre os grupos que realizaram exercícios (OC3 e OC1: $p=0,877$; OC3 e OC2: $p=0,997$; OC1 e OC2: $p=0,976$). Segundo Oh *et al*,7 em 2016, é difícil prevenir a perda óssea por meio do treinamento de natação isoladamente. Porém, como observado neste estudo, a associação da natação com outras modalidades de exercícios, pode ser benéfica para melhorar as propriedades biomecânicas ósseas. No presente estudo o treino de impacto foi combinado com o treino de resistência e força, mostrando que diferentes estímulos trazem alterações positivas nas propriedades mecânicas dos ossos dos animais. Contrariando os resultados deste estudo, Frajacomo *et al*8, em 2013, investigaram o treinamento combinado em ratas osteopênicas. Os exercícios combinados se mostraram eficazes no aumento de rigidez e força máxima nos ossos osteopênicos, mostrando-se capazes de reverter esse enfraquecimento significativo da resistência óssea, uma vez que é de extrema importância o conhecimento do comportamento mecânico em situações como a menopausa e osteoporose, pois estima-se o risco de fraturas.

CONCLUSÃO

Os protocolos de treinamento combinado modificaram o comportamento biomecânico aumentando a rigidez e força máxima dos ossos de ratas osteopênicas.

REFERÊNCIAS

- [1] Shimano M, Volppon J. (2007). Comportamento mecânico do terço proximal de fêmures de ratos após suspensão pela cauda e exercício. *Acta Ortop Brasileira.*; (15), 2 254-57.
- [2] Radominski S. (2017). Diretrizes Brasileiras para diagnóstico e tratamento da osteoporose em mulheres na pós-menopausa. *Rev. Bras Reumatologia.* 57 (2), 452-66.
- [3] Honda A, Sogo N, Nagasawa S, Shimizu T, Umemura Y. (2003). High-impact exercise strengthens bone in ovariectomized rats with the same outcome as sham rats. *J App Phys*; 95 (3):1032-37.
- [4] Heinonen A, Sievanen H, Pasanen M, Vuori I. (1998). Effect of two training regimens on bone mineral density in healthy perimenopausal women: a randomized controlled trial. *J Bone Min Res.* ; 13 (3): 483-90.
- [5] Iwamoto J, Takeda T, Ichimura S. (1998). Effects of exercise on bone mineral density in mature osteopenic rats. *J Bone Min Res.*; 12 (8): 1308-17.
- [6] Yanagihara, GR. (2014). Respostas do tecido ósseo ao treinamento de alto impacto. Estudo experimental em ratas submetidas ao modelo de suspensão pela cauda. (Dissertação de Mestrado). Ribeirão Preto: Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.
- [7] Frajacomo, FTT, Falcai, MJ., Fernandes, CR, Shimano, AC, GARCIA, SB. (2013). Adaptações biomecânicas do osso cortical de camundongos submetidos à três diferentes modalidades de exercício. *Acta Ortop Bras.* ; 21(6): 328-32.
- [8] Turner CH. (1998). Three rules for bone adaptation to mechanical stimuli. *Bone.* ; 23 (5) : 399–407.

Simulação do comportamento da cúpula do ouvido interno em casos patológicos

Carla F. Santos¹, Jorge Belinha², Fernanda Gentil³, Marco Parente¹ e Renato N. Jorge¹

¹Institute of Science and Innovation in Mechanical and Industrial Engineering (INEGI)
fsantos.carla@gmail.com; rnatal@fe.up.pt;

²School of Engineering, Polytechnic of Porto; job@isep.ipp.pt

³Clínica ORL – Dr. Eurico Almeida e Escola Superior de Saúde - P. Porto; fernanda.fgnanda@gmail.com

RESUMO

O sistema vestibular é a estrutura do ouvido interno que contribui, juntamente com a visão e a locomoção, para a manutenção do equilíbrio do corpo humano [1]. A enfolinha é um fluido que se estabelece como um dos seus principais constituintes e encontra-se no interior da estrutura óssea e membranosa que constitui o sistema vestibular. A vertigem é um dos principais sintomas resultante de perturbações associadas ao sistema vestibular. Sendo esta uma das patologias mais frequentes em todo o mundo e a principal queixa em idosos, é essencial o seu estudo de modo a prevenir as complicações que podem advir de uma tontura, como por exemplo uma queda [2].

O objetivo do trabalho apresentado é contribuir para um melhor entendimento relativamente à biomecânica do sistema vestibular. Na consequência deste estudo pretende-se associar este conhecimento a uma das terapêuticas mais comuns em caso de patologia de vertigem que é a reabilitação vestibular, a qual resulta de um processo empírico.

O modelo computacional usado no presente estudo foi construído com base nas dimensões de um ouvido interno humano. A parte exterior do modelo, que reproduz a membrana exterior do canal, foi discretizada utilizando elementos de casca (S4R). Relativamente à representação da cúpula e da endolinfá, que se encontram do interior da membrana, foram utilizados elementos tetraédricos (C3D4) e elementos de partículas (PC3D), respetivamente. A densidade e a viscosidade utilizadas para a endolinfá são respetivamente 1.0kg/m³ e 4.8x10⁻³Pa.s. As simulações foram realizadas com o software ABAQUS.

A utilização de elementos finitos para simulação e construção de modelos biomecânicos mostrou, como esperado, ser uma opção eficiente. Os resultados obtidos com este trabalho foram um primeiro passo para compreender a diferença do funcionamento mecânico da estrutura da cúpula em casos saudáveis e patológicos relacionados com a vertigem. Este estudo permitirá melhorar a tomada de decisão no processo de reabilitação vestibular.

Palavras-chave: Ouvido Interno, Biomecânica, Sistema Vestibular, Simulação Computacional, Vertigem

Agradecimentos

Os autores agradecem o financiamento disponibilizado pelo Ministério da Ciência, Tecnologia e Ensino Superior – Fundação para a Ciência e a Tecnologia (Portugal), através da bolsa SFRH/BD/108292/2015 e do projecto MIT-EXPL/ISF/0084/2017. Adicionalmente, os autores agradecem o financiamento do projecto NORTE-01-0145-FEDER-000022 – SciTech.

Differences on spatiotemporal gait parameters between people with ACL injury and healthy ones

Ricardo Miguel da Silva Cacho¹ e Maria António Castro^{1,2}

¹ Department of Physiotherapy, Coimbra Health School - IPC, Coimbra, Portugal

² Centre for Mechanical Engineering, Materials and Processes (CEMMPRE) – Universidade de Coimbra, Portugal

ABSTRACT

Background: Gait characterization allows the knowledge of what adjustments individuals who have cruciate ligament injuries do during this activity. For Physiotherapists it also contributes to build a gait database of individuals with pathology that helps in clinical context to identify injuries based on gait and also to help and establish a differential diagnosis, evaluate the severity, extension and nature of the condition, monitor the progression in the presence or absence of treatment and to establish objectives according with the alterations observed during the gait cycle.

Purpose: The present study aims to quantify spatiotemporal gait parameters in individuals with anterior cruciate ligament injuries and compare them to healthy subjects.

Material and Methods: This was a cross sectional observational study. Two hundred and twenty-five walking trials of 15 subjects, 10 healthy (150 trial, or 15 trials per subject) and 5 (75 trials, or 15 trials per subject) with previous Anterior Cruciate Ligament (ACL) injury that volunteered to participate were analyzed with a 3D motion capture system of 10 cameras, one force platform. Exclusion criteria, based on medical history, were the presence of any disturbance that might affect gait like an orthopedic, neurological or visual impairment or other, including current injury and pain. 11 females and 4 males with mean age 21,33 years ($\pm 2,637$) were asked to walk in a comfortable speed. A full-body marker setup based in the IOR model was used for this study. The markers used to obtain the spatiotemporal gait parameters were the ones placed in the distal end of the posterior aspect of the calcaneus, making possible to calculate the distance travelled, the distance between both feet and the time it took to travel the distance.

Results: Using IBM® SPSS® v.24 software, it was possible with the non-parametric test U-Mann Whitney to analyze and compare the parameters in the two groups. Main results show that individuals with previous ACL injury presented a lower cadence (50,70; $\pm 4,42$ vs 53,80; $\pm 4,21$ steps per minute), stride (1,12; $\pm 0,33$ vs 1,21; $\pm 0,14$ m) and speed (0,95; $\pm 0,30$ vs 1,08; $\pm 0,15$ ms⁻¹) than healthy subjects while the step width is greater (0,094; $\pm 0,03$ vs 0,089; $\pm 0,03$ m).

Conclusion: Significant differences in the gait speed (sig.=,000) and cadence (sig.=,000) of the gait were found between groups of previous ACL injured and healthy subjects that translate some gait adaptations caused by this pathology. It would be noteworthy to analyze kinematic and kinetic parameters during gait.

Implications: This study highlights the spatiotemporal differences in gait of previous ACL injured people and healthy ones which can easily be assessed during physiotherapy exam. It also contributes for the construction of a pathologic gait database that could provide normative data of pathologic conditions.

Keywords: gait; Anterior Cruciate Ligament injury; spatiotemporal parameters

3D model of the lower urinary tract for urodynamic parameters evaluation

Dulce Oliveira, Marco Parente e Renato Natal Jorge

INEGI, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Portugal
dulce.oliv85@gmail.com, mparente@fe.up.pt, rnatal@fe.up.pt

ABSTRACT

Urinary incontinence (UI) affects millions of people worldwide, harming their emotional, psychological and social life. Only overactive bladder (OAB), which occurs during bladder filling, affects ~20% of the adult US population. Urodynamics study has been a crucial tool to assess the functioning of the lower urinary tract, being useful in diagnosis, in monitoring the progress of a disease, and in evaluating objectively the results of a therapy. This urological examination uses a catheter to fill the bladder while pressure is measured, evaluating the behavior and functioning of the bladder in the filling and emptying phases, also evaluating the function of the urinary sphincter. Computational modeling thus emerges as a tool capable of deepening knowledge about the coordinated performance of the bladder and urethra during the micturition cycle. Whereas, if progress is to be made in the neuromuscular field, a grasp of the purely mechanical behavior is essential.

The goal of this work was to obtain a biocomputational model of the lower urinary tract and to identify and compare the mechanical changes that lead to a diagnosed UI. A 3D model of the bladder and urethra, based on magnetic resonance imaging data of a nulliparous female without pelvic floor dysfunction complaints, was used. To characterize the bladder tissue behavior, experimental tests from the literature were reproduced using different constitutive models. A thorough focus on the mechanical properties to characterize its typical mechanical behavior (large deformations with slight pressure variations) was taken. Then, computational analysis with fluid-structure interaction was performed, simulating the bladder's filling. Lastly, to calibrate the computational model, experimental data from urodynamics was used.

As far as isotropic hyperelastic constitutive models are concerned, the Yeoh and Ogden models showed to mimic the bladder's wall behavior in an extremely satisfactory way. The conducted simulations regarding the bladder's filling suggested that both stress urinary incontinence and overactive bladder patients exhibit a stiffer bladder's wall.

They also suggested that a more complex constitutive model, such as Martins's model, should be used in order to obtain rigorous results, since in this way it is possible to mimic muscle contractions which are crucial to represent data from urodynamics

Keywords: Finite Element Method, Urinary Incontinence, Modeling

Estudo computacional dos padrões de contacto na articulação do tornozelo após lesão ligamentar

Gonçalo Marta¹, Carlos Quental¹, João Folgado¹, Francisco Guerra-Pinto²

¹IDMEC, Instituto Superior Técnico, Universidade de Lisboa, Portugal, goncalo.marta@tecnico.ulisboa.pt, carlos.quental@tecnico.ulisboa.pt, jfolgado@tecnico.ulisboa.pt

²Departamento de Ortopedia, Hospital Dr. José de Almeida, Portugal, fguerrapinto@gmail.com

RESUMO

O tornozelo é uma articulação complexa, tendo nos ligamentos os principais estabilizadores que, quando lesionados, induzem instabilidade e uma alteração das pressões de contacto ao nível das cartilagens. Este trabalho pretende estudar as alterações nessas pressões de contacto recorrendo ao método dos elementos finitos. Três níveis de rotação interna, medidos experimentalmente, foram aplicados no tornozelo para três configurações ligamentares diferentes. Os resultados demonstram que existe não só um aumento da pressão máxima sentida nas cartilagens, como também um aparecimento de pressões ao nível lateral e medial, possíveis precursores de lesões cartilaginosas e com implicações degenerativas.

Palavras-chave: Articulação do tornozelo, Pressões de contacto, Ligamentos, Método de elementos finitos

INTRODUÇÃO

O tornozelo é um sistema complexo composto por três articulações individuais - a articulação tibiotalar, a articulação talofibular e a articulação tibiofibular – agindo como uma ligação entre a perna e o pé. As características anatómicas e biomecânicas desta articulação permitem que esta seja um dos principais suportes do peso do corpo durante as atividades do dia-a-dia, auxiliando na transferência de cargas entre a perna e o pé. A grande quantidade de forças geradas e aplicadas na perna e no pé, bem como a complexidade desta articulação levam a que haja uma elevada incidência de lesões, sendo que as entorses e a artrite possuem uma grande taxa de ocorrência. De facto, as lesões no tornozelo foram classificadas como as mais comuns em todo o corpo, com uma percentagem superior a 34% e, dentro deste conjunto, as entorses são as mais comuns. Este trabalho pretende, através do método dos elementos finitos, avaliar as alterações nas pressões de contacto das superfícies cartilaginosas das articulações talofibular e tibiotalar para o caso biológico e para o caso da lesão ligamentar.

MATERIAIS E MÉTODOS

Para construção do modelo geométrico foi efetuada a segmentação das superfícies distais da tibia e da fíbula, bem como do talus, calcâneo, navicular e cuboide. Uma vez que as imagens médicas não permitiram uma segmentação precisa das cartilagens, as superfícies cartilaginosas da tibia, fíbula e talus foram criadas em Solidworks (Dassault Systèmes, Waltham, MA, USA), por forma a preencher o espaço entre as diferentes superfícies articulares. O modelo de elementos finitos foi criado em Abaqus (Dassault Systèmes, Waltham, MA, USA) considerando elementos tetraédricos lineares para os ossos e elementos hexaédricos lineares para as cartilagens. A ação de 9 ligamentos, incluindo os ligamentos talofibular anterior (ATFL) e posterior (PTFL), o ligamento calcaneofibular (CFL), os ligamentos tibiotalares anterior (ATTL) e posterior (PTTL), o ligamento tibionavicular (TiNL), o ligamento calcaneonavicular (CNL), o ligamento cuboideonavicular (CuNL) e o ligamento calcaneocuboidal (CaCL) foi considerada, utilizando elementos barra e tendo em conta imagens e arquivos médicos para definição das origens e inserções. O osso e a cartilagem foram modelados como linear-elásticos, homogéneos e isotrópicos, com módulo de Young de 7300 MPa e 10 MPa, e coeficiente de Poisson de 0.3 e 0.4, respetivamente. As propriedades materiais dos ligamentos, modelados também como linear-elásticos e homogéneos, são apresentadas na Tabela 1.

As interações osso-cartilagem foram definidas como totalmente ligadas e as interações cartilagem-cartilagem foram modeladas através de contacto com um coeficiente de atrito de 0.01. Por uma questão de eficiência computacional, ao conjunto constituído pelo astrágalo, calcâneo, navicular e cuboide foi atribuído um constrangimento de corpo rígido. A base da tibia e da fíbula foi fixada para eliminar movimentos de corpo rígido e uma força compressiva de 10N foi aplicada no conjunto para iniciar o contacto entre cartilagens. A rotação interna foi simulada considerando três situações diferentes dependendo da integridade dos ligamentos. No primeiro caso foi aplicada uma rotação de 3.67° para os nove ligamentos presentes. No segundo caso, e depois da cisão do ATFL, foram aplicados 9.6°, e no terceiro caso, após o corte do ATFL e do CFL, foi aplicada uma rotação de 13.43°. Os valores de rotação interna aplicados foram medidos experimentalmente por Guerra-Pinto et al. [1]. A variação das pressões de contacto nas cartilagens do astrágalo, tibia e fíbula foram analisadas para avaliar o impacto da lesão ligamentar no contacto articular.

Tabela 1. Propriedades mecânicas – módulo de Young, coeficiente de Poisson e área da secção transversal – para os ligamentos presentes no modelo de elementos finitos desenvolvido.

Ligamento	Módulo de Young, E (MPa)	Coefficiente de Poisson, ν	Área da secção transversal (mm ²)
ATFL	225.5	0.46	12.9
PTFL	216.5	0.46	21.9
CFL	512	0.46	9.7
TINL	320	0.46	7.1
ATTL	184	0.46	13.5
PTTL	99.54	0.46	45.2
CNL	260	0.46	0.7
CuNL	260	0.46	105
CaCL	260	0.46	98.67

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados, apresentados na Figura 1, demonstram um aumento da área de pressão de contacto com o aumento da rotação interna, bem como dos valores das pressões máximas nas cartilagens do tornozelo. Para uma rotação de 3.67° não houve qualquer tipo de contacto na cartilagem da fíbula. Para rotações de 9.6° e 13.43° existe um aumento nas pressões de contacto nas zonas anteromedial e posterolateral da cartilagem do astrágalo e das zonas correspondentes das cartilagens tibiais e fibulares.

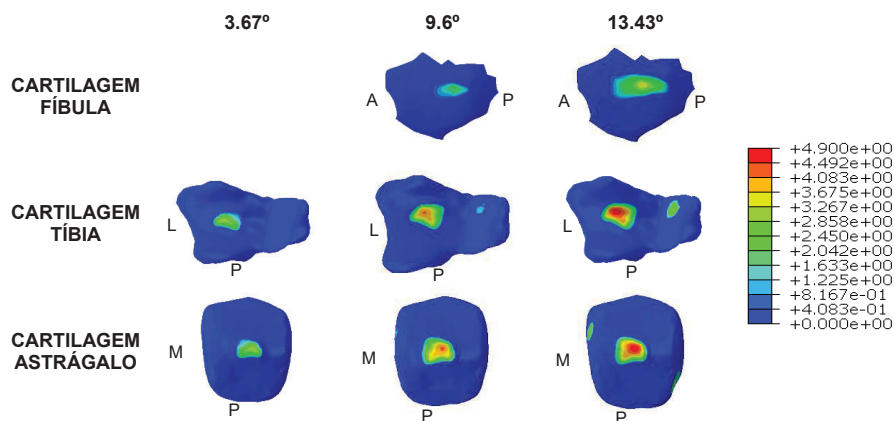


Figura 1- Pressões de contacto, em MPa, para as cartilagens do tornozelo para rotações de 3.67°, 9.6° e 13.43°.

CONCLUSÃO

A variação da pressão de contacto, analisada neste estudo, demonstra o aparecimento de focos de pressão nas zonas descritas anteriormente com um crescente valor de pressão para valores mais altos de rotação. Estes resultados relacionam a instabilidade exclusivamente rotacional do tornozelo com cargas patológicas sobre a cartilagem, sugerindo assim que a lesão dos ligamentos laterais do tornozelo tem repercussões degenerativas principalmente ao nível medial da cartilagem do astrágalo e da tibia, como descrito por Hirose et al. [2].

Agradecimentos

Este trabalho foi suportado pela Fundação para a Ciência e Tecnologia (FCT), através do IDMEC, sob o LAETA, projeto UID/EMS/50022/2019 e a bolsa de pós-doutorado SFRH/BPD/120079/2016.

REFERÊNCIAS

- [1] Guerra-Pinto, F., Côrte-Real, N., Mota Gomes, T., Silva, M. D., Consciência, J. G., Monzo, M., and Oliva, X. M., 2018, "Rotational Instability after Anterior Talofibular and Calcaneofibular Ligament Section: The Experimental Basis for the Ankle Pivot Test," *J. Foot Ankle Surg.* Doi: 10.1053/j.jfas.2018.03.038.
- [2] Hirose, K., Murakami, G., Minowa, T., Kura, H., and Yamashita, T., 2004, "Lateral Ligament Injury of the Ankle and Associated Articular Cartilage Degeneration in the Talocrural Joint: Anatomic Study Using Elderly Cadavers," *J. Orthop. Sci.*, **9**(1), pp. 37–43.

Prevalência de Incontinência urinária de esforço em atletas de diferentes modalidades desportivas

Carvalhais A¹, Natal Jorge R², Bø K³

¹LAETA, INEGI, CESPU, Portugal, acarvalhais@gmail.com

²LAETA, INEGI, Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto, Portugal, rnatal@fe.up.pt

³ Norwegian School of Sport Sciences, Oslo, Norway, kari.bo@nih.no

RESUMO

Os benefícios da prática regular de exercício físico de intensidade moderada estão bem documentados na literatura científica, nomeadamente no sistema cardiovascular, metabólico e músculo-esquelético (1). O impacto negativo da prática de exercício físico no pavimento pélvico emergiu dos resultados de diversos estudos, que revelaram valores elevados de prevalência de IU em mulheres atletas (2). A Sociedade Internacional de Continência define IU como a queixa de qualquer perda involuntária de urina (3). Dos diferentes tipos de IU, o mais comum em mulheres praticantes de desporto, é a IU de esforço (IUE) definida pela ocorrência de perda involuntária de urina em situações de esforço físico, exercício, espirro ou tosse (3).

A prevalência de IU em mulheres desportistas varia em função do tipo de desporto praticado, sendo reportados valores mais elevados nas modalidades de alto impacto, tais como o salto e a corrida. Durante essas atividades, a força de reação gerada no contacto dos pés com o solo pode aumentar em 16 vezes o peso corporal (4), sendo que a força transmitida para o pavimento pélvico pode afetar o mecanismo de continência. Para além disso, o aumento da pressão intra-abdominal resultante da atividade desportiva, aumenta o stress nas estruturas do pavimento, especialmente na posição ereta, devido ao peso dos órgãos pélvicos.

Cada modalidade tem um gesto técnico específico que desencadeia diferentes forças de reação do solo e aumento da pressão intra-abdominal, com maior ou menor impacto no pavimento pélvico.

O objetivo do presente estudo foi analisar o impacto da prática de desporto no desenvolvimento de IU em atletas e comparar a prevalência de IUE entre diferentes modalidades desportivas.

O estudo, de tipo transversal, incluiu mulheres com idade compreendida entre os 15 e os 48 anos. Foram formados dois grupos: um grupo de atletas (GA) constituído por 371 atletas de elite, que integravam as seleções nacionais portuguesas há pelo menos 1 ano, e um grupo controlo (GC) constituído por emparelhamento no *ratio* de 1 para 1, tendo como referência o ano de nascimento. Estabeleceu-se como critérios de exclusão, estar grávida ou ter estado grávida há menos de 1 ano e referência a qualquer doença. Um critério adicional para o GC foi a prática de exercício físico superior a 2 vezes por semana.

Os dados foram recolhidos através de questionário de autopreenchimento. A IU foi identificada através do *International Consultation on Incontinence Questionnaire – Urinary Incontinence - Short Form*.

A amostra final foi constituída por 742 participantes, com idade média (dp) de 20.8 (5.19) anos. A média (dp) do Índice de Massa Corporal foi de 21.8 (2.29) no GA e de 20.9 (2.46) no GC. As modalidades desportivas representadas na amostra foram: basquetebol, voleibol, andebol, rugby, natação/natação sincronizada, polo aquático, judo/karaté, futebol/futsal, ténis/ténis de praia/ténis de mesa/*padle*, hóquei em patins, remo/canoagem, trampolim, ginástica acrobática/ginástica rítmica e hipismo. A média (dp) dos anos de prática foi de 11.6 (6.71) e das horas de prática semanal de 9.8 (5.15).

A prevalência de IU de qualquer tipo foi de 29.6% no GA e de 13.2% no GC ($p < 0.001$). Relativamente à IUE obtiveram-se valores de prevalência de 25.3% no GA e de 4.3% no GC ($p < 0.001$). As atletas apresentaram um risco três vezes superior de desenvolver IU (OR=2.70, 1.86-3.92).

Indivíduos com obstipação (adjOR=1.81, 1.09-3.02), história familiar de IU (adjOR=1.60, 1.07-2.04) e história de infeções urinárias frequentes (adjOR=2.04, 1.16-3.58) apresentaram maior risco de IU, mesmo quando ajustado para a prática desportiva (atleta ou controlo).

Em todas as modalidades desportivas a prevalência de IUE foi superior à obtida no GC. Entre as diferentes modalidades desportivas e, quando considerada a IU de esforço, a prevalência mais elevada foi verificada nas trampolinistas. Entre as atletas que relataram IUE, 82 (86.3%) referiram que as perdas de urina ocorriam com a prática desportiva (Figura 1).

A prevalência de sintomas de IUE foi superior nas atletas em comparação com o GC. Este estudo encontrou uma alta prevalência de IU em desportos de alto impacto.

O número de atletas de alta competição do sexo feminino tem aumentado nos últimos anos. Estratégias de prevenção e tratamento devem ser desenvolvidas, implementadas e avaliadas em jovens atletas de elite.

Palavras Chave: atletas, força de reação, incontinência urinária de esforço, pavimento pélvico, pressão intra-abdominal

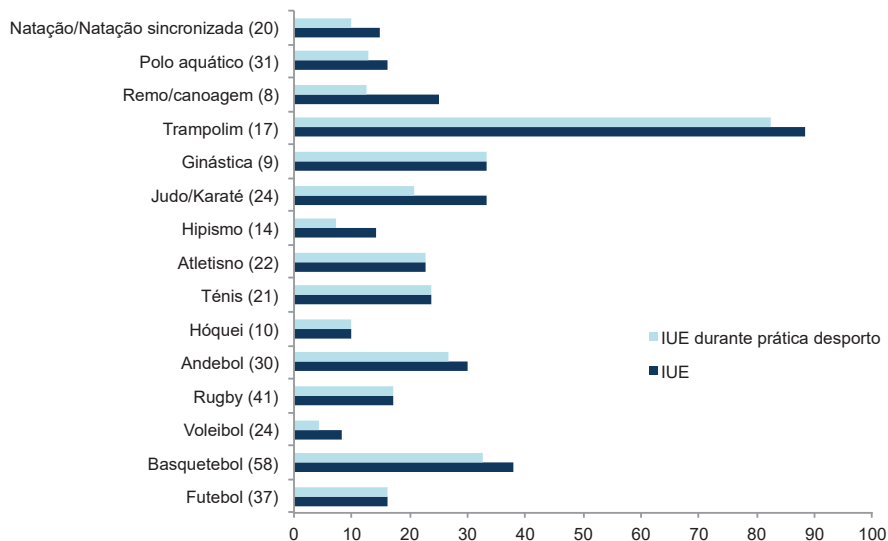


Figura 1. Prevalência total de IUE e de IUE durante a prática desportiva, nas atletas dos diferentes desportos

REFERÊNCIAS

- [1] Warburton, D. E., Nicol, C. W., & Bredin, S. S. (2006). Health benefits of physical activity: the evidence. *Canadian Medical Association Journal*, 174(6), 801–809.
- [2] Simeone, C., Moroni, A., Pettenò, A., Antonelli, A., Zani, D., Orizio, C., & Cosciani Cunico, S. (2010). Occurrence rates and predictors of lower urinary tract symptoms and incontinence in female athletes. *Urologia*, 77(2), 139-146.
- [3] Haylen, B. T., de Ridder, D., Freeman, R. M., Swift, S. E., Berghmans, B., Lee, J., ... Schaer, G. N. (2010). An International Urogynecological Association (IUGA)/International Continence Society (ICS) joint report on the terminology for female pelvic floor dysfunction. *International Urogynecology Journal*, 21(1), 5–26.
- [4] Hay, J. (1993). Citius, altius, longius (faster, higher, longer): the biomechanics of jumping for distance. *Journal of biomechanics*, 26(S1), 7-21.

A study on ankle mechanical impedance estimation in short-range motion

Rui Moura Coelho¹, Hermano Igo Krebs², Jorge Martins¹

¹IDMEC, Insituto Superior Técnico, Portugal

rui.coelho@tecnico.ulisboa.pt, jorgemartins@tecnico.ulisboa.pt

²Department of Mechanical Engineering, Massachusetts Institute of Technology, USA, hikrebs@mit.edu

RESUMO

The ankle mechanical impedance describes the intrinsic properties of the ankle joint, which are modulated by the neuromusculoskeletal system. In this study, we used a stochastic linear system identification model to estimate the ankle stiffness in six healthy subjects in sitting position, while relaxed. We compared the ankle stiffness in dorsi-plantarflexion and inversion-eversion between dominant and non-dominant leg and found no correlation between leg dominance and ankle stiffness in sitting and relaxed subjects. Further studies should be conducted in tasks where ankle joint muscles are active.

Keywords: human joint mechanical impedance, ankle stiffness, leg dominance, relaxed muscles

INTRODUCTION

Human locomotion encompasses a highly coordinated motion of the limbs, able to maintain stability upon contact with the ground. The neuromusculoskeletal system modulates the mechanical impedance of the joints, a relationship between displacement and torque, in order to accommodate for contact and environmental changes [1]. The ankle-foot complex joint plays a pivotal role in the stability of the walking gait. The bones, muscle, tendons, ligaments, skin and other soft tissues determine the intrinsic mechanical impedance of the ankle, which can be regulated voluntarily or reflexively by the central nervous system to achieve the desired dynamics [1]. Neurological disorders such as cerebral palsy or strokes may affect the intrinsic dynamics of the joints. A common effect of such disorders is the drop foot pathology, which is described as the inability to perform dorsiflexion of the foot, distorting normal gait [2]. Understanding the underlying dynamics of the neuro-mechanical system of the ankle is paramount to the development of active orthotic devices which aim to restore normal gait to impaired people.

The mechanical impedance of a joint can usually be approximated by a second order linear system, such that the relationship between torque τ and angular displacement θ at the joint is given by $\tau = I\ddot{\theta} + b\dot{\theta} + k\theta$, where I is the inertia, b the damping and k the joint stiffness.

The estimation of the mechanical impedance of different joints has been widely studied using different methods [3]–[6], both in time domain and frequency domain, using parametric and non-parametric models.

In this study, we estimated the ankle joint impedance in healthy subjects in sitting position with no muscle activation (relaxed) using a frequency domain, MIMO non-parametric model [4], [6]. We then compared the stiffness values between dominant and non-dominant leg in both dorsi-plantarflexion (DP) and inversion-eversion (IE) directions, to determine the influence of leg dominance in the ankle joint stiffness.

METHODS

In this study, a wearable ankle robot, Anklebot [7] and a surface electromyography (EMG) were used. The Anklebot was mounted on a knee brace and the two linear, highly back-drivable actuators were attached to a custom designed shoe. Each actuator can apply actively controlled forces and a linear optical encoder measures its displacement, using a sampling frequency of 1KHz. The torques and angular displacements were computed through a nonlinear kinematic conversion [7]. Muscle activity on the tibialis anterior, gastrocnemius, soleus and peroneus longus was measured by placing surface EMG electrodes on the belly of these muscles. Maximum voluntary contraction level of each muscle was measured and used to normalize EMG signals.

Data from six young (ages between 20-30) male, unimpaired subjects was collected. Following procedures pre-approved by MIT's institutional review board, the Committee on the Use of Humans as Experimental Subjects, informed consent was obtained from all subjects. Leg dominance was inferred by asking the subject "which foot would you use to kick a ball?". Each subject was asked to sit on a chair, then the Anklebot was mounted on one leg at a time (random order). The weight of the robot was further supported by suspending it using straps. The subjects were asked to remain relaxed such that the foot was hanging at its natural posture, which corresponds to a slightly plantarflexed and inverted position. Four trials were per-

formed on each leg, with 15s rest between trials. Each trial corresponds to applying random torque perturbations for a duration 50s, with ranges $\pm 6\text{Nm/rad}$ for DP and $\pm 4\text{Nm/rad}$ for IE, and measuring angular displacement. Multivariable ankle impedance was identified using a linear time-invariant MIMO system identification method in the frequency domain [4]. Partial coherence matrix was computed to validate the LTI system approximation. Stiffness values were computed by using a mean of the low frequency impedance values ($< 1\text{Hz}$), where impedance is mainly dominated by the stiffness component.

RESULTS AND DISCUSSION

The ankle impedance frequency response function was estimated for the different subjects, with high partial coherence (>0.9) in the diagonal terms up to 30Hz (not shown). The estimated ankle stiffness of each subject in DP and IE for left and right foot is presented in Figure 1. Subjects 1 to 5 were right-foot dominant, whereas subject 6 was left-foot dominant.

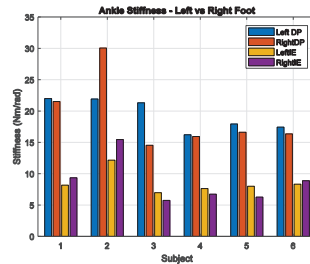


Figure 1. Ankle stiffness in healthy subjects for Left and Right leg, in dorsi-plantarflexion (DP) and inversion-eversion (IE). Subjects were sitting and relaxed (no muscle contraction).

The results suggest that self-reported leg dominance and stiffness are not correlated. In the DP direction, subjects 2 and 6 have higher stiffness in the dominant leg, whereas the remainder have higher stiffness in the non-dominant side. The difference in stiffness in IE seems to follow the same trend as in DP, except for subjects 1 and 6. The exceptions may be due to a difference in initial IE angle, since in relaxed position the ankle may be inverted close to the limit of the joint, which would increase the value of the estimated stiffness. All subjects present similar stiffness values between left and right, except for subject 2. Subject 2 practices a combat sport on a regular basis, whereas the remainder of the subjects are mostly inactive. In such a sport, leg dominance plays a major role and may contribute to an unbalanced increase in ankle stiffness.

CONCLUSION

We studied the difference in ankle stiffness between left and right leg in healthy subjects in sitting position while passive. We applied a stochastic system identification method to estimate the two degree-of-freedom ankle mechanical impedance using a wearable ankle robot. We then estimated the ankle stiffness from the low frequency components of the frequency response function of the ankle impedance. We concluded that self-reported leg dominance has no effect on the ankle stiffness in sitting position and relaxed state. Further studies should be conducted in standing and walking tasks, and also between sportspeople and inactive people, where leg dominance may play a more important role.

Acknowledgements

This work was supported by FCT, SFRH/BD/210213/2016, through IDMEC, under LAETA, project UID/EMS/50022/2019.

REFERENCES

- [1] N. Hogan, "The Mechanics of Multi-Joint Posture and Movement Control," *Biol. Cybern.*, vol. 52, p. 331, 1985.
- [2] I. Wiszomirska, M. Błażkiewicz, K. Kaczmarczyk, G. Brzuskiewicz-Kuźmicka, and A. Wit, "Effect of Drop Foot on Spatiotemporal, Kinematic, and Kinetic Parameters during Gait," *Appl. Bionics Biomech.*, vol. 2017, pp. 1–6, Apr. 2017.
- [3] D. T. Westwick and R. E. Kearney, "Identification of physiological systems: a robust method for non-parametric impulse response estimation," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 35, no. 2, pp. 83–90, Mar. 1997.
- [4] E. J. Perreault, R. F. Kirsch, and A. M. Acosta, "Multiple-input, multiple-output system identification for characterization of limb stiffness dynamics," *Biol. Cybern.*, vol. 80, no. 5, pp. 327–337, May 1999.
- [5] M. M. Mirbagheri, H. Barbeau, and R. E. Kearney, "Intrinsic and reflex contributions to human ankle stiffness: variation with activation level and position," *Exp. Brain Res.*, vol. 135, no. 4, pp. 423–436, Dec. 2000.
- [6] H. Lee, H. I. Krebs, and N. Hogan, "Multivariable Dynamic Ankle Mechanical Impedance With Relaxed Muscles," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 22, no. 6, pp. 1104–1114, Nov. 2014.
- [7] A. Roy, H. I. Krebs, D. J. Williams, C. T. Bever, L. W. Forrester, R. M. Macko, and N. Hogan, "Robot-Aided Neurorehabilitation: A Novel Robot for Ankle Rehabilitation," *IEEE Trans. Robot.*, vol. 25, no. 3, pp. 569–582, Jun. 2009.

Dispositivo biomecânico para controlo da força em restaurações dentárias

Marco Esteves¹, Susana Pereira¹, Rui Falacho², Marco Silva¹, Luís Roseiro¹

¹ Instituto Politécnico de Coimbra - Instituto Superior de Engenharia de Coimbra, Coimbra, Portugal
malesteves@hotmail.com; susana17-09@hotmail.com; msilva@isec.pt; lroseiro@isec.pt

² Faculdade de Medicina, Universidade de Coimbra, Coimbra, Portugal, rifalacho@fmed.uc.pt

RESUMO

No domínio da medicina dentária, a restauração de um dente danificado com recurso a restaurações indiretas é uma das atividades mais comuns. No processo de restauração, e de acordo com as técnicas utilizadas, existe a necessidade de aplicação de força na inserção da peça que reabilitará o dente e, em particular quando são usados agentes de cimentação, esta força torna-se essencial para provocar o escoamento do material cimentante, melhorando assim o prognóstico e longevidade do conjunto restauração-dente. Uma força excessiva pode originar danos na estrutura dentária ou restauradora e uma força com pouca intensidade não será suficiente para o correto assentamento da peça. Contudo, a força aplicada está dependente da sensibilidade do médico dentista, não havendo dispositivos que garantam a ajuda na sua monitorização. Este trabalho descreve o desenvolvimento de um dispositivo biomecânico para monitorização e registo das forças que são aplicadas na inserção de restaurações indiretas em dentes preparados. O dispositivo que se apresenta, além da sua importância na utilização em ambiente clínico, será uma ferramenta relevante na aprendizagem dos estudantes de medicina dentária, em particular no domínio e calibração da força que é exercida neste tipo de procedimentos de restauração dentária.

Palavras-chave: Biomecânica Orofacial, Restauração Dentária, Cimentação Adesiva

INTRODUÇÃO

Em medicina dentária, os procedimentos de restauração decorrente de fraturas ou lesões cariosas, ou procedimentos de reabilitação estética dentária são muito comuns. As restaurações podem ser diretas, quando uma preparação é imediatamente obturada *in situ* após a sua execução; ou indiretas quando processadas de forma diferida ou em laboratório (coroa, *onlay*, *overlay*, faceta, etc) e posteriormente cimentadas a uma preparação dentária previamente inserida na zona do dente a restaurar. Uma restauração indireta tem como vantagens principais o controlo sobre a contração de polimerização do cimento, uma maior rigidez do material e uma melhor anatomia no que diz respeito ao ponto de contacto, podendo ser executada em resina composta ou cerâmica. Esta possui uma maior dureza e resistência a fraturas. Qualquer restauração indireta necessita de um agente de cimentação que a una ao dente preparado [1]. A cimentação é um passo determinante para garantir a retenção, selamento marginal e durabilidade das restaurações. Neste procedimento, é aplicada pelo médico uma força que garante a adesão adequada entre as partes a cimentar (dente-restauração). Esta força deve de ser de tal ordem que provoque o escoamento do material cimentante e o adequado assentamento da peça, melhorando assim o prognóstico e longevidade do conjunto restauração-dente, mas sem se apresentar excessiva dado que pode originar danos na estrutura dentária ou restauradora [2].

Apesar de ser claro na literatura que o controlo da força é importante no contexto da inserção da restauração no dente, não existem ainda dispositivos que permitam, de modo simples e eficaz, garantir o controlo da força que é aplicada, estando esta dependente da sensibilidade e experiência do médico dentista que mesmo com a experiência, pode nunca ter tido a oportunidade de treinar este procedimento de forma calibrada. Este trabalho descreve o desenvolvimento de um dispositivo biomecânico que permite que a força aplicada no procedimento de restauração do dente seja monitorizada.

MATERIAIS E MÉTODOS

O dispositivo que se apresenta baseia a sua morfologia em instrumentos habitualmente utilizados para o assentamento de restaurações. A solução desenvolvida recorre à informação estrutural do próprio dispositivo para, de modo indireto, quantificar a força exercida. O dispositivo divide-se em três elementos estruturais, um deles instrumentado com extensometria elétrica por resistência, que possibilita a aquisição da deformação numa zona específica. Pela calibração do dispositivo, a deformação obtida neste elemento, é traduzida em força. A geometria do dispositivo foi desenvolvida com recurso ao software de modelação 3D SolidWorks A figura 1 apresenta uma visualização do modelo 3D do dispositivo. A previsão do comportamento estrutural do dispositivo, e em particular das zonas de deformação localizada para colocação dos extensómetros, foi feita recorrendo ao método dos elementos finitos, através do software Solidworks.

Foi feita uma análise estática linear, com elementos sólidos tetraédricos de 10 nós e três graus de liberdade por nó, nas três direções ortogonais, o elemento SOLID da biblioteca do software. O estudo de convergência de malha conduziu a um modelo com 108701 elementos.



Figura 1 – Modelo 3D do Dispositivo.

A prototipagem inicial do dispositivo foi feita em impressão 3D, que permitiu avaliar a sua ergonomia e proceder posicionamento adequado dos vários componentes, de modo a garantir uma correta utilização pelo médico dentista. O protótipo final foi produzido em liga de alumínio, através de fabrico subtrativo, a partir de técnicas de maquinação convencional. Na instrumentação foram usados extensómetros da marca HBM, referência 1-LY11-1.5/120 (120 Ω). O dispositivo é conectado a um computador, com ligação a uma placa NI 9219 (National Instruments), tendo sido desenvolvida uma aplicação em linguagem LabView, cuja interface permite a monitorização e o registo em tempo real da deformação adquirida através dos extensómetros quando é aplicada força na sua extremidade. A calibração do dispositivo foi feita em laboratório, de modo a converter para força a deformação obtida a partir dos extensómetros.

RESULTADOS E CONCLUSÕES

O teste funcional ao dispositivo foi efetuado por um médico dentista, experiente, primeiro numa preparação em laboratório e depois em ambiente simulado, com um voluntário. A figura 2 ilustra os testes efetuados, assim como a interface com o utilizador. Ao realizar o ensaio experimental na preparação em laboratório, os valores de força obtidos e a deformação revelaram-se favoráveis, validando deste modo o conceito do dispositivo. A partir do teste funcional em ambiente simulado, foi reportada pelo médico a adequada maneabilidade do dispositivo e a sua estabilidade, assim como a facilidade em aplicar a força de modo controlado.

O dispositivo que se apresenta representará uma mais-valia no controlo da inserção de restaurações indiretas, podendo tornar-se importante na forma como o médico dentista menos ou mais experiente consegue adequar a sua prática clínica ao que a literatura refere como sendo o procedimento mais correto e eficaz. Além disso, com o conceito apresentado, o dispositivo será uma ferramenta importante no contexto de aprendizagem dos alunos de medicina dentária e mesmo de médicos dentistas experientes que nunca tiveram oportunidade de analisar ou calibrar a força que exercem em procedimentos de restauração dentária.



Figura 2 – a) Ponta do dispositivo na colocação de uma faceta; b) Dispositivo com interface para computador.

REFERÊNCIAS

- [1] Cardoso, A. S. (2016). *Cimentação adesiva: Avaliação da espessura da película em diferentes materiais e técnicas - Estudo Piloto*. Coimbra.
- [2] Sousa, F. I. (2017). *Diferentes técnicas para Cimentação adesiva: comparação entre duas resinas compostas*. Coimbra.

What is the influence of the use of headphones on balance, assessed by the speed of postural oscillations, in young adults?

Inês Alves¹, Maria António Castro², Orlando Fernandes³

¹RoboCorp Departamento de Fisioterapia, ESTeSC, IPC, Portugal, inesalves.10@hotmail.com

²CEMPRE, Universidade de Coimbra, Portugal, mac@estescoimbra.pt

³CICTS, Universidade de Évora, Portugal, orlandoj@uevora.pt

INTRODUÇÃO

Atualmente, qualquer jovem possui o seu próprio telemóvel que, entre outras funções, permite aceder a um conjunto variado de músicas, seja através da sua lista pessoal, de aplicações, da rádio ou até mesmo disponíveis online. Os auscultadores são a interface mais utilizada para o efeito, sendo que jovens utilizadores de auscultadores são já uma imagem do quotidiano de qualquer pessoa.¹ Posto isto, colocam-se várias questões acerca do uso indiscriminado de auscultadores com o intuito de ouvir música e do seu impacto na capacidade de realização de atividades da vida diária. De facto, é importante perceber a influência deste hábito no equilíbrio e, conseqüentemente, as suas repercussões nas atividades realizadas durante o uso destes dispositivos. A manutenção do equilíbrio resulta da integração no sistema nervoso central de estímulos provenientes dos recetores vestibulares, visuais e somatossensoriais.²⁻⁴ Os estímulos auditivos têm mostrado ser também influentes neste processo, embora a forma como influenciam o equilíbrio ainda não seja clara, apesar dos vários estudos desenvolvidos acerca desta temática.⁵ Através da pesquisa efetuada foi possível concluir que a evidência acerca da influência do uso de auscultadores no equilíbrio é ainda escassa. Nos estudos analisados, o principal objetivo consistia em perceber qual a influência do som no equilíbrio independentemente da interface utilizada para a sua reprodução, não havendo comparação entre o uso de auscultadores e a utilização de outras fontes emissoras. Face à crescente utilização de diferentes fontes de som especialmente em populações mais jovens, importa perceber qual a influência dos estímulos auditivos no equilíbrio de modo a permitir que os fisioterapeutas desenvolvam programas de prevenção de alterações de equilíbrio em jovens adultos se tal se mostrar necessário. O equilíbrio pode ser estudado tendo em conta diferentes variáveis e medidas. A bibliografia disponível tem utilizado as oscilações posturais, nomeadamente a sua amplitude, velocidade e pico de energia gerado, como principal variável relativamente à análise do equilíbrio. Assim, o objetivo deste estudo consiste em perceber qual a influência da utilização de auscultadores no equilíbrio, avaliado através da velocidade das oscilações posturais, em jovens adultos, utilizando músicas ouvidas habitualmente pela população em estudo.

Palavras-chave: Equilíbrio, CoP, Auscultadores

MATERIAL E MÉTODOS

Este estudo é do tipo quase experimental e todos os indivíduos pertencentes à amostra fizeram parte do grupo experimental e de controlo. A amostra é classificada como não-probabilística por conveniência e foi constituída por 50 indivíduos jovens, 42 do sexo feminino e 8 do sexo masculino. A população em estudo foi composta por todos os jovens adultos que se mostraram disponíveis para participar no estudo com idades entre os 18 e 25 anos, que não apresentassem problemas relacionados com o equilíbrio e audição ou lesões no membro inferior que interferiram com o equilíbrio ou impedissem o indivíduo de assumir a posição teste e que não tomassem medicação que pudesse influenciar estes sistemas. A velocidade das oscilações posturais foi avaliada na plataforma de forças em diferentes condições. Os resultados relativos à velocidade nas diferentes condições foram analisados com recurso ao teste de Friedman, para amostras emparelhadas.

RESULTADOS

Realizou-se a comparação das variáveis em estudo (velocidade média total, velocidade média ântero-posterior [velocidade média AP] e velocidade média médio-lateral [velocidade média ML]) correspondentes a cada condição (auscultadores, altifalante e silêncio) para cada música reproduzida. Este facto permitiu-nos não só perceber se existiam alterações significativas nas variáveis da velocidade provocadas pelo tipo de fonte emissora, como também, se se verificaram as mesmas conclusões utilizando músicas e estilos musicais diferentes. Para a velocidade média total, tendo em consideração a reprodução de uma música do estilo pop, constatou-se que a média desta variável foi maior aquando da utilização dos auscultadores e menor em silêncio. Apesar disto, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas ($p=0,538$) entre as condições em estudo. O mesmo se verificou para a

reprodução das músicas jazz e favorita do indivíduo, apresentando significâncias de 0,980 e 0,830, respetivamente. No que diz respeito à música rock, a velocidade média total mostrou ser maior aquando da reprodução da música no altifalante e menor no silêncio. No entanto, também para este estilo musical, as diferenças encontradas não foram estatisticamente significativas, apresentando uma significância de 0,487. Relativamente à velocidade média ântero-posterior aquando da reprodução de uma música pop e rock, verificou-se no presente estudo que esta foi superior com a utilização de altifalante e inferior em silêncio apesar de não se encontrarem, diferenças estatisticamente significativas ($p=0,375$ para o pop e $p=0,538$ para o rock). Com a reprodução de uma música do estilo jazz os resultados inverteram-se, sendo o silêncio a condição que verifica uma velocidade média ântero-posterior maior e a utilização do altifalante a menor. Ainda assim, não existe diferenças estatisticamente significativas ($p=0,942$). No que diz respeito à reprodução da música preferida de cada sujeito, a utilização dos auscultadores foi a condição que registou maior média, sendo a reprodução através dos altifalantes a condição com menor média. Apesar disto, as diferenças registadas não foram estatisticamente significativas ($p=0,686$). Por fim, para a velocidade média médio-lateral verificou-se que a sua média foi superior na condição de utilização dos auscultadores, independentemente do estilo musical e música ouvidos. Na música pop, a utilização do altifalante revelou ter a velocidade média médio-lateral menor. Para os restantes estilos e para a música preferida, foi o silêncio que registou menor valor desta variável. No entanto, tal como na análise das outras variáveis as diferenças não foram estatisticamente significativas ($p=0,869$ para o pop; $p=0,223$ para o rock; $p=0,423$ para o jazz e $p=0,478$ para a música favorita do indivíduo).

DISCUSSÃO

No presente estudo, a intensidade do estímulo auditivo utilizada foi adaptada ao volume confortável de cada indivíduo da amostra e regulada pela percentagem do som emitida pelo computador usado. Intensidades mais elevadas mostram produzir maior influência no equilíbrio, podendo ser um dos fatores a ter em consideração em futuras publicações.⁶ A população em estudo foi composta por jovens adultos, dos 18 aos 25 anos, sem alterações que comprometessem o equilíbrio. Provavelmente, indivíduos de uma faixa etária mais elevada revelariam maior influência nas variáveis em análise pois partiriam de uma condição basal (silêncio) mais instável e portanto mais suscetível a alterações. A instabilidade referida não pressupõe alterações no equilíbrio. Na bibliografia disponível, foram utilizados sons puros, compostos por uma única frequência, e sons brancos, constituídos por várias frequências emitidas ao mesmo tempo. Estes sons mantêm as suas frequências ao longo do tempo. O mesmo não acontece com as músicas utilizadas neste estudo, que têm características sonoras que se alteram no tempo.^{7,8} O facto de haver constante alteração deste parâmetro pode proporcionar um aumento da reatividade do indivíduo, impedindo que este altere as variáveis em estudo consideravelmente.

Por fim, a maioria dos estudos em análise obteve resultados estatisticamente significativos na condição de olhos fechados. Esta condição não foi reproduzida neste estudo, assim, não houve uma potenciação do sistema vestibular através de uma supressão do sistema visual, sendo este menos influenciável. A comparação dos resultados obtidos com a bibliografia disponível torna-se difícil uma vez que, estudos que contemplem a análise da velocidade das oscilações posturais são ainda escassos. As limitações deste estudo relacionam-se com o facto de a amostra não ser representativa da totalidade dos indivíduos da faixa etária usada. Para além disso, as condições de silêncio poderem ter sido afetadas pelo ineficaz isolamento sonoro do laboratório utilizado para o efeito permitindo que ruídos vindos do exterior fossem ouvidos, essencialmente, na condição de silêncio.

CONCLUSÕES

Em suma, a utilização dos auscultadores não mostrou influenciar o equilíbrio avaliado através da velocidade das oscilações posturais mais do que outra fonte sonora, neste caso o altifalante, ou até mesmo do que o silêncio, tendo em consideração diferentes músicas.

BIBLIOGRAFIA

- [1] European Commission's Health and Consumer Protection Directorate General. Potential health risks of exposure to noise from personal music players and mobile phones including a music playing function. 2008;(September). http://ec.europa.eu/health/ph_risk/committees/04_scenihp/docs/scenihp_o_018.pdf.
- [2] Paulus WM, Straube a., Brandt T. Visual Stabilization of Posture. *Brain*. 1984;107(4):1143–1163.
- [3] Dozza M, Chiari L, Horak FB. A portable audio-biofeedback system to improve postural control. Em: *The 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. Vol 4. IEEE; 2004:4799–4802.
- [4] Balasubramaniam R, Wing AM. The dynamics of standing balance. *Trends Cogn Sci*. 2002;6(12):531–536.
- [5] Ross JM, Warlaumont AS, Abney DH, Rigoli LM, Balasubramaniam R. Influence of musical groove on postural sway. *J Exp Psychol Hum Percept Perform*. 2016;42(3):308–319.
- [6] Harris CS. Effects of Increasing Intensity Levels of Intermittent and Continuous 1000-HZ Tones on Human Equilibrium. *Percept Mot Skills*. 1972;35(2):395–405.
- [7] Soames RW, Raper SA. The influence of stationary auditory fields on postural sway behaviour in man. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1991;63(3):363–367.
- [8] Ross JM, Balasubramaniam R. Auditory white noise reduces postural fluctuations even in the absence of vision. *Exp Brain Res*. 2015;233(8):2357–2363.

Neuromechanical adjustments to a single session of isotonic eccentric heavy resistance exercise

Cristiana Francisco¹, Stefan Venâncio¹, Nuno Serra¹, Jose Antonio de Paz²,
Carolina Vila-Chã^{1,3}

¹Polytechnic Institute of Guarda, Portugal

²Universidad de León - León - Spain

³Research Center in Sports Sciences, Health Sciences and Human Development, CIDESD, Portugal, cvilacha@ipg.pt

ABSTRACT

The aim of this study was to investigate the neuromechanical adjustments induced by isotonic eccentric exercise and delayed onset muscle soreness (DOMS) of the quadriceps throughout a range of motor tasks. Fifteen healthy volunteers (age, mean \pm SD, 23.2 \pm 2.9 years) performed maximum voluntary contractions (MVC) and explosive isometric contractions of the knee extensors, followed by isometric contractions at 10, 20, 30, 40 and 60% MVC at baseline, immediately after and 24 h after isotonic eccentric exercise of the quadriceps (4 sets of 10 reps at 120% 1RM). Coefficient of variation of the force signal (CoV) was computed from the submaximal contractions and rate of force development (RFD) was estimated from the explosive isometric contraction. The maximal force decreased by 17.9% immediately after exercise ($P < 0.01$) and remained reduced by 13.6% 24h following exercise ($P < 0.01$) with respect to baseline. The maximum RFD decreased by 11.3% immediately after exercise ($P < 0.01$) and remained reduced by 12.5% at 24h ($P < 0.01$). When compared to baseline, the CoV for force during the submaximal contractions was greater immediately after eccentric exercise ($P \leq 0.05$) and returned to baseline values following 24h. During the explosive contractions, the normalized EMG of the vasti muscles increased immediately after exercise, but returned to baseline values 24h after exercise. Reduced force steadiness was accompanied by a general increase in normalized EMG amplitude of the vasti muscles.

Key words: eccentric exercise, isotonic load, rate of force development, force steadiness, EMG

INTRODUCTION

Human neuromuscular system are able to produce an extensive repertoire of force and movement, which ranges from powerful to precise movements. Depending on the motor task characteristics, several features of motor control determine the muscle activation and consequently the precision and speed of the force patterns to accomplish the task[1]. These features can be affected by heavy eccentric exercise that typically leads to myofibrillar damage inflammatory reaction and disturbance of the extracellular matrix [2]. Research on eccentric exercise have been mainly performed with isokinetic loads and less attention was given to eccentric exercise with isotonic loads.

MATERIALS AND METHODS

Subjects

Fifteen healthy volunteers participated in the experiment (age, mean \pm SD, 23.2 \pm 2.9 years) with no history of musculoskeletal disorders of the lower limbs participated in the study. The subjects were requested to avoid physical exercise and medication during the experimental period. The study was conducted in accordance with the Declaration of Helsinki and subjects provided informed written consent prior to participation in the study.

Experimental procedure

Maximum voluntary contractions (MVC), explosive isometric contraction and submaximal isometric contraction of the knee extensors of the dominant lower limb were tested at baseline, immediately following eccentric exercise, and 24 h after isotonic eccentric exercise. The isotonic eccentric exercise was performed in a knee extensor machine (Panatta, Italy). Each subject performed 4 sets of 10 repetitions with a load of 120% of the 1RM (previously estimated by a 3RM test). A rest interval of 1 minute and 30 seconds were given between sets. The subjects only performed the eccentric phase of the exercise while load in the concentric phase was moved by 2 spotters.

During the experimental sessions, force and EMG parameters, as well as pain ratings were assessed. All measures were performed while the subject was comfortably seated in a customized home-made chair,

with their hip and distal thigh firmly strapped to the chair. The dominant leg was secured to the load cell (SENSOR, load cell 615, United Kingdom), above the lateral malleolus, with the knee at 90° of flexion. Each subject performed 3 isometric MVCs of 5s each, separated by 2 minutes of rest. Then, the subjects were asked to perform 3 explosive contractions, exerting their maximal force as fast as possible. Trials were separated by 2 min of rest and subjects were verbally encouraged to give their maximum. Following 15 minutes of rest, subjects performed isometric contractions for 12 s at target forces of 10, 20, 30, 40 and 60% of the MVC measured in each experimental condition. Subjects were provided with visual feedback of the force exerted, which was displayed on a computer screen in front of them. The isometric tasks required the subject to match the target force level within two error bars of 2% MVC centred around the target force level. For all conditions, knee extension force and surface EMG of the quadriceps and hamstrings muscles were recorded simultaneously. Surface EMG signals were recorded from the vastus medialis (VM), vastus lateralis (VL), biceps femoris (BF), and semitendinosus (ST), according to SENIAM recommendations. The average rectified value (ARV) was computed from the surface EMG signals in consecutive non-overlapping signals. Coefficient of variation of the force signal (CoV) was computed from the submaximal contractions and maximum rate of force development (RFD) was estimated from the explosive isometric contraction. To confirm the presence of DOMS 24 h post-exercise, participants were asked to verbally rate their perceived pain on a scale from 0 ("no soreness") to 10 ("worst soreness imaginable"). The effects of eccentric training on MVC, RFD CoV and ARV of the vasti muscles and hamstrings were assessed with one-way repeated measures ANOVA with a factor of time (baseline, immediately following eccentric exercise, and 24 h after). Pair-wise comparisons were performed with Bonferroni post hoc when ANOVA was significant.

RESULTS AND DISCUSSION

Twenty-four hours following exercise, the subjects rated their perceived pain intensity as 3.6 ± 2.6 (score out of 10). The maximal force decreased by 17.9% immediately after exercise (-121.9 ± 52.8 N; $P < 0.01$) and remained reduced by 13.6% 24h following exercise (-92.7 ± 54.5 N; $P < 0.01$) with respect to baseline. The maximum RFD decreased by 11.3% immediately after exercise (-289.6 ± 170.1 N.s⁻¹; $P < 0.01$) and remained reduced by 12.5% at 24h (-230.2 ± 221.9 N.s⁻¹; $P < 0.01$). During the explosive contractions, the normalized EMG of the vasti muscles increased immediately after exercise, but returned to baseline values 24h after exercise. Assessment of the maximal force during isometric contractions is the most common method of assessing muscle function following eccentric exercise and is considered a reliable indicator of muscle damage. Nevertheless, the initial damage may not parallel the early decline in force [3]. This suggests that other alterations, mostly resulting from fatigue, determine the force loss. When compared to baseline, the CoV for force during the submaximal contractions was greater immediately after eccentric exercise (up to 22% higher than baseline, $P \leq 0.05$) and returned to baseline values following 24h. Reduced force steadiness was accompanied by a general increase in normalized EMG amplitude of the vasti muscles. No changes were observed in the antagonist activity. Alterations in recruitment and rate coding properties of the motor units and activation pattern of the motor unit population (e.g., motor unit synchronization and coherence) are determinant factors of force variability [4].

CONCLUSIONS

In conclusion, isotonic eccentric heavy resistance exercise of the quadriceps induced different magnitudes of impairment across motor tasks immediately after exercise. These changes were accompanied by increased EMG amplitude of the vasti muscles. The DOMS produced by this type of exercise only impaired MVC and RFD of the knee extensors in the following 24h. The present study indicates that neural adjustments followed a different time course depending on the characteristics of the force task. These compensatory mechanisms may increase the risk of further injury.

REFERENCES

- [1] Franchi M V., Reeves ND, Narici M V. Skeletal muscle remodeling in response to eccentric vs. concentric loading: Morphological, molecular, and metabolic adaptations. *Frontiers in Physiology*. 2017.
- [2] Vogt M, Hoppeler HH. Eccentric exercise: mechanisms and effects when used as training regime or training adjunct. *J Appl Physiol*. 2014;
- [3] Isner-Horobeti M-E, Dufour SP, Vautravers P, Geny B, Coudeyre E, Richard R. Eccentric Exercise Training: Modalities, Applications and Perspectives. *Sport Med [Internet]*. 2013;43(6):483–512. Available from: <http://link.springer.com/10.1007/s40279-013-0052-y>
- [4] Dartnall TJ, Rogasch NC, Nordstrom MA, Semmler JG. Eccentric Muscle Damage Has Variable Effects on Motor Unit Recruitment Thresholds and Discharge Patterns in Elbow Flexor Muscles. *J Neurophysiol*. 2009;

Metodologia 5D para previsão do comportamento mecânico de estruturas poliméricas biodegradáveis

Marcos V. H. Taguti¹, Marcelo L. Ribeiro¹, André F. C. Vieira^{1,2}

¹Unidade de São Paulo, Escola de Engenharia de São Carlos, Brasil, taguti@usp.br

²Universidade da Beira Interior, Portugal, andre.costa.vieira@ubi.pt

RESUMO

O uso de polímeros biodegradáveis na medicina regenerativa e engenharia de tecidos possibilita a concepção de estruturas que substituem temporariamente as funções biomecânicas de tecidos. Durante a neoformação do tecido ocorre degradação hidrolítica do dispositivo biodegradável, e este é posteriormente absorvido pelo tecido hospedeiro. Um projeto adequado deve levar em consideração a compatibilidade entre a evolução do comportamento mecânico e o tempo de regeneração do tecido. O objetivo deste trabalho é apresentar uma metodologia numérica capaz de prever o comportamento mecânico de estruturas poliméricas biodegradáveis após certo tempo de degradação. Os resultados de ensaios de tração monotônicos em amostras degradadas serão futuramente utilizados para calibrar uma relação entre tensão e taxa de degradação e entre o módulo de cisalhamento do modelo constitutivo de neo-Hookean e o dano hidrolítico local. Assim, por meio do Método dos Elementos Finitos, o comportamento mecânico da estrutura após um dado período de degradação pode ser simulado.

Palavras-chave: Polímeros biodegradáveis, Degradação hidrolítica, Modelo hiperelástico, Comportamento mecânico

INTRODUÇÃO

A previsão do comportamento mecânico dos materiais é de grande importância no projeto e relações constitutivas são utilizadas com este propósito. Além das condições de compatibilidade biológica, os dispositivos biomédicos devem possuir uma compatibilidade entre a taxa de degradação e a recuperação do tecido biológico no qual o dispositivo foi implantado.

Na literatura são poucos os trabalhos encontrados a respeito de metodologias capazes de simular o comportamento mecânico de polímeros biodegradáveis [1, 2, 3, 4, 5, 6]. Nestas metodologias os parâmetros materiais dos modelos são obtidos em função de um campo escalar, que quantifica o dano hidrolítico do material. Porém estes modelos são aproximações, uma vez que não são considerados todas as variáveis que influenciam na taxa de degradação do material. Vieira et al. [3] desenvolveram uma metodologia capaz de prever o comportamento mecânico de estruturas biodegradáveis, considerando uma taxa de degradação constante do material. Conhecido como método 4D (geometria tridimensional mais tempo de degradação), esta metodologia combinou modelos da cinética da hidrólise com modelos constitutivos. O objetivo deste trabalho é implementar esta metodologia, considerando também a distribuição heterogênea do campo de tensões, uma vez que a taxa de degradação local depende do estado de tensão. Desta forma, será possível realizar simulações 5D, onde a taxa de degradação não será constante ao longo do volume.

DEGRADAÇÃO HIDROLÍTICA

De acordo com Göpferich (1996), o mecanismo de degradação mais importante em polímeros é a degradação química hidrolítica, que ocorre na presença de água e enzimas. Um dos modelos mais simples para descrever matematicamente a cinética da hidrólise, considera a hipótese da cisão aleatória das macromoléculas poliméricas e qualquer grupo éster no interior da molécula [3]. De acordo com este modelo, a redução do peso molecular médio do polímero é dada por:

$$M_{nt} = M_{no} e^{-kwt} = M_{no} e^{-ut} \quad (1)$$

sendo k a constante de taxa hidrolítica, e é a concentração de grupos éster, w é a concentração de água no polímero e t é o tempo de degradação. O produto u é a taxa de degradação. M_{nt} é o peso molecular do polímero após a degradação e M_{no} é o peso molecular inicial antes da degradação.

A taxa de degradação u é afetada por muitos fatores que podem variar ao longo do volume ou durante a degradação. Por exemplo, a temperatura aumentará a constante de taxa hidrolítica k , que está associada à probabilidade de cisão das ligações poliméricas. A influência de tensão mecânica na taxa de

degradação também foi relatada. Da mesma forma que a temperatura, a tensão mecânica e deformação também aumenta a probabilidade de cisão das ligações. No caso de geometrias e condições de fronteira complexas o campo de tensões vai variar ao longo do volume, promovendo assim uma degradação heterogênea.

O comportamento mecânico dos polímeros biodegradáveis irá evoluir ao longo do tempo devido à redução do peso molecular. Como mostrado por Vieira et al. [3], a resistência mecânica durante a degradação pode ser prevista por:

$$S_t = S_0 e^{-ut} = S_0 e^{-kvet} \quad (2)$$

sendo S_t a resistência do polímero em um determinado período t de degradação e S_0 é a resistência inicial. Assim, o dano hidrolítico foi definido por Vieira et al. [3]:

$$d_h = 1 - \frac{S_t}{S_0} = 1 - \frac{M_{nt}}{M_{n0}} = 1 - e^{-ut} \quad (3)$$

Para simular a evolução do comportamento mecânico de polímeros biodegradáveis, os parâmetros materiais dos modelos constitutivos são função do dano hidrolítico que é considerado um campo escalar. Desta forma se relaciona o modelo da cinética da hidrólise com o modelo constitutivo. Neste trabalho será apresentado um método, baseado nos princípios até aqui estabelecidos, para simular o comportamento mecânico de uma estrutura que promove uma degradação heterogênea devido a um campo de tensões variável ao longo do volume.

Na metodologia proposta (ver Figura 1), o tempo de degradação é dividido em vários incrementos. Tendo encontrado a relação entre a tensão equivalente de von Mises e a taxa de degradação (com base em resultados experimentais), uma metodologia 5D pode ser implementada. Neste trabalho foi considerado que a taxa de degradação $u(\sigma)$ cresce linearmente em função da tensão equivalente de von Mises σ . O software deve determinar, em cada elemento finito do modelo e em cada incremento de tempo, o dano hidrolítico acumulado até então, para posteriormente calcular o módulo de cisalhamento e atualizar o campo de tensões. O dano hidrolítico $d_h(u, t)$ acumulado em qualquer incremento de tempo e em um elemento determinado, depende do intervalo de tempo considerado e da taxa de degradação local, de acordo com a equação 3. Por sua vez a taxa de degradação $u(\sigma)$ depende do campo de tensão, e deve ser calculado considerando a tensão equivalente aplicada nesse elemento particular no incremento de tempo anterior. Isso permite um tipo de "modelação 5D", a quarta e quinta dimensões são o tempo de degradação e o campo de tensão, respectivamente. A metodologia foi implementada no software de elementos finitos ABAQUS®, utilizando User Material sub-routines (UMAT).

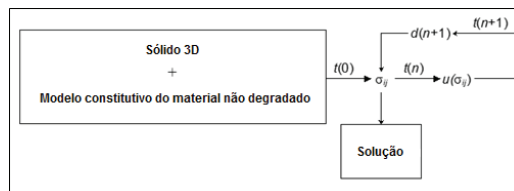


Figura 1. Fluxograma dos cálculos numéricos da metodologia 5D

REFERÊNCIAS

- Soares, J.S.; (2008) *Constitutive Modeling for Biodegradable Polymers for Applications in Endovascular Stents*. (PhD thesis, Texas A&M University).
- Soares, J.S.; Rajagopal, K.R.; Moore, J.E. (2010) Deformation induced hydrolysis of a degradable polymeric cylindrical annulus. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 9, 177-186.
- Vieira, A.C.; Marques, A.T.; Guedes, R.M.; Tita, V. (2011) Material model proposal for biodegradable materials. *Procedia Engineering*, 10, 1597-1602.
- Vieira, A.C.; Guedes, R.M.; Tita, V. (2014) Constitutive modeling of biodegradable polymers: Hydrolytic degradation and time-dependent behavior. *International Journal of Solids and Structures*, 51, 1164-1174.
- Mulliana, A.; Rajagopal, K. (2012) Modeling the response of nonlinear viscoelastic biodegradable polymeric stents. *International Journal of Solids and Structures*, 49, 989-1000.
- Khan, K.A.; El-Sayed, T. (2013) A phenomenological constitutive model for the nonlinear viscoelastic responses of biodegradable polymers. *Acta Mechanica*, 224, 287-305.

Impacto das tecnologias aditivas no sector da saúde para o horizonte 2030

Emanuel Serrano¹, Líliliana Vitorino¹, Henrique A. Almeida^{1,2}

¹ Escola Superior de Tecnologia e Gestão, Instituto Politécnico de Leiria, 2162093@my.ipleiria.pt; lilliana.vitorino@ipleiria.pt

² Centro de Investigação em Informática e Comunicações - CIIC, Portugal, henrique.almeida@ipleiria.pt

RESUMO

As tecnologias aditivas são, por definição, tecnologias capazes de produzir produtos camada-a-camada. Devido às suas características tecnológicas, os produtos podem ser produzidos com multi-materiais e sem qualquer limitação face à complexidade geométrica. Ao associar a utilização de matérias biocompatíveis, está a tornar-se uma tecnologia de excelência para desenvolver produtos e/ou dispositivos para a área da saúde. As presentes tecnologias de fabricação aditiva no setor da saúde criaram um domínio tecnológico ainda mais restrito, nomeadamente a biofabricação (que tem sido capaz de responder à exigente complexidade geométrica da anatomia com a combinação de biomateriais), a utilização de fármacos e fatores de crescimento e a utilização de células durante a produção dos implantes biomédicos. As tecnologias de fabricação aditiva e biofabricação têm, assim, demonstrado serem capazes de responder às exigências do atual setor da saúde, em especial na medicina. Todavia, as respostas às necessidades não podem assentar somente no contexto atual, mas também no contexto de futuro.

Face ao crescimento e diversidade que estas tecnologias podem alcançar, o presente estudo propõe-se a analisar o impacto futuro das tecnologias de fabricação aditiva no horizonte temporal de 2030, no setor da saúde. Para cumprir este objetivo, recorreu-se ao método de Delphi que é uma técnica que consiste na aplicação de questionários a peritos da área, por rondas, até se atingir o consenso relativo às predições destas tecnologias do setor em questão.

Palavras-chave: Fabricação Aditiva, Setor da saúde, Método de delphi, Ano 2030

INTRODUÇÃO

Ao longo dos últimos anos, têm emergido várias tecnologias de fabrico e processamento que têm revolucionado a produção de produtos customizados. Estas tecnologias têm ultrapassado os limites geométricos e de design que antigamente eram limitações e/ou constrangimentos para o fabrico dos produtos que estavam a ser desenvolvidos. Contudo, essas mesmas tecnologias têm ainda emergido para domínios em que as solicitações são ainda mais exigentes, em particular, a utilização das tecnologias de fabricação aditiva no setor da saúde.

Atualmente, as tecnologias de fabricação aditiva são capazes de produzir dispositivos médicos e implantes (Almeida et al., 2018). No caso dos dispositivos médicos, temos como exemplo as ortóteses e exoesqueletos (Almeida et al., 2018). No caso dos implantes, estes ainda podem ser exteriores ao corpo e interiores ao corpo. Como exemplos de implantes exteriores ao corpo, temos as próteses de perna, de pé, de mão, oculares, etc. (Almeida et al., 2018). Exemplos de próteses interiores ao corpo temos os implantes permanentes como as próteses femorais, de joelho, etc. (Almeida et al., 2018).

As tecnologias de fabricação aditiva no setor da saúde evoluíram para um domínio tecnológico ainda mais exigente, nomeadamente a biofabricação, capaz de responder à complexidade geométrica exigida da anatomia em biomateriais, com a combinação de fármacos, fatores de crescimento e células durante a produção. As tecnologias de biofabricação servem para produzir implantes temporários, designados por *scaffolds*, que são utilizados em aplicações de engenharia de tecidos e medicina regenerativa, sendo que os mesmos são absorvidos pelo organismo durante a regeneração do tecido (Almeida et al., 2018).

As tecnologias de fabricação aditiva e biofabricação têm demonstrado, assim, serem capazes de responder às exigências do atual setor da saúde e medicina (Almeida et al., 2018). Todavia, as respostas às necessidades não podem assentar somente no contexto atual, mas também no contexto futuro. Na figura 1, é visível o domínio das tecnologias aditivas no sector da saúde.

Para qualquer um dos casos, é necessário definir a geometria anatómica a utilizar (que poderá ser simples ou complexa), os materiais adequados às aplicações médicas (quer seja exterior ou interior ao corpo) e a função final do produto. As tecnologias de fabricação têm de ser capazes de responder a estas exigências. Mas serão as mesmas capazes de o fazer futuramente? Qual o caminho que as tecnologias poderão ter? Será que as tecnologias irão serem impedidas de avançar por questões éticas ou regulamentares? Ou será que as mesmas irão implicar uma mudança legislativa de saúde? Em suma, qual será o impacto das tecnologias de fabricação aditiva no futuro? Para ser possível dar resposta a estas questões,

foi desenvolvido o presente estudo de investigação, em que o objetivo do estudo é prever o impacto das tecnologias de fabricação aditiva para o horizonte do ano de 2030, a nível mundial, nos domínios político-legal, económico, social e tecnológico.



Figura 1. Exemplos de dispositivos e implantes médicos produzidos com auxílio de tecnologias aditivas (adaptado de Almeida et al., 2018).

METODOLOGIA

Para responder aos objetivos propostos, iniciou-se por uma revisão teórica para compreensão das tecnologias de fabricação aditiva e as tecnologias de biofabricação. A etapa seguinte consistiu em escolher uma metodologia que fosse capaz de ajudar a prever o impacto das tecnologias na medicina para o futuro, nomeadamente para o ano 2030. Para este caso em específico, verificou-se que a melhor técnica seria aplicar o método de Delphi. Considerando que o tema é de impacto mundial, decidiu-se convidar investigadores a nível internacional para darem a sua contribuição no estudo. Os fatores de seleção dos investigadores foram: 1) nº publicações na área 2) nº patentes e 3) número de projetos de investigação na área. Após ter sido definida essa lista, foram escolhidos 2 participantes de cada continente para fazerem parte do estudo e responderem aos inquéritos. A fase seguinte consistiu na realização de inquéritos, sendo a primeira ronda de questão aberta, que depois de analisadas as respostas, serão identificadas métricas. Essas métricas são associadas a uma escala de importância onde os inqueridos terão de classificar as mesmas nas rondas seguintes. O número de rondas será ditado pela convergência das classificações.

CONCLUSÕES

As tecnologias de fabricação aditiva e biofabricação têm demonstrado serem capazes de responder às exigências do setor clínico. Este setor tende a crescer de forma exponencial, bem como os utentes a depender dele no futuro. O presente estudo de investigação tem como objetivo prever o impacto das tecnologias de fabricação aditiva para o horizonte do ano de 2030 a nível mundial. Como é possível verificar, o estudo ainda está em curso, o que significa que ainda não há conclusões concretas, mas já é possível verificar que o estudo apresentará resultados relevantes para a comunidade médica e científica refletirem sobre os seus impactos que são cada vez mais marcantes e emergentes e perceber qual o caminho a percorrer na implementação das tecnologias de fabricação aditiva no sector da saúde.

REFERÊNCIAS

Almeida, H.A., Costa, A.F.D., Ramos, C.A.R., Torres, C., Minondo, M., Bártolo, P.J.S., Nunes, A.A., Takanori, D.K. & da Silva, J.V.L (2018) "Additive Manufacturing Systems for Medical Applications: Case Studies", Additive Manufacturing – Developments in Training and Education, E. Pei, M.M. Verona & A. Bernard (Eds.), Springer (ISBN: 978-3-319-76083-4 (Print) 978-3-319-76084-1 (Online)), 187-209. https://doi.org/10.1007/978-3-319-76084-1_13

Otimização multiobjetivo do somatótipo para aumento do desempenho desportivo

Luís M.V.M. Fernandes¹, Ricardo M.S. Rodrigues¹, Eunice Oliveira^{1,2}, Henrique A. Almeida^{1,3}, Rita M.T. Ascenso^{1,3}

¹ Escola Superior de Tecnologia e Gestão, Instituto Politécnico de Leiria
250687@my.ipleiria.pt, 2150690@my.ipleiria.pt

² R&D Unit INESC Coimbra, Coimbra, Portugal, eunice@ipleiria.pt

³ Computer Science and Communication Research Center - CIIC, Portugal, henrique.almeida@ipleiria.pt, rita.ascenso@ipleiria.pt

RESUMO

A técnica da somatotipagem é uma técnica com crescente popularidade devido à sua utilidade na determinação, categorização e classificação do perfil corporal de um indivíduo, abrangendo a morfologia e composição corporal. Uma vez determinado o somatótipo com base nas medições antropométricas de um indivíduo, este pode pretender otimizar o seu somatótipo para que o mesmo se aproxime, por exemplo, do de um atleta de elite de um determinado desporto. Com este objetivo desenvolveu-se uma aplicação que, recorrendo a um algoritmo genético multiobjetivo, pretende ajudar a identificar quais as medidas antropométricas que devem ser modificadas para que o somatótipo de um indivíduo se aproxime o mais possível do somatótipo desejado.

Palavras-chave: Somatótipo, Antropometria, Algoritmos Genéticos, Otimização Multiobjetivo

INTRODUÇÃO

A técnica da somatotipagem avalia o corpo humano dos indivíduos quanto à forma corporal e quanto à composição corporal. Com auxílio a medições antropométricas medidas diretamente no indivíduo, obtemos os parâmetros para a avaliação do somatótipo do indivíduo. Ao todo, são dez medidas que são necessárias para a avaliação do somatótipo: estatura, massa corporal, diâmetros biepicondilares do úmero e do fémur, circunferências do braço em flexão e em tensão e pantorrilha, e por fim as dobras cutâneas (tríceps, subescapular, supra-espinal, pantorrilha medial).

Com o crescente interesse geral da população relativamente a desporto, *fitness*, aparência corporal e aptidão física cresce também o interesse por métodos de otimização de desempenho do corpo humano para que seja possível alcançar os objetivos pretendidos mais eficazmente (UKactive, 2018).

O primeiro passo para essa otimização corporal, consiste na caracterização e medição do estado corporal em que o indivíduo se encontra. O conhecimento de quais as melhores medidas antropométricas a serem trabalhadas para se obter um somatótipo que se pretende alcançar permite orientar na escolha dos grupos musculares a isolar e a trabalhar de modo que o atleta melhore a sua performance no desporto que pratica. Para determinar o conjunto das medidas antropométricas que o atleta deve trabalhar, por forma a melhorar o seu desempenho desportivo, foi desenvolvida uma aplicação informática que devolve um conjunto de possíveis soluções para o atleta atingir o seu objetivo. Os resultados são obtidos recorrendo a um algoritmo genético (AG) multiobjetivo.

OTIMIZAÇÃO DO SOMATÓTIPO

A aplicação desenvolvida necessita dos valores das medidas antropométricas, do género do indivíduo e dos valores dos biótipos do desporto que se pretende alcançar (Figura 1). Para facilitar a interação com o utilizador, a aplicação disponibiliza um conjunto de desportos pré-definidos para os quais são conhecidos somatótipos de referência (Lentini *et al.*, 2006) bem como a possibilidade do utilizador inserir um somatótipo diferente dos pré-definidos na aplicação. Dado que a estatura e os diâmetros biepicondilares do úmero e do fémur não são passíveis de alteração, a aplicação devolve como resultados apenas as restantes sete medidas antropométricas que podem ser alteradas. As soluções resultantes da otimização são mostradas ao utilizador e podem ser selecionadas para se consultarem detalhes das mesmas. Na Figura 1 (a) apresenta-se a aplicação com os dados iniciais de um indivíduo do sexo masculino cujo objetivo é otimizar as suas medidas antropométricas de modo que o somatótipo resultante seja o mais próximo possível do somatótipo do desporto selecionado. A Figura 1 (b) apresenta o detalhe de uma das soluções obtidas. Para otimizar o somatótipo foi desenvolvido um AG multiobjetivo de modo a minimizar a diferença entre cada biótipo do somatótipo inicial e do somatótipo desejado. Tratando-se de um problema de otimização multiobjetivo o resultado consiste num conjunto de soluções (denominadas soluções não dominadas) e não apenas numa única solução. O facto de o AG devolver várias soluções, como se pode observar no exemplo que se apresenta na Figura 1, permite ao utilizador selecionar a que mais lhe convém permitindo escolher os grupos musculares que pretende trabalhar.

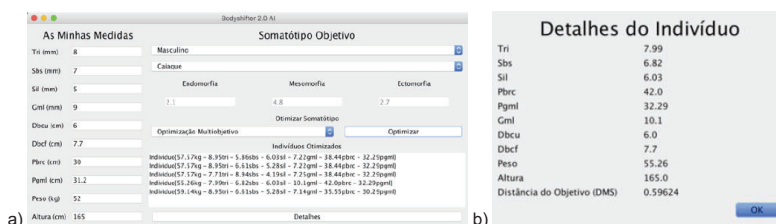


Figura 1. Aplicação de otimização do somatótipo e detalhe de uma das soluções.

Os resultados apresentados na aplicação foram obtidos após testes exaustivos para determinar os parâmetros do AG, nomeadamente dimensão da população do AG, probabilidade de *crossover*, probabilidade de mutação, número máximo de gerações do algoritmo entre outros. Nos testes realizados teve-se em conta a qualidade das soluções, o número médio de gerações e o tempo médio por execução do algoritmo. Após os testes e análise de resultados, decidiu-se considerar uma população de 100 indivíduos, a probabilidade de *crossover* usada foi de 100%, a probabilidade de mutação de 50% e o número máximo de gerações de 500.

CASO DE ESTUDO E ANÁLISE DE RESULTADOS

Nesta secção apresentam-se alguns resultados baseados no caso de estudo de um indivíduo do género masculino cujas medidas são as apresentadas na Tabela 1 e cujo valor do seu somatótipo é 2,0-3,03-3,57. Nesta tabela apresentam-se também exemplos de soluções obtidas com a aplicação desenvolvida, considerando que o indivíduo pretende que o seu somatótipo se aproxime de um somatótipo que não se encontra pré-definido na aplicação 1,84-5,2-2,52, do somatótipo de um atleta de basebol (3,8-6,4-1,0) e de um atleta de judo (2,3-7,1-0,8). Note-se que, as soluções apresentadas têm um somatótipo muito próximo do somatótipo desejado apesar de serem soluções cujas medidas antropométricas apresentam alguma diversidade para cada um dos somatótipos desejados e serem soluções fisicamente admissíveis.

Tabela1. Apresentação de seis soluções obtidas pelo algoritmo desenvolvido.

	Indivíduo Inicial	Somatótipo específico Sol. 1	Somatótipo específico Sol. 2	Basebol Sol. 1	Basebol Sol. 2	Judo Sol. 1	Judo Sol. 2
Prega adiposa tricipital (mm)	8	8,533	6,816	12,566	22,988	8,753	8,526
Prega adiposa subscapular (mm)	7	6,476	8,072	9,510	6,642	7,659	7,298
Prega adiposa supriliaca (mm)	5	3,712	3,833	13,889	6,336	6,082	6,673
Prega adiposa geminal (mm)	9	6,892	6,650	6,204	6,201	11,337	10,670
Perímetro do braço (cm)	30	30,478	37,119	37,547	41,147	32,472	32,797
Perímetro geminal (cm)	31,2	43,983	35,975	44,291	40,555	36,949	32,436
Peso (kg)	53	58,574	58,574	68,954	68,954	71,224	72,018
Endomorfia	2,0	1,840	1,840	3,800	3,800	2,3	2,3
Mesomorfia	3,03	5,200	5,196	6,514	6,394	4,367	3,717
Ectomorfia	3,57	2,520	2,520	1,000	1,000	0,8	0,732

CONCLUSÕES E PERSPETIVAS FUTURAS

Neste trabalho desenvolveu-se uma aplicação para auxiliar desportistas a melhorar o seu desempenho desportivo. A aplicação permite determinar quais as medidas antropométricas a serem alteradas e quais os possíveis valores para estas medidas de modo que o somatótipo se aproxime de um somatótipo desejado. As várias soluções obtidas pelo algoritmo permitem que o utilizador escolha a que mais se adapta ao seu perfil ou ao seu gosto pessoal tendo em conta o trabalho de ginásio que terá de realizar para alcançar o seu objetivo. A aplicação permite ainda ajudar a identificar o desporto para o qual o indivíduo terá mais aptidão e capacidade de atingir o somatótipo em causa através de treino físico.

Futuramente pretende-se desenvolver uma aplicação móvel com as mesmas funcionalidades desta aplicação *desktop*.

Agradecimentos

Este trabalho é financiado pela Fundação para a Ciência e a Tecnologia no âmbito do projeto UID/Multi/00308/2019.

REFERÊNCIAS

- UKactive. (13 de Maio de 2018). UKactive. Obtido de Ukactive: <https://www.ukactive.com/news/fitness-sector-primed-for-substantial-growth-ukactive-report/>
- Lentini, N. A., Cardey, M. L., Aquilino, G., & Dolce, P. A. (2006). Estudio Somatotípico en Deportistas de Alto Rendimiento de Argentina. PubliCE.

Multiscale remodeling model for orthodontic movement considering cellular cementum

Emílio Mercuri¹, Mildred B. Hecke¹, Lídia Carvalho²

¹UFPR, Brazil, mercuri@ufpr.br, mildredhecke@gmail.com

²INESC-TEC e Universidade do Porto (FCUP), Portugal, lidia.carvalho@inesctec.pt

ABSTRACT

Remodeling is responsible for the removal of the micro-damage and consequently the increase in the useful life of mineralized tissues. The theory chosen in this study to represent the remodeling was the continuum micromechanics. It characterizes the hierarchical, anisotropic, heterogeneous and multiscale constitutive behavior of the bone and cementum. A dynamic interaction model was adopted to describe the cellular interactions and the influence of paracrine signaling on the millimeter-sized representative volume element. A computer code, entitled Remold 2D, was developed and programmed in MATLAB. The spatial discretization was performed using the Finite Element Method and the temporal evolution of biological variables and volume fractions was solved by the fourth-order Runge-Kutta method. The theory was applied in the orthodontic movement of a central incisor. The mechanical stimulus used to trigger cellular activity is the strain energy density at the microscale. The results show the temporal evolution of the bone volume fraction and the microstrain energy density distribution in the bidimensional model. These distributions have shown to be in agreement when compared with other models in the literature.

Keywords: Cementoblasts, Cementoclasts, multiscale, bone remodeling, Orthodontics

INTRODUCTION

Bone tissue is a living organ capable of adapting to the mechanical environment and is characterized as a composite material, because of its complex composition and hierarchical levels of organization. Biological factors that influence the bone removal and replacement balance are diverse [1].

During orthodontic movement, the applied forces provoke an inflammatory response [2] and induce stress-strain fields in the extracellular matrix. This inflammatory response can activate cells from tissues surrounding the tooth, facilitating tooth movement through bone resorption and formation. In some cases, there is also a clinical evidence of root cementum resorption during orthodontic movement [3]. The tooth root cementum is a thin, mineralized tissue that covers the root dentin and is surrounded by the periodontal ligament (PDL). It consists of acellular cementum on the cervical root and cellular cementum covering the apical root [4].

The objective of this work is to propose a constitutive model for mineralized tissues that can represent the remodeling process during orthodontic movement. The main issue is to apply the model not only to bone but also to the cementum. The mathematical formulation is based on the micromechanics of the continuum and the biological processes are described by a cellular interaction model between osteoclasts, osteoblasts, cementoclasts and cementoblasts.

Models for cells interactions

Mechano-bio-regulation of the mechanical stimulus is the ability of cells to act as microdeformation sensors at the level of the extravascular matrix and to send signals for other cells to work on bone or cementum remodeling. The microstrain energy density at the microscale is the stimulus for a cell to produce cytokines that, once signaled, stimulate cellular differentiation.

One has found a great variability in the value of the vascular volume fraction of the materials in the literature. Therefore, the range of variability (minimum and maximum values) found in the articles of vascular volume fraction were taken into account.

MATERIALS AND METHODS

The algorithm of the Remold 2D developed code represents the coupling of a micromechanical model with the biological model of cellular interaction. The spatial discretization of the geometry was performed by the Finite Element Method (FEM) and the temporal evolution of biological variables and bone density (volume fractions) was solved by the Runge-Kutta method. This model was used to study bone remodeling around a central incisor.

The geometric model was obtained from the scanning of a radiograph, as shown in the left image of Figure 1. The two-dimensional model represents a cut in the mesio-distal direction, in the middle section of the central incisor. For this reason, the visualization of the orthodontic bracket, where the forces are usually applied, was omitted. The finite element model consists of 12,474 elements and 25,283 nodes. A force of 2.0 N (Mercuri, 2013) in the horizontal direction was applied to simulate the orthodontic load (right image of Figure 1).

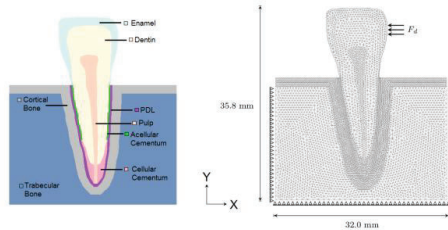


Figure.1 Left - Geometric model; Right - Finite element mesh with applied load conditions.

RESULTS AND DISCUSSION

Figure 2 shows the bone and cementum volume fraction distribution and variation on days 1 and 10 of simulation. The initial vascular volume fractions adopted in the simulation are 0.17 for cortical bone and 0.08 for cementum.

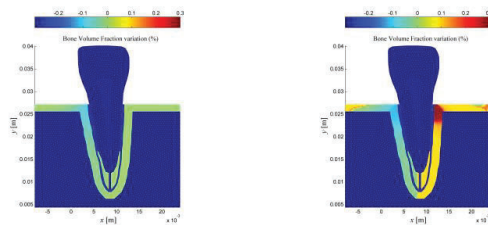


Figure 2. Bone and cementum volume fraction distribution: left – at first day; right – at tenth day.

The results of the time evolution of the volume fraction in the cortical bone show that the regions where the volume fraction of the bone matrix decreased are mostly in state of compressive stresses and the regions where the volume fraction increased are mostly in traction stress state. These results are in agreement with the theory that explains the dental movement.

CONCLUSION

The application of the micromechanical theory of the continuum with the model of cellular interaction in the microscale allowed to develop a methodology to estimate the bone and cementum remodeling, exploring aspects of the tissue microstructure.

The coupling result of the micromechanical and biological models provides a research tool for the transient analysis of the evolution of the distribution of bone density due to the action of osteoblasts, osteoclasts, cementoblasts and cementoclasts.

REFERENCES

- [1] Scheiner S, Pivonka P, Hellmich C, And Smith DW. (2012). Mechanobiological regulation of bone remodeling - Theoretical development of a coupled systems biology-micromechanical approach.; ArXiv e-prints.
- [2] Teixeira CC, Khoo E, Tran J, Chartres I, Liu Y, Thant LM, Alkhani M. (2010). Cytokine expression and accelerated tooth movement. *Journal of dental research.*; 89(10), 1135-1141.
- [3] Consolaro, A., & Furquim, L. Z. (2014). Extreme root resorption associated with induced tooth movement: A protocol for clinical management. *Dental Press Journal of Orthodontics*, 19(5), 19–26. <http://doi.org/10.1590/2176-9451.19.5.019-026.oin>
- [4] Foster BL. (2012). Methods for studying tooth root cementum by light microscopy. *International journal of oral science*; 4.3: 119.

Influence on gait of the application of the Mulligan mobilization with movement technique, in adults of 18 to 40 years, with limited ankle dorsiflexion

Joel Emídio Duarte Marouvo, Maria António Castro, Luís Cavalheiro

Instituto Politécnico de Coimbra, Coimbra Health School, Portugal
duartemarouvo@gmail.com, mac@estesc Coimbra.pt, lmscavalheiro@gmail.com

ABSTRACT

The ankle joint plays an important role in the achievement of general movements and its malfunctioning is often related to the lack of dorsiflexion. This study aims to study the effectiveness of the Mulligan MWM Manual Therapy technique to increase dorsiflexion and its influence on the gait pattern in subjects with limited ankle dorsiflexion. 38 ankles of nineteen participants (17 males and 2 females), 26 ankles in the experimental group with limited dorsiflexion and 12 ankles in the control group without any limitation were analyzed after delivering a Mulligan MWM Manual Therapy Technique in Experimental and none in the control group. Data showed that the experimental group increased ankle dorsiflexion and time to heel-off during the gait and normalized the gait pattern.

KeyWords: Limited ankle dorsiflexion, ankle joint, mobilization with movement, Mulligan's Concept, gait pattern

BACKGROUND

The ankle joint plays an important role in posture and movement, both during the maintenance of static positions and in the achievement of general movements. Any structural or functional change in this joint complex may have repercussions on posture and movement. (Cruz-Díaz, Lomas Vega, Osuna-Pérez, Hita-Contreras, & Martínez-Amat, 2015; Davenport, Kulig, & Fisher, 2010; Delahunt, Cusack, Wilson, & Doherty, 2013; Loudon, Reiman, & Sylvain, 2014; Teixeira, Luciana Mundim De Resende, Pires, & Silva, 2013) In adults it is common that injuries can occur on the ankle joint, which is the most affected joint complex of the lower limbs. (Brisson et al., 2016; Chinn et al., 2014; Davenport et al., 2010; Gilbreath, Gaven, Van Lunen, & Hoch, 2014; Marrón-Gómez, Rodríguez-Fernández, & Martín-Urrialde, 2015; Punt, Ziltener, Laidet, Armand, & Allet, 2015; Truyols-Domínguez, Salom-Moreno, Abian-Vicent, Cleland, & Fernández-de-Las-Peñas, 2013) These changes, injuries or not, are often related to the limitation of the dorsiflexion movement of the ankle joint that can lead to pathological compensations and contribute to the development of foot and ankle disorders. (Baumbach et al., 2014; Delahunt et al., 2013; Kang et al., 2015; Krause, Cloud, Forster, Schrank, & Hollman, 2011; Shashua et al., 2015; Terada, Pietrosimone, & Gribble, 2013)

PURPOSE

The purpose of this study was to investigate the effectiveness of the Mulligan MWM Manual Therapy technique to increase dorsiflexion in subjects with limited ankle dorsiflexion and its influence on the gait pattern.

MATERIAL AND METHODS

The longitudinal study and clinical trial was carried out at RoboCorp Laboratory - Physiotherapy, at the Coimbra Health School, at the Polytechnic Institute of Coimbra. The sample consisted in nineteen participants (17 males and 2 females) comprising of a total of 38 ankles, 26 ankles in the experimental group with limited dorsiflexion and 12 ankles in the control group without any limitation. In the experimental group, 5 sets of 10 repetitions of the Mulligan MWM Manual Therapy technique were applied to increase dorsiflexion, while the control group received no intervention. Each group was subjected before and after the application of the technique to kinetic and kinematic measurements using a 3D system of capture and analysis of movement and a force platform. Variables were analyzed using the software Qualisys Track Manager (Qualisys AB, Sweden) and the data was exported to Visual3D (C-Motion, USA). Markers trajectories were analyzed using a 6 Hz Low-Pass Butterworth Filter and a 3D model was created to analyze ankle, knee and hip ROM. The force data was processed with the Visual 3D software. The data was filtered using a 50 Hz Low-Pass Butterworth filter. Time to Heel-Off was automatically identified by the software pipeline. Differences in maximum ankle, knee and hip ROM, and time to heel-off during the stance phase of gait were assessed using a *t*-test to analyze the variables between pre- and post-intervention and a U-Mann Whitney test to analyze the variables between groups. All the statistical analyses were realized with the SPSS 23.0 software (SPSS Inc. Chicago, USA) with a *p*-value of 0.05.

RESULTS

After application of the Mulligan MWM Manual Therapy technique, the ankle joint increased maximum ROM ($p < 0.001$) and gait pattern ($p < 0.001$) with statistical significance. The knee and hip joints also normalize ROM, thus adjusting the gait pattern. Time to heel-off has also improved, with a statistically significant increase ($p < 0.001$).

CONCLUSION

The study showed the effectiveness of the Mulligan MWM Manual Therapy technique to increase maximum ankle dorsiflexion in adults with a limited ankle dorsiflexion and time to heel-off during the gait as well as indirectly normalized the adjacent joints ROM of the lower limbs, the knee and the hip. Our conclusion is that the technique had an influence on normalization of the movement and gait pattern.

REFERENCES

- Baumbach, S. F., Brumann, M., Binder, J., Mutschler, W., Regauer, M., & Polzer, H. (2014). The influence of knee position on ankle dorsiflexion - a biometric study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, *15*(1), 246. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-15-246>
- Brisson, R. J., Day, A. G., Pelland, L., Pickett, W., Johnson, A. P., Aiken, A., ... Brouwer, B. (2016). Effect of early supervised physiotherapy on recovery from acute ankle sprain: randomised controlled trial. *Bmj*, i5650. <https://doi.org/10.1136/bmj.i5650>
- Chinn, L., Dicharry, J., Hart, J. M., Saliba, S., Wilder, R., & Hertel, J. (2014). Gait kinematics after taping in participants with chronic ankle instability. *Journal of Athletic Training*, *49*(3), 322–330. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-49.3.08>
- Cruz-Díaz, D., Lomas Vega, R., Osuna-Pérez, M. C., Hita-Contreras, F., & Martínez-Amat, A. (2015). Effects of joint mobilization on chronic ankle instability: a randomized controlled trial. *Disability and Rehabilitation*, *37*(7), 601–610. <https://doi.org/10.3109/09638288.2014.935877>
- Davenport, T. E., Kulig, K., & Fisher, B. E. (2010). Ankle manual therapy for individuals with post-acute ankle sprains: description of a randomized, placebo-controlled clinical trial. *BMC Complementary and Alternative Medicine*, *10*(1), 59. <https://doi.org/10.1186/1472-6882-10-59>
- Delahunt, E., Cusack, K., Wilson, L., & Doherty, C. (2013). Joint mobilization acutely improves landing kinematics in chronic ankle instability. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *45*(3), 514–519. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182746d0a>
- Gilbreath, J. P., Gaven, S. L., Van Lunen, B. L., & Hoch, M. C. (2014). The effects of Mobilization with Movement on dorsiflexion range of motion, dynamic balance, and self-reported function in individuals with chronic ankle instability. *Manual Therapy*, *19*(2). <https://doi.org/10.1016/j.math.2013.10.001>
- Kang, M. H., Oh, J. S., Kwon, O. Y., Weon, J. H., An, D. H., & Yoo, W. G. (2015). Immediate combined effect of gastrocnemius stretching and sustained talocrural joint mobilization in individuals with limited ankle dorsiflexion: A randomized controlled trial. *Manual Therapy*, *20*(6), 827–834. <https://doi.org/10.1016/j.math.2015.03.016>
- Krause, D. A., Cloud, B. A., Forster, L. A., Schrank, J. A., & Hollman, J. H. (2011). Measurement of ankle dorsiflexion: a comparison of active and passive techniques in multiple positions. *Journal of Sport Rehabilitation*, *20*(3), 333–344. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21828385>
- Loudon, J. K., Reiman, M. P., & Sylvain, J. (2014). The efficacy of manual joint mobilisation/manipulation in treatment of lateral ankle sprains: a systematic review. *British Journal of Sports Medicine*, *48*(5), 365–370. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092763>
- Marrón-Gómez, D., Rodríguez-Fernández, Á. L., & Martín-Urralde, J. A. (2015). The effect of two mobilization techniques on dorsiflexion in people with chronic ankle instability. *Physical Therapy in Sport*, *16*(1), 10–15. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2014.02.001>
- Punt, I. M., Ziltener, J. L., Laidet, M., Armand, S., & Allet, L. (2015). Gait and physical impairments in patients with acute ankle sprains who did not receive physical therapy. *PM and R*, *7*(1), 34–41. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2014.06.014>
- Shashua, A., Flechter, S., Avidan, L., Ofir, D., Melayev, A., & Kalichman, L. (2015). The Effect of Additional Ankle and Midfoot Mobilizations on Plantar Fasciitis: A Randomized Controlled Trial. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *45*(4), 265–272. <https://doi.org/10.2519/jospt.2015.5155>
- Teixeira, Luciana MundimDe Resende, M. A., Pires, T., & Silva, R. D. (2013). Immediate effect of a single anteroposterior talus mobilization on dorsiflexion range of motion in participants with orthopedic dysfunction of the ankle and foot. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, *36*(6), 369–375. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2013.06.003>
- Terada, M., Pietrosimone, B. G., & Gribble, P. A. (2013). Therapeutic interventions for increasing ankle dorsiflexion after ankle sprain: A systematic review. *Journal of Athletic Training*, *48*(5), 696–709. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-48.4.11>
- Truyols-Domínguez, S., Salom-Moreno, J., Abian-Vicent, J., Cleland, J. A., & Fernández-de-Las-Peñas, C. (2013). Efficacy of thrust and nonthrust manipulation and exercise with or without the addition of myofascial therapy for the management of acute inversion ankle sprain: a randomized clinical trial. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, *43*(5), 300–309. <https://doi.org/10.2519/jospt.2013.4467>

Análise comparativa de dados antropométricos entre estudantes portuguesas e albanesas para *design* de moda

Henrique A. Almeida^{1,2}, Rita M.T. Ascenso^{1,2}, Eunice Oliveira^{1,3}, Liliana Ferreira^{1,4}, Tatjana Spahiu⁵, Ermira Shehi⁵ & Erald Piperi⁶

¹ School of Technology and Management, Polytechnic Institute of Leiria, Leiria, Portugal, henrique.almeida@ipleiria.pt

² Center for Investigation in Informatics and Communications, Polytechnic Institute of Leiria, Leiria, Portugal, rita.ascenso@ipleiria.pt

³ R&D Unit INESC Coimbra, Coimbra, Portugal, eunice@ipleiria.pt

⁴ CMAF-CIO Center for Mathematics, Fundamental Applications and Operations Research, FCUL, Lisbon, Portugal, liliana.ferreira@ipleiria.pt

⁵ Textile and Fashion Department, Faculty of Mechanical Engineering, Polytechnic University of Tirana, Tirana, Albania, tspahiu@fim.edu.al, ermira.shehi@gmail.com

⁶ Department of Production and Management, Faculty of Mechanical Engineering, Polytechnic University of Tirana, Tirana, Albania, epiperi@fim.edu.al

RESUMO

A moda está presente na vida quotidiana, especialmente no que diz respeito a roupa, calçado, acessórios, maquiagem, entre outros aspetos. A produção de produtos de moda requer diferentes processos e tecnologias. Apesar das crescentes exigências e avanços tecnológicos, o desenho e produção continuam a ser desenvolvidos com o objetivo de se adaptarem o melhor possível ao corpo humano. O ajuste adequado de qualquer peça de moda, em particular do vestuário, é um dos principais fatores que influenciam a decisão de compra do consumidor. Para projetar melhor os produtos de moda é importante caracterizar as populações em termos de dados antropométricos, nomeadamente, para que as empresas de vestuário tenham em conta o mercado em que operam, garantindo assim a possibilidade da sua produção se ajustar ao público-alvo. O objetivo deste artigo é comparar dados antropométricos obtidos a partir de um conjunto de jovens de Portugal e da Albânia. A amostra é constituída por 130 alunas do ensino superior politécnico, das duas nacionalidades, para as quais foram analisadas cinco medidas corporais. O Índice de Massa Corporal e a Relação Cintura/Quadril, foram igualmente determinadas para caracterizar a composição corporal e a morfologia de cada grupo. Os resultados deste estudo demonstram a existência de algumas diferenças nas medidas para as alunas observadas das duas nacionalidades, com as alunas portuguesas a evidenciar valores médios e medianos mais elevados que as albanesas. As médias de massa corporal, altura e perímetros da cintura e torácico são mais elevadas na população portuguesa. Estes resultados podem fornecer uma orientação para promover a satisfação do consumidor com o ajuste de vestuário em cada um dos países.

Palavras-chave: Análise Antropométrica, Albânia, Portugal, *Design* de Moda

INTRODUÇÃO

A moda é um dos aspetos importantes do dia a dia de uma pessoa porque se reflete na componente visual de cada indivíduo em sociedade, nomeadamente no que se refere, por exemplo, a vestuário, calçado ou acessórios. A fim de projetar o melhor *design* de vestuário, as empresas desta área devem ter em conta dados antropométricos de populações locais devidamente atualizados. A indústria da moda envolve diversas indústrias que incluem os fornecedores e processadores de matérias-primas, o processo de fabrico e a utilização de tecnologias ou serviços utilizados desde a concretização das peças de moda à sua distribuição. Apesar dos avanços tecnológicos que acompanham o surgimento de novos materiais e a inovação em equipamentos e metodologias de desenho e produção, todos dependem de medidas concretas, uma vez que são para uso no corpo humano (Roriz *et al.*, 2014). Em tempo de globalização, para as marcas é importante conhecer a morfologia corporal nos diferentes países para os quais distribuem ou pretendem distribuir os seus produtos. Um dos fatores determinantes para que o consumidor tome a decisão de comprar uma peça de vestuário é a forma como esta lhe assenta, se na perfeição ou não. Os dados antropométricos devem ser usados como indicadores para caracterizar a composição corporal e morfológica da população alvo, de modo a garantir o ajuste, a qualidade e o conforto do vestuário (Heinrich, 2008). Devido à globalização, para marcas multinacionais, é importante avaliar as diferenças na morfologia das populações dos diferentes países nos quais distribuem os seus produtos. O objetivo deste estudo foi avaliar e comparar dados antropométricos de jovens mulheres de Portugal e da Albânia. Um total de cinco medidas corporais foi recolhido de um grupo de 100 albanesas e 30 portuguesas e determinadas duas medidas de composição corporal e a morfologia (Almeida *et al.*, 2018).

METODOLOGIA

Para este estudo foi considerada uma amostra constituída por 130 estudantes do ensino superior politécnico, do sexo feminino, com idade entre os 18 os 25 anos. Foram observadas 100 jovens albanesas e 30 portuguesas, para as quais se analisaram cinco medidas antropométricas. Para as estudantes albanesas, os dados foram recolhidos usando um sistema de digitalização laser 3D Konica Minolta VIVID 910 (Maksimović *et al.*, 2016), enquanto que para as estudantes portuguesas os dados foram recolhidos usando métodos tradicionais de medição de acordo com as normas ISAK (Norton & Old, 2000). As medições são: massa corporal [kg], altura [cm], perímetros torácico, da cintura e da anca [cm]. As outras características a analisar foram o Índice de Massa Corporal (IMC) e a Relação Cintura/Quadril (RCQ). Os dados foram analisados estatisticamente, nomeadamente estatística descritiva (média, desvio padrão e quartis), representação em gráficos *boxplot* e correlações de Pearson usando o *software* R.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Tal como se referiu anteriormente, os dois grupos de estudantes observadas têm dimensões distintas. No entanto, apesar dessas diferenças, a assimetria verificada para as cinco medidas observadas é relativamente baixa nos dois grupos, com exceção para o perímetro da anca, no caso albanês, que evidencia uma assimetria positiva com valor bastante mais elevado do que os observados para as restantes medidas. De acordo com a amostra recolhida, os dados evidenciam que, no que se refere à altura, 75% das mulheres portuguesas observadas têm uma altura superior à altura mediana das mulheres albanesas observadas. Não considerando os valores *outliers*, a altura máxima observada é semelhante para as duas nacionalidades embora a altura mínima seja consideravelmente mais baixa no caso albanês. A altura média é superior para as estudantes portuguesas observadas, com um desvio padrão também ligeiramente superior (165,15 cm \pm 6,18) comparando com a amostra albanesa (161,46 cm \pm 5,17). Em termos de massa corporal, 75% das mulheres portuguesas observadas são mais pesadas quando comparadas com a mediana da massa corporal das albanesas. O valor médio da massa corporal é superior para a amostra de mulheres portuguesas (63,6 kg \pm 10,6) quando comparado com o valor médio da amostra albanesa (56,04 kg \pm 7,8). Os diagramas de extremos e quartis (*boxplots*) para esta variável apresenta uma dispersão semelhante para ambos os casos, embora o desvio padrão seja um pouco mais elevado, no caso português (\pm 10,6 vs \pm 7,8). Os resultados mostram ainda que 50% das mulheres portuguesas observadas pesam 61,8 kg ou menos, enquanto 50% das mulheres albanesas observadas têm uma massa corporal inferior ou igual a 54,4 kg. Analisando a correlação de Pearson, a variável massa corporal apresenta uma correlação superior a 0,70 com as variáveis perímetro da anca, para a amostra albanesa (0,7003) e com os perímetros do tórax (0,77) da cintura (0,78) e da anca (0,89) da população portuguesa. No que respeita ao perímetro torácico, as mulheres portuguesas observadas apresentam valores superiores (88,49cm \pm 9,44) quando comparadas com as mulheres albanesas analisadas (85,58cm \pm 5,83). Os perímetros da cintura e da anca nas jovens portuguesas apresentam valores mais elevados (74,52cm \pm 9,99 e 99,05cm \pm 8,77) quando comparadas com as albanesas (69,34cm \pm 6,96 e 95,76cm \pm 9,41). Desconsiderando os *outliers*, os limites do *boxplot* são mais altos tanto para os valores máximos como mínimos para as mulheres portuguesas; estes valores são determinantes para o *design* de peças de vestuário. Os parâmetros de IMC e RCQ apresentam valores médios superiores na amostra portuguesa (25,6kg/m² \pm 4,52 e 0,7 \pm 0,07) quando comparada com a amostra albanesa (24,34kg/m² \pm 3,10 e 0,73 \pm 0,05), estando mesmo acima do valor considerado saudável (25,0kg/m²).

CONCLUSÃO E PERSPETIVAS

De acordo com este estudo e considerando a população analisada, é notória a existência de diferenças entre os dois grupos observados de estudantes, portuguesas e albanesas. As estudantes portuguesas apresentam, de forma global, valores mais elevados para as medições discutidas bem como para os parâmetros antropométricos calculados. Observando a correlação entre as variáveis analisadas, foram determinados valores mais elevados no caso português. Face às diferenças nas variáveis dos perímetros do tórax, cintura e anca, deve ser dada atenção à existência de diferenças morfológicas no mercado da moda para desenho de camisas, camisolas, saias e calças. Tendo então como finalidade a projeção do *design* de vestuário adequado à população de cada país, as empresas de vestuário devem ter os dados antropométricos de populações locais em constante avaliação e atualização.

REFERÊNCIAS

- Roriz, P., Carvalho, L., Frazão, O., Santos, J. L., & Simões, J. A. (2014). From conventional sensors to fibre optic sensors for strain and force measurements in biomechanics applications: A review. *Journal of biomechanics*, 47(6), 1251-1261.
- Heinrich D, Carvalho M and Barroso M (2008) Ergonomia e Antropometria aplicadas ao vestuário – discussão analítica acerca dos impactos sobre o conforto e a qualidade dos produtos. Encontro Latinoamericano de Diseño
- H. Almeida, R. Ascenso, E. Oliveira, L. Ferreira, T. Spahiu, E. Shehi and E. Piperi (2018) Comparative analysis of anthropometric data between Portugal and Albanian students for fashion design, iTechStyle summit '2018 International Conferences on Textiles & Clothing
- M. Ž. Maksimović, J. M. Gudelj Rakić, H. D. Vlajinac, N. D. Vasiljević, M. I. Nikić and J. M. Marinković, (2016) Comparison of different anthropometric measures in the adult population in Serbia as indicators of obesity: data from the National Health Survey 2013." *Public Health Nutrition*, vol. 19, no. 12, p. 2246-2255
- Old, T. Norton K, (2000) *Anthropometrica: A Textbook of Body Measurement for Sports and Health Courses*, CBS Publishers & Distributors

Impedance shaping for the design and control of hybrid human-machine systems

Bujalski P., Martins J., Cunha V.

¹ IDMEC, Instituto Superior Técnico, Universidade de Lisboa, Lisboa, Portugal
pawel.bujalski@tecnico.ulisboa.pt, jorgemartins@tecnico.ulisboa.pt, vanessa.cunha@tecnico.ulisboa.pt

Keywords: Biological System Modeling, Muscle Spindles, Golgi Tendon Organs, Ankle Joint Stiffness, System Identification

INTRODUCTION

Physical interaction between the human body and the environment occurs in many situations of the daily life. The human ankle, for instance, plays a major role in the lower extremity during the mechanical interaction of the foot with a contacting surface i.e., it behaves as a shock absorber during foot strike and maintains upright posture throughout stance for normal gait. Understanding and controlling this mechanical interaction may provide the foundation for future development of biologically inspired prostheses and may enable many other applications as versatile use of tools or close cooperation of robotic systems with humans. For this, a precise quantitative description of the ankle dynamics is crucial. Thus, developing a conceptual model based on theory and detailed observations of the neuro-musculo-skeletal system and motor control pathway is one of the key steps toward formulating the algorithms which should further allow precise control of movement in changing environments.

In our work, under the hypotheses that impedance shaping, achieved through a control network of muscle actuation and proprioceptive sensing (*the human capability for detecting movement and limb position provided by muscle mechanoreceptors (muscle spindles (MS)), which respond to rate of muscle stretch, and by Golgi tendon organs (GTO), which signal the overall muscle tension*), regulates human motion, we intend to establish a theoretical and computational basis for describing and investigating the neuromuscular mechanisms underlying human locomotion to understand how the central nervous system adapts the impedance of our limbs during posture control.

METHODOLOGY

The goal of this research was to define the ankle joint dynamics and to determine the contribution of muscle force feedback to human motion control behavior. Limb dynamics was described by admittance, which is the dynamic relation between a force input and a position output (i.e. admittance = position deviation/force deviation).

During the experiment, the subject sat in a chair and the subject's foot was securely attached to the manipulator. The manipulator was force controlled i.e. the angle of the foot's support depended on the torque exerted by the subject. To the subject the manipulator behaved as a mass-spring-damper system. The parameters of this dynamics (stiffness, damping, and inertia) were adjusted by the experimenter. The experiment consisted of many short trials. During each, an external torque perturbation was applied to the subject. The corresponding response (angular position) of the foot's support was measured. The conditions that were varied in the experiment were: the bandwidth of the external torque perturbation, and the task instruction to the subject. The task instructions were: 'suppress the perturbation, minimize the position deviations', 'do not intervene', and 'give way to the perturbation, minimize the torque deviations'.

Given an external torque and corresponding output angular position, the admittance was estimated using the (closed loop) system identification (SI) methods. For this, non-parametric mathematical models were used. The obtained admittance was then used to estimate a unique set of physiologically meaningful parameters (neuro-musculo-skeletal (NMS) properties), by fitting a parametric NMS model onto the identified non-parametric model. The parameter fit was done in the frequency domain. The method is fully explained in (Mugge et al., 2010).

RESULTS AND DISCUSSION

We disclose herein the initial results of the analysis (Table 1), we discuss some limitations of the methodology, and we present some clues for future investigations.

The parameter identification revealed how reflexive feedback and muscle co-contraction interact to yield the observed admittances. As was expected, for the relax task, little intrinsic muscle visco-elasticity and reflexive feedback were present. Therefore, it constitutes a good reference condition for studying reflexes. The small inhibitory effect of GTO, and small excitatory effect of MS correspond to the role for these two proprioceptors.

Table 1. Estimated 'invariant' model parameters. The results were obtained for three different tasks (force task (FT): 'minimize the torque deviations', relax task (RT): 'do not intervene' and position task (PT): 'minimize the position deviations'). The parameters uncertainty is calculated as a standard error of the mean.
 * MS: Positive gain indicates an excitatory effect resulting in activity that resist muscle stretch (admittance decreases). Negative gain indicates an inhibitory effect (admittance increases). ** GTO: Positive gain indicates an inhibitory effect (admittance increases). Negative gain indicates an excitatory effect (admittance decreases).

Parameter	Unit	Estimated Value			Standard error of mean		
		PT	FT	RT	PT	FT	RT
Parameters condition-independent							
$I_{0, ankle inertia}$	kg·m ²	0.030	0.032	0.027	0.001	0.003	0.003
k_v constant dynamics viscosity	Nms/rad	30.336	24.376	67.968	0.039	0.059	0.034
k_c contact dynamics stiffness	Nms/rad	251.862	126.848	166.644	2.455	8.351	0.020
b_v relative damping activation dynamics	s	0.700	0.700	0.700	-	-	-
$f_{0, eigen-frequency activation dynamics}$	Hz	7.704	2.533	7.210	0.049	0.011	0.006
$t_{0, muscle spindles time delay}$	s	0.027	0.021	0.034	0.003	0.004	0.002
$t_{0, GTO tendon organ time delay}$	s	0.025	0.049	0.039	0.002	0.005	0.003
$k_{0, tendon stiffness}$	Nms/rad	1.873	1.158	2.005	8.031	170.349	4.518
Parameters condition-dependent							
$k_{0, muscle stretch length feedback gain}$	Nms/rad	59.795	-20.243	77.077	1.054	0.840	0.547
$k_{0, muscle stretch velocity feedback gain}$	Nms/rad	12.885	-0.803	3.936	0.000	0.163	0.027
$k_{0, muscle force feedback gain}$	s	1.077	1.308	0.100	0.003	0.004	0.002
$k_{0, muscle viscosity}$	Nms/rad	9.397	7.630	7.411	0.049	0.007	0.009
$k_{0, muscle stiffness}$	Nms/rad	193.274	109.071	109.071	0.079	1.131	0.503

Force task evoked inhibitory (admittance increases) force feedback gain, whereas the position task evoked excitatory (admittance decreases) force feedback gain. Those results suggest an important behavioral role for GTO activity in face of low-frequent perturbations. The admittance increase of force task with respect to relax task was not accompanied by significant changes in intrinsic visco-elasticity suggesting that the main contributor to the increased admittance was the GTO feedback and MS feedback. The presented method can only be used to describe the linear response to the perturbations. The lower variance accounted for (VAF) (Table 2) obtained for force task indicated that some non-linear behavior was present that could not be described by the model. Another concern is the choice of the model structure that neglects the presence of other feedback pathways (e.g. visual, tactile) that could also contribute to the changes in admittance. In addition to this, the parameter interplay must be considered in the future studies (multiple combinations of parameters can yield approximately the same admittance). Finally, we used a simple mass-spring-damper (MBK) mechanical model to describe the ankle admittance estimated from small mechanical displacements around a constant mean joint angle i.e. working point. In the future work we will try to describe the admittance for several working points over a wide range of motion (RoM) of the ankle.

Table 2. Validation of the ARMAX approximations and parameter fits.

Task	Bandwidth (Hz)	ARMAX		PARAMETER FIT – model predicted	
		VAF T_c (%)	VAF P_{total} (%)	VAF T_c (%)	VAF P_{total} (%)
PT	0.2	99.3	76.0	96.2	76.2
FT	0.2	76.2	67.6	51.4	67.3
RT	0.2	99.8	99.2	91.4	99.1

REFERENCES

Mugge W., Abbink D.A., Schouten A.C., Dewald J.P., van der Helm F.C., 2010. A rigorous model of reflex function indicates that position and force feedback are flexibly tuned to position and force tasks. Experimental Brain Research.

Establishing the biomechanical properties of the *pubovisceralis* muscle using a genetic algorithm and computational models

Elisabete Silva¹, Marco Parente¹, Teresa Mascarenhas², Renato Natal Jorge¹

¹LAETA, INEGI, Portugal

silva.elisabete3@gmail.com, mparente@fe.up.pt, rnatal@fe.up.pt

²Dep. of Obstetrics and Gynecology, CHSJ-EPE / Faculty of Medicine, University of Porto, Portugal, tqc@sapo.pt

ABSTRACT

The number of women affected with pelvic floor dysfunction (PFD) was estimated to increase from 28.1 million in 2010 to 43.8 million in 2050, 11% of these women will need correction surgery for PFD at least once in their lifetime with a re-operation rate of 30%.

For this purpose, we implemented an inverse finite element analysis (FEA), involving a Genetic algorithm (GA) and the finite element method (FEM), in order to estimate the material properties of the *pubovisceralis* muscle (PVM). In this study, participated five women and the numerical models of the PVM were built from static axial magnetic resonance (MR) images, and the hyperplastic Mooney-Rivlin constitutive model was used.

The material parameters this constitutive model were higher for the GA than for the Powell's algorithm, but when comparing the magnitude of the displacements [mm] of the PVM there was only a 5% difference, and 4% for the principal logarithmic strain.

Keywords: *Pubovisceralis* Muscle, Biomechanical Properties, Magnetic Resonance Imaging, Genetic Algorithm, Computational Models

A modified parapatellar approach for the creation of osteochondral defects in sheep

Maria Teresa Oliveira¹, José Caeiro Potes¹, José Lopes de Castro¹, João Fragoso², Joana da Costa Reis²

¹ICAAM, ECT, Universidade de Évora, Portugal

teresoliveira@uevora.pt, jacpotes@uevora.pt, jcastro@uevora.pt

²ECT, Universidade de Évora, Portugal, jfragoso@uevora.pt, jmfcrc@uevora.pt

ABSTRACT

Osteoarthritis is a problem of great social and economic importance in elderly populations, mostly in developed countries. Current treatments aim to relieve the clinical signs and slow the disease development, rather than cure it.

Beyond this point, cartilage regeneration has recently received much attention from bioengineering industry, mostly because it's now that early treatments of osteochondral defects are crucial for slowing or even preventing the chronic development of osteoarthritis.

The aim of this study was to develop a modified medial parapatellar approach to the creation of osteochondral defects in sheep to further test novel biomaterials and scaffolds, with the goal of favoring early weight bearing.

Keywords: ovine, stifle joint, modified parapatellar approach, osteotomy, osteochondral defect

INTRODUCTION

Osteoarthritis (OA) is a problem of great social and economic importance in elderly populations [1], mostly in developed countries. Current treatments aim to relieve the clinical signs and slow the OA development, rather than cure it. Beyond this point, cartilage regeneration has recently received much attention from bioengineering industry, mostly because it's now known that early treatments of osteochondral defects (OCD) are crucial for slowing or even preventing the chronic development of OA.

Merino sheep is frequently used as a large animal model because of its potential to support preclinical translation. The classical medial parapatellar approach to the medial condyle of the femur is unsafe due to its high risk of posterior patellar luxation and the development of secondary osteoarthritis [2].

The aim of this project was to develop a modified parapatellar approach for the creation of load-bearing osteochondral defects in the sheep's medial femoral condyle that would allow the study of the biological and biomechanical response of the osteochondral unit to biomaterials.

EXPERIMENTAL

Animal handling and surgical procedures were conducted according to European Community guidelines. Twenty-four skeletally mature female Merino sheep were divided into three groups: group A (n=8), control group, where the osteochondral defect was left empty; group B (n=8) and group C (n=8), experimental groups where a ceramic and a polymeric scaffolds were inserted, respectively.

Premedication included atropine, xilazine, butorphanol, and carprofen; induction was achieved with thiopental sodium 5% and maintenance with isoflurane 1%–2% under spontaneous ventilation. The sheep was positioned in right lateral recumbence with the left hind limb in physiologic extension fixed to the surgical table. The surgical field was prepared, and the anesthetic monitoring equipment connected.

An innovate parapatellar technique, developed previously in an *ex vivo* model, was the chosen approach. A skin incision was performed extending from the medial side of the tibial tuberosity to the immediate proximal side of the patella. At this point, the limb was temporarily hyperflexed. Subcutaneous tissue was debrided, and the medial patellar retinaculum incised to expose the joint capsule (Figure 1a). An incision was made over the joint capsule to access the medial condyle. The incision of the oblique medial vastus muscle was prevented. With the limb in flexion, an osteochondral defect with 7 mm of depth was manually drilled in the center of the medial condyle, approximately 1.5 cm apart from the femur trochlea. This last procedure was performed under the guidance of a drill depth gauge and a drill stop to standardize the defect size (Figure 1b). The defect was then rinsed with physiologic saline and, when required, the scaffold inserted (Figure 1c). Limb extension was restored, and the joint capsule, retinaculum, subcutaneous tissues and skin were sutured, following this order.

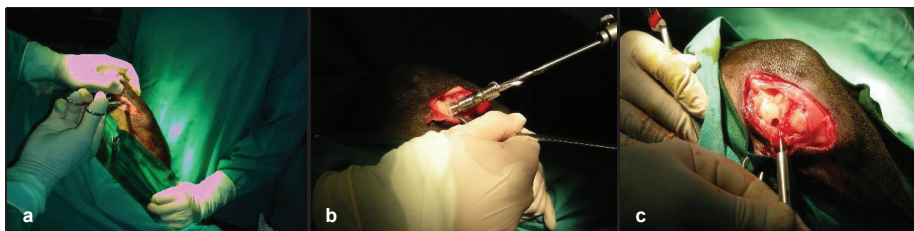


Figure 1. Some surgical steps: a) incision of the retinaculum with the limb flexed; b) manual drill with drill stop key; c) defect in the medial condyle.

The 7-day postsurgical period was spent in a pen of the veterinary hospital. 15 days postsurgery and presacrifice two different fluorochromes (calcein green and alizarin complexone, respectively) were subcutaneously injected. During the 6-month implantation time sheep remained in pasture. After sacrifice, biological response and material integration were assessed by x-ray, micro-CT, and histologic and immunohistochemistry studies.

RESULTS AND DISCUSSION

The *in vivo* procedure was performed based on literature review and the surgeon's own experience. A minimally invasive technique, where the limb was flexed to accede the medial condyle, was developed. Thus, the disruption of the oblique medial vastus muscle, as preconized in the classical medial parapatellar approach [3], was avoided, reducing the postsurgical morbidity and the possibility of complications like the luxation of the patella and osteoarthritis [2].

All sheep recovered well and rapidly stood up after surgery, immediately supporting weight in the intervened limb; yet, in the immediate postsurgical period a lameness of grade III/IV (out of V) was patent. After the postsurgical period (8 days) all the animals were released to the pasture with no evident signs of lameness (grade I-II). *In vivo* procedures were successful with all animals completing the 6 months implantation period with obvious signs of welfare, such as an average weight increment of 6.37 ± 4.13 kg.

Ancillary imaging, like x-ray and microCT, were crucial in offering visualization of the osteochondral defects and the biomaterial integration at the time of the surgery and after the sacrifice (Fig. 2).

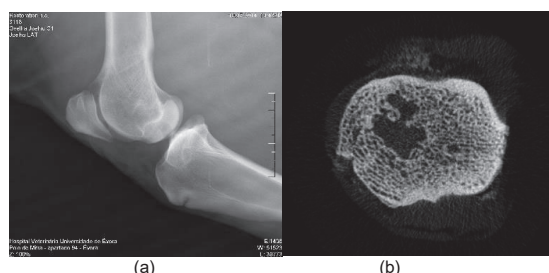


Figure 2. Ancillary imaging of two samples from the control group: a) immediate postsurgical plain x-ray; b) microCT cross-section image of the osteochondral defect (postmortem)

CONCLUSIONS

A new ovine model of the parapatellar approach has been developed, wherein the intra-operative flexion of the limb allows to create a condyle defect without disrupting the oblique medial vastus muscle, thus reducing postsurgical complications as recurrent patellar luxation and OA and allowing early limb loading.

BIBLIOGRAPHICAL REFERENCES

- [1] Anón. (2012). WHO | Chronic rheumatic conditions. WHO. Available at: <http://www.who.int/chp/topics/rheumatic/en/>.
- [2] Orth, P., & Madry, H. (2013). A low morbidity surgical approach to the sheep femoral trochlea. *BMC musculoskeletal disorders*, 14(1), 5.
- [3] Allen, M.J., Houlton, J.E., Adams, S.B., & Rushton, N. (1998). The surgical anatomy of the stifle joint in sheep. *Veterinary Surgery*, 27(6): 596-605.

Identification of forces applied on seat and handlebar from a static bicycle

João Santos, Luís Roseiro, Pedro Ferreira, Fernando Simões, Carlos Alcobia, Paulo Amaro

Instituto Politécnico de Coimbra, ISEC, Portugal
joaomss1996@gmail.com, lroseiro@isec.pt, pmsf@isec.pt, fsmoes@isec.pt, calcobia@isec.pt, pamaro@isec.pt

ABSTRACT

The use of the bicycle is common in physical-motor rehabilitation procedures. An indicator of the follow-up rehabilitation process can be the reduction of the difference between the forces exerted by the feet in pedals, as also the force applied by the hands on the handlebars and the asymmetry of force distribution in the saddle. This work presents an instrumented saddle and handlebar that allow the identification of the force applied by the user during the pedalling.

Keywords: Instrumented Handlebar, Instrumented Seat, Biomechanics of Rehabilitation, Neural Network

INTRODUCTION

The bicycle can be used indoor for leisure purposes or in rehabilitation of musculoskeletal injuries in the lower limbs. The user is seated in a saddle, with the hands in the extremity of the handlebar and feet on the pedals. In the case of rehabilitation exercises, the user's tendency during pedalling will be to protect the affected limb by exerting more force with the unaffected limb, which alters his posture during exercise. In the rehabilitation follow-up, patient positioning and force distribution can be a very important instrument for monitoring the patient evolution. There are several studies involving the development of instrumented pedals to evaluate the pedalling force [1]. Other studies have been directed to the development of systems that allow the quantification of the distribution of the force exerted by the patient on the saddle as well as the identification of their posture [2]. Also, the quantification of the force exerted in the support of the handlebar has been studied [3]. Although the studies performed are important in this field, there is still a way to go in developing simple devices that provide an interface that interacts with the user, if possible in a biofeedback line. This work presents the development of an instrumented saddle and handlebar, with the main objective of monitoring the force exerted by the user of a bicycle on the seat and on the handlebar.

MATERIALS AND METHODS

The system considers a common bicycle, instrumented in the seat and handlebar, fixed to a TACX system (Booster Model), with TacX Trainer software, in order to be used in static conditions. The instrumentation of the bike was divided into two parts: the seat force identification system and the handlebar force identification system. The seat force identification is based on three different measurement points. The force is obtained with a mechanical adaptation system with an upper and lower aluminium plate, which are linked by three traction/compression load cells, reference HMB0200635R with 1000N of load capacity, and positioned in a triangular way, as illustrated in figure 1 (a). The handlebar force identification system is based on the information collected from the handlebar strain deformation. A Prototypes aluminium adjusted handlebar was instrumented with four linear 120 Ω strain gauges (HBM, reference 1-LY13-6/120), two in each side. The strain gauges were placed in the section of the handlebar with expected bigger deformation, two in the vertical plane and the others in the horizontal plane, as can be observed in the figure 1 (b).

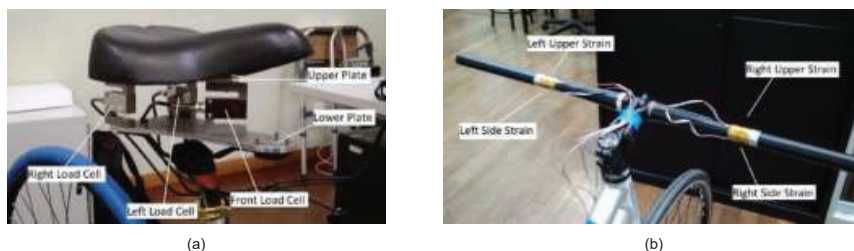


Figure 1. (a) - Seat load measurement device with three load cells; (b) - Instrumentation of the handlebar with strain gauges.

The load cells and the strain gauges were connected to a National Instruments board, model NI9219. A Labview program was developed, in order to acquire and register the data from the load cells and strain gauges in a synchronized way, and provide an interface with the user.

The identification of the forces in the seat is obtained directly from the load cells. However, to obtain the forces on the handlebar it was necessary to develop an inverse identification methodology. For this purpose, a metaheuristic methodology, using neural networks, have been developed in Matlab software. The idea was to quantify the force and the position of the hand-arm, based on the deformation obtained from the two strain gauges placed on each side of the handlebar. A feed-forward neural network, with four layers have been programmed with two neurons in the input layer, corresponding to the two deformations from the strain gauges and two output neurons, corresponding to the force and position of the hand arm. The tangent sigmoid was considered for each layer as the transfer function. In order to obtain the necessary patterns to train the neural network, a laboratory setup has been prepared, corresponding to the direct problem, force and position – deformation in the strain gauges. A group of 234 different data was obtained, varying the applied force and its position according to the axis of the handlebar. Only the force in the sagittal plane was considered, admitting that the hand-arm axis is parallel to the sagittal plane. The scaled conjugate gradient backpropagation algorithm was considered to training the neural network, based on 70% of aleatory patterns. A cross validation methodology was applied to stop the train, with 15% of the remaining patterns. The last 15% of the patterns was used to test the neural network performance, showing that the neural network identifies the force and its orientation with an error lower than 0.5%.

RESULTS AND CONCLUSIONS

The methodology was tested with five inexperienced volunteers without any disease, two woman and three man. The volunteers have a mean age of 23,2 years, with a mean body mass of 77 kg and a mean height of 1,80 m and signed an informed content to participate in the study. The position of the bike was the same for all the volunteers. Each volunteer pedalled at a constant rhythm during 180 seconds, and the data was collected from the load cells and the strain gauges, with a frequency of 15 Hz. Table 1 shows the results, corresponding to mean values of force and position, considering all the data acquired. The results show a position of the hand-arm from 40° to 47° according to the vertical plane, with a force from 64 N to 100 N. It can be observed the differences between the right and left force in the seat, as also the front force, which can be used to identify the asymmetries in the position of the volunteer.

Table 1. Mean results of force and position obtained from the test with the volunteers

Volunteer		1	2	3	4	5
Seat	Front Force [N]	218	130	149	140	235
	Right Force [N]	97	96	194	155	125
	Left Force [N]	74	101	110	162	139
Handlebar	Hand Force [N]	65	64	91	100	64
	Hand-arm position [°]	40	41	45	44	47

The results show that the methodology is promising, possible to be applied and can be improved with the introduction of the force obtained by the instrumented pedals, work that is in the implementation phase.

ACKNOWLEDGMENT

This work is co-financed by the European Regional Development Fund (ERDF), through the partnership agreement Portugal2020 – Regional Operation Program CENTRO2020, under the project CENTRO-01-0145-FEDER-00000 SAICT-POL/24013/2016: Exo Bike - Biomechanical Equipment for Restorative Therapy and Rehabilitation.

REFERENCES

- [1] Chunfu Gao, "Study on the Sensor for the Pedal Push Force of Bicycle", The Ninth International Conference on Electronic Measurement & Instruments, Beijing, 2009.
- [2] Yizhai Zhang, Kuo Chen, and Jingang Yi, "Rider Trunk and Bicycle Pose Estimation With Fusion of Force/Inertial Sensors", IEEE transactions on biomedical engineering, Vol. 60, 2013.
- [3] Joachim Vanwalleghem, Ives Baerea, Mia Loccuferb, Wim Van Paepegema, "Dynamic calibration of a strain gauge based handlebar force sensor for cycling purposes", 7th Asia-Pacific Congress on Sports Technology, Barcelona, 2015.

Spectroscopic characterization of chitosans of fungal origin: *Absidia sp* and *Cunninghamella sp*

Zaida Almeida¹, Pedro Cruz², Francisco Avelelas³, Rui Ruben⁴, Susana Silva⁵, Maria Jorge Campos⁶, Daniela C. Vaz⁷

¹Coimbra Chemistry Centre, University of Coimbra, Portugal, zalmeida@qui.uc.pt

²Coimbra Chemistry Centre, University of Coimbra, Portugal, pjfc7@ci.uc.pt

³MARE & ESTM, Polytechnic of Leiria, Peniche, Portugal, francisco.avelelas@ipleiria.pt

⁴CDRsp & ESTG, Polytechnic of Leiria, Leiria Portugal, rui.ruben@ipleiria.pt

⁵MARE & ESTM, Polytechnic of Leiria, Peniche, Portugal, susana.j.silva@ipleiria.pt

⁶MARE & ESTM, Polytechnic of Leiria, Peniche, Portugal, mcampos@ipleiria.pt

⁷Coimbra Chemistry Centre, University of Coimbra & CiTechCare, ESSLei-IPLeiria, dvaz@uc.pt

ABSTRACT

Chitosan and chitosan biofilms have been widely studied and applied among the most diverse areas of science and technology, namely in the field of agricultural industry and food science; tissue engineering and biomechanics; drug delivery, clinical rehabilitation and biomedical engineering; water treatment and biotechnology. Chitosan can be obtained by deacetylation of chitin, a poly[β -(1 \rightarrow 4)]-N-acetylglucosamine polysaccharide, naturally present in the exoskeletons of crustaceans, invertebrates, insects and cell walls of some fungi. The use of chitosan of different origins not only presents important advantages in terms of extraction and purification of this polysaccharide, but also in terms of the different chemical and biomechanical properties exhibited. To evaluate and compare the chemical and biomechanical properties presented by chitosan's of fungal origin with chitosan obtained from crustaceans, we extracted, purified and analysed the chitosans obtained from two fungal sources, namely from the fungi *Absidia coerulea* (marine fungus) and *Cunninghamella sp* (filamentous fungi present in plant and soil debris). Chitosan solutions were analysed and characterized by refractometry, circular dichroism (DC), UV-Visible spectroscopy and ¹H NMR. Chitosan biofilms were analysed by differential scanning calorimetry (DSC) and optical microscopy. Chitosan and chitosan biofilms of fungal origin have relevant chemical and physical properties, with respect to the degree of polymer chain deacetylation, viscosity, thermal resistance and structural conformation in solution. Cell cultures of chitosan-producing fungi can be industrially used with numerous advantages over other cell cultures and extracts, that are costlier, more time-consuming and labour-intensive.

Keywords: chitin, *Absidia coerulea*, *Cunninghamella sp*, polysaccharide, chitosan, biofilms.

INTRODUCTION

Chitosan is an amino-polysaccharide composed by D-glucosamine and N-acetyl-D-glucosamine and is known to be the most abundant basic polysaccharide and second most abundant biopolymer on earth. Chitosan can be obtained from deacetylation of chitin under alkaline conditions [1-3]. Chitin is widely found in invertebrates, such as in crustacean exoskeletons and shells or in insect cuticles, but also among green algae, mushroom envelopes, yeasts and other fungi [1-2]. Due to its strong intra and intermolecular hydrogen bonding network, although chitin is quite insoluble, both in organic and inorganic solvents, chitosan instead, due to its amino and hydroxyl groups, is more soluble and presents favorable film forming features [1-3]. More importantly, chitosan has proven to have relevant biotechnological and biomedical properties, by being biocompatible; biodegradable; non-toxic; antioxidant; antimicrobial; non-allergic; immunoadjuvant; anti-thrombogenic and anti-tumor [1-2]. Therefore, several are the applications of chitosan and of chitosan biofilms in agriculture, food and wine production, waste treatment, chemical, textile and pharmaceutical industries, as well as, in tissue engineering, rehabilitation and medicine [1-6]. Production of chitosan from crustacean chitin comprises demineralization, deproteination and deacetylation steps that can be accomplished by either chemical or biological processes [1-3]. Although more ecological, sustainable and biocompatible; biological extraction processes are still more laborious and time-consuming than chemical processes. Here we propose the use of new chitin sources based on chitin-producing fungi, namely, *Absidia sp* and *Cunninghamella sp*. If presenting good biophysical, biochemical and biomechanical properties, chitosan and chitosan biofilms produced from these alternative sources can bring financial, temporal and eco-sustainable advantages to all industrial fields. Hence, we have extracted, purified and characterized the chitosan produced by the fungi cell walls, via refractometry and UV-vis, circular dichroism (CD) and ¹H NMR spectroscopy, as well as analyzed through microscopy and differential scanning calorimetry (DSC), the chitosan biofilms produced.

MATERIALS AND METHODS

Chitin-producing fungi *Absidia coerulea* and *Cunninghamella sp* were grown in ym (yeast malt) and pdb (potato dextrose broth) media under controlled temperature and CO₂. Fungal mycelia were obtained through filtration and submitted to NaOH, 121°C, for 15 min. Mycelial samples were washed and submitted to a second heat treatment in CH₃COOH, 95°C, 24 h. Samples were centrifuged, filtered, dialyzed and lyophilized. Chitosan solutions were checked by refractometry (Rudolph J157 Automatic Refractometer) and UV-Vis (Thermo Scientific Genesys 10); and were analyzed by CD (Olis, Inc. DSM 20) and 1D ¹H NMR according to ASTM F2260-03, at 80°C, with D₂O, TMSP-referenced (Bruker Avance III Ultrashield at 400 MHz ¹H frequency). Chitosan biofilms were casted and dried on a Petri Dish (Figure 1), under controlled temperature and atmosphere, for 3 days. Chitosan biofilms were analyzed by optical microscopy (Zeiss/Epiplan Neofluar objectives) and differential scanning calorimetry (DSC).

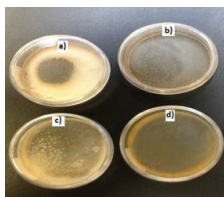


Figure 1. Chitosan biofilms of *Absidia coerulea* ((a) PDB and d) YM) and *Cunninghamella sp.* ((b) YM and c) PDB)

RESULTS AND DISCUSSION

Chitosan solutions were prepared by dilution and checked for concentration by refractometry and for the absence of protein and other cell contaminants by UV-Vis spectroscopy (200-500 nm). Absorbance spectra showed no major peaks between 260 and 280 nm, indicating that no other macro biopolymers (proteins or nucleic acids) were present. Far-UV dichroism spectra (190-260 nm) of the chitosan solutions tested, showed, as expected [3], two main peaks related to the presence of the -NHCO- chromophore, namely, a positive peak at 190 nm, attributed to π - π^* transitions and a negative peak at 210 nm, associated with n- π transitions. The degree of deacetylation (DA) of the chitosan samples produced was determined by 1D ¹H NMR (Figure 2). All chitosan samples presented an identical profile with major signals at 4.9 ppm (D-glucosamine H1D), 4.7 ppm (N-acetyl-D-glucosamine HDO), 3.2 ppm (H2D) and 2.1 ppm (-CH₃) of the acetyl group [3].

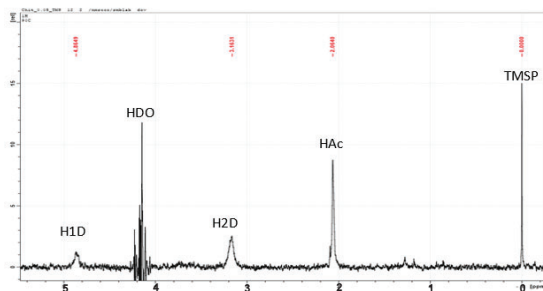


Figure 2. 1D ¹H NMR spectrum of fungal chitosan (ASTM F2260-03).

Despite the different DA values obtained and of the lower (164°C) melting temperatures (T_m) than crustacean chitosan (174°C), all chitosan 1.5% m/v solutions were able to form continuous and regular biofilms, as judged by the optical microscopy data. Further physical and mechanical assays will be carried out to attest for the biomechanical properties of the chitosan biofilms produced.

REFERÊNCIAS

- [1] El Knidri, H., Belaabed, R., Addaou, A., Laajeb, A. & Lahsini, A. (2018). Extraction, chemical modification and characterization of chitin and chitosan. *Int J Biol Macromol.*, 120(Pt A):1181-1189.
- [2] Younes, I., & Rinaudo, M. (2015). Chitin and chitosan preparation from marine sources. Structure, properties and applications. *Marine Drugs*, 13(3):1133-1174.
- [3] Kumirska, J., Czerwicka, M., Kaczyński, Z., Bychowska, A., Brzozowski, K., Thöming, J., & Stepnowski, P. (2010). Application of spectroscopic methods for structural analysis of chitin and chitosan. *Marine Drugs*, 8(5):1567-1636.

Efeitos do treino funcional vs hidroginástica na força muscular e na oscilação do centro de pressão de idosos ativos

Saúl Pereira¹, Cláudia Vaz¹, Alexandra Fonseca¹, Nuno Serra¹, Carolina Vila-Chã^{1,2}

¹Instituto Politécnico da Guarda, Portugal

²Centro de Investigação em Desporto, Saúde e Desenvolvimento Humano, CIDESD, Portugal, cvilacha@ipg.pt

RESUMO

Este estudo teve como objetivo avaliar o impacto de 12 semanas de treino funcional (GTF) versus 12 semanas hidroginástica (GH), na força muscular e na oscilação do centro de pressão de idosos ativos. A amostra foi constituída por 19 idosos voluntários (média de idades = 70,63 ± 4,26), divididos em dois grupos: GTF (n = 7) e GH (n = 12). Antes (T0) e após 12 semanas de treino (T1), procedeu-se à avaliação do deslocamento da oscilação do centro de pressão (COP) em diferentes condições de base de sustentação e da força isométrica máxima dos membros inferiores. Após 12 semanas de treino funcional, a força isométrica aumentou 20,8% ($P < 0,05$), não se tendo observado alterações no grupo de hidroginástica. Na análise do deslocamento da oscilação total do COP (DOT), ambos os programas de treino reduziram significativamente o DOT do COP de forma similar ($P < 0,001$). Este efeito observou-se também no deslocamento da oscilação do COP nas direções ântero-posterior (AP) e medio-lateral (ML), ($P < 0,001$ para ambas as direções).

Palavras-chave: Envelhecimento, Treino funcional, Hidroginástica, Força muscular, Centro de pressão

INTRODUÇÃO

A alteração demográfica é uma realidade inegável, em particular em continentes considerados desenvolvidos. O processo de envelhecimento caracteriza-se por inúmeras mudanças fisiológicas com consequentes implicações funcionais [1]. Sabe-se que diminuição da força muscular leva à perda gradual da independência física e ao aumento da probabilidade de ocorrência de quedas. Nos últimos anos, várias investigações realçaram os benefícios da prática regular de exercício físico que estimule o sistema neuromuscular para contrariar estas alterações, contribuindo assim para o prolongamento da autonomia e qualidade de vida do idoso [2]. No entanto, importa compreender o impacto de diferentes tipos de modalidades de exercício físico na funcionalidade e equilíbrio dos idosos.

MATERIAIS E MÉTODOS

Para este estudo foram recrutados 27 idosos, tendo apenas 19 cumprido a totalidade do protocolo experimental. A amostra foi composta por 19 sujeitos [7 no GTF (idade: 70,86 ± 4,74 anos; massa corporal: 68,27 ± 5,21 kg; altura; 164 ± 8,29 cm) e 12 no GH (idade: 70,50 ± 4,17anos; massa corporal: 66,36 ± 10,20kg; altura; 157,33 ± 7,90cm)]. Todos os sujeitos foram informados sobre os procedimentos e participaram de forma voluntária. O GTF foi submetido a 2 sessões semanais de treino funcional constituído por exercícios baseados nos padrões de movimento fundamentais (agachamentos, levantamentos, locomoção em carga, empurrar/puxar e rotações). Cada sessão de treino incluiu um período de aquecimento de baixa intensidade, realizado na passadeira ou bicicleta ergométrica (5 a 10 min), um período de exercitação com recurso a pesos livres, elásticos e máquinas de cabos (duração entre 35 a 45 minutos) e um período de retorno à calma (5 a 10 min). As sessões de hidroginástica incluíram um período de aquecimento (3 a 5 min), um período de treino cardiorrespiratório (20 a 30 min), um período de reforço muscular (5 a 15 min) e, por fim, um período de alongamentos (5-10 min).

Para averiguar o impacto das 12 semanas de treino funcional vs. hidroginástica na estabilidade postural e força muscular os participantes deslocaram-se ao laboratório antes (T0) e após os programas de intervenção (T1). A estabilidade postural foi avaliada em diferentes condições de base de sustentação: pés paralelos à largura dos ombros ("Pés Paralelos"); pés posição tandem ("Pés Tandem"); pés paralelos em cima de uma esponja ("Sup. Inst."). Estas posições foram realizadas 3 vezes na condição de olhos abertos, cada um delas com uma duração de 20 segundos. Todos os testes foram realizados sobre uma plataforma de forças (Kistler, modelo 9260AA6, Suíça) e posteriormente foi calculado o deslocamento da oscilação total do centro de pressão (DOT) e nas direções ântero-posterior (AP) e medio-lateral (ML) através de rotinas escritas para o efeito em MATLAB®.

A avaliação da força isométrica dos membros inferiores foi realizada através de um exercício de cadeia cinética fechada – *isometric mid-thigh pull* (IMTP) – sobre uma plataforma de forças. O teste foi realizado

com o sujeito na posição de semi-agachamento, sobre a plataforma de forças, segurando a barra da máquina *multipower*, que foi fixada, em altura, a meio da coxa do sujeito.

Para verificar o impacto dos programas de treino na força muscular dos membros inferiores (IMTP) e estabilidade postural (DOT e direções AP e ML), procedeu-se à análise das variâncias, através do modelo geral linear (GLM), para medidas repetidas com dois fatores [grupo (GTF e GH) x tempo (T0 e T1)]. Sempre que a hipótese nula (igualdade de variâncias entre células) foi rejeitada, estabeleceram-se comparações múltiplas à *posteriori*, recorrendo-se ao teste de *Bonferroni*. Em todos os procedimentos estatísticos foi adotado o nível de significância de 5% ($p \leq 0,05$).

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Após 12 semanas de treino funcional, a força isométrica dos membros inferiores aumentou 20,8% ($P < 0,05$), não se tendo observado alterações deste parâmetro no GH. Os resultados alcançados com o GTF estão em consonância com a revisão sistemática de Liu et al. [2], indicando que este tipo de treino pode ter um impacto positivo na melhoria da força muscular dos idosos. Já na hidroginástica, outros estudos verificaram o aumento da força dos membros inferiores [3], ao contrário do nosso estudo que não obtivemos diferenças significativas na melhoria da força dos membros inferiores.

Na figura 1 estão representados os valores DOT do COP, nas diferentes condições de base de sustentação com olhos abertos, antes e após as 12 semanas de intervenção. Na realização dos testes, pré e pós treino, verificou-se um efeito tempo ($P < 0,001$; Fig.1B), indicando que ambos os programas de treino reduziram significativamente o DOT do COP de forma similar em todas as condições (Fig.1A). Tal como verificámos para o DOT global, observou-se um efeito tempo para o deslocamento da oscilação do COP nas direções AP e ML, ou seja, ambas as metodologias produziram um decréscimo deste parâmetro ($P < 0,001$, para ambas as direções).

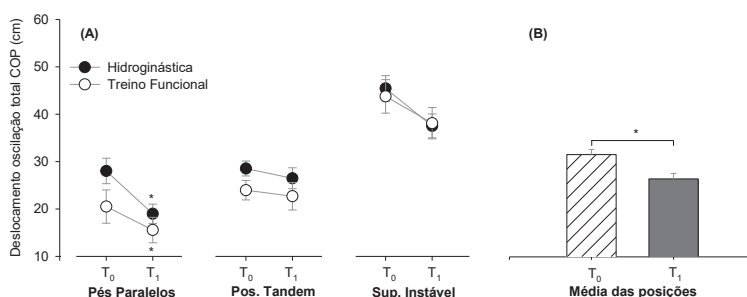


Figura 1 – Média e erro padrão do deslocamento da oscilação total do COP (DOT), obtida nas condições de manipulação de base de sustentação (“Pés Paralelos”, “Posição Tandem”, “Superfície instável”): (A), antes (T₀) e após treino (T₁); (B) média e erro padrão do (DOT) de todas as condições **com visão** (média dos dados de todas as condições, momentos e grupos). * para ambos os grupos, T₁ significativamente diferente de T₀ ($P < 0,05$). ** $P < 0,001$.

CONCLUSÕES

O presente estudo indica-nos que 12 semanas de treino funcional ou de hidroginástica induzem uma diminuição do deslocamento de oscilação do COP semelhante. No entanto, a melhoria de força muscular apenas ocorreu após 12 semanas de treino funcional, não se verificando alterações deste parâmetro no grupo de hidroginástica.

Agradecimentos

Projeto cofinanciado pelo programa INTERREG V-A Espanha-Portugal (POCTEP) (043_EUROAGE_4_E).

REFERÊNCIAS

- [1] Chodzko-Zajko, W., Proctor, D., Singh, M., Minson, C., Nigg, C., Salem, G. & Skinner, J. S. (2009). Exercise and Physical Activity for Older Adults. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 47 (7), 1510-1530.
- [2] Liu, C. J., Shiroy, D. M., Jones, L. Y. & Clark, D. O. (2014). Systematic review of functional training on muscle strength, physical functioning, and activities of daily living in older adults. *European Review of Aging and Physical Activity*, 11(2), 95-106.
- [3] Graef, F.I., Pinto, R.S., Alberton, C.L., De Lima, W.C., & Krueel, L.F.M. (2010). The effects of resistance training performed in wáter on muscle strength in the elderly. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(11), 3.150-3.156.

Development of numerical models for the support of the aircraft seat certification

João Gomes¹, Ana Patrícia Martins², Marta Silva Carvalho³
^{1,2,3}UNIDEMI, NOVA School of Science and Technology, Lisbon, Portugal
³mip.carvalho@fct.unl.pt

ABSTRACT

The present work consists of the development of finite element models in LS-DYNA to support the certification of aircraft seats. The certification tests are based on dynamic tests with a properly positioned anthropomorphic testing device (ATD). The cumbersome of the certification tests are the time and cost, related to the rigor and complexity associated with these, as well as the preparation for the correct positioning of the ATD. The development of computational models to support certification promotes time and cost reduction associated to these tests. Through the simulations carried out, the biomechanical response of the ATD was evaluated by comparing the numerically obtained injury indices with the thresholds defined in the regulations. The passenger kinematics during the dynamic tests was also analysed, being obtained a good correlation of head trajectory with the experimental testing. Moreover, the stress distributions in the structural components and their deformation, as well as the stresses in the restraint system were quantified, being crucial for the design of both structural components and restraint system, in order to improve the crashworthiness of the seats and consequently reduce the severity of the injuries suffered by the occupants.

KeyWords: Numerical Modelling, Crashworthiness, Injury Biomechanics, LS-DYNA

INTRODUCTION

The work is divided in two parts, the numerical model construction of the seat and its implementation in order to carry out the simulations based on Part 25 regulation [1]. From the geometric model of the seat represented in Figure 1 a) [2], and based on the simulations to be carried out, an analysis and decision was made on which components would be modelled with Solid and Shell elements type. Since it is a quite detailed model, both in terms of geometric details and in quantity of the constituent components, some simplifications and care were taken to an appropriate and correct modelling as suggested by Bhonge and Lankarani [3,4].

After defining the finite element mesh, the material models, section properties and contact modelling, the connections of the structural parts were modelled for subsequent assembly of the final numerical model of the seat. After this phase the existing ATD model for the LS-DYNA, Hybrid III percentile 50th Fast, is positioned and the constraint system (seat belt) is modelled as represented in Figure 1 b). Finally, the crash pulse was imposed to carry out the numerical simulations that replicate the Certification Test II depicted in Figure 1 c).

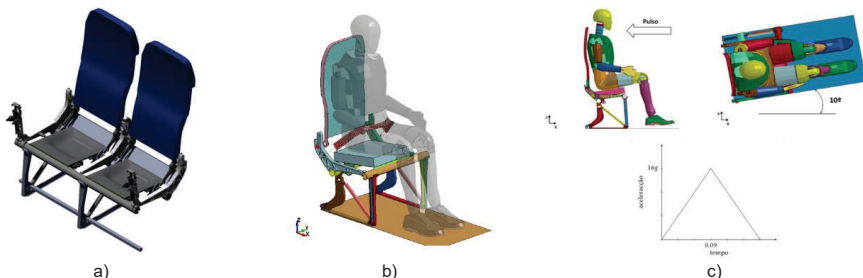


Figure 1. a) Geometric model of the seat; b) Numerical model; c) Certification Test II

RESULTS AND DISCUSSION

Through the simulations carried out by Gomes [5], the biomechanical response of the ATD was evaluated by comparing the numerically obtained injury indices with the thresholds defined in the regulations [1]. The passenger kinematics during the simulation was also analysed and compared with the experimental tests

carried out by [6], with emphasis on the assessment of the head trajectory depicted in Figure 2. Moreover, the stress distributions in the structural components and their deformation, as well as the tensions in the restraint system were quantified.

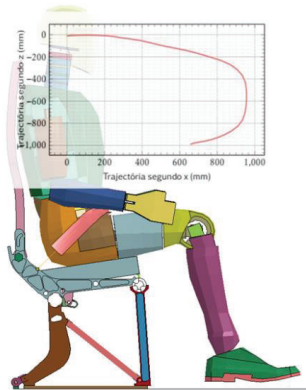


Figure 2. Head trajectory during simulation of the Certification Test II

CONCLUSION

In this work a finite element model in LS-DYNA is presented to support the certification of aircraft seats. In the analysis performed during the development of the model, several problems were detected associated with the use of the numerical model of the passenger used, the Hybrid III Fast which is available in the LS-DYNA. The ATD's developed for the users of this commercial software are, in global terms, focused for simulations of impact in the automotive area, for which the accelerations experienced are considerably lower than the crash pulse in aviation regulations. After some corrections performed in order to properly use the ATD model available, the numerical model developed based on a discontinued seat presents a qualitatively good kinematic correlation with the experimental tests conducted in actual prototypes of a different seat. Furthermore, the seat model presented a very rigid behavior with almost zero deformation levels, which corresponds to the older aircraft seat design that were not intended to absorb energy during crash event. The conservation of a survival space to safely guide the passenger kinematics is crucial in a crash event, therefore both structural components and restraint system are essential parts to be considered in the design of an aircraft interior, in order to improve the crashworthiness of the seats and consequently reduce the severity of the injuries suffered by the occupants.

REFERENCES

- [1] U.S. Code of Federal Regulations, Title 14 Part 25.562.
- [2] Mesquita, R. (2013). *Projecto assistido por computador de assentos para aeronaves*, Instituto Superior Técnico, Universidade de Lisboa.
- [3] Bhonge, P. S., & Lankarani, H. M. (2011). Fine-tuning nonlinear finite element analysis methodology for aircraft seat certification using component level testing and validation. *International Journal of Vehicle Structures & Systems*, 3(2), 129-138.
- [4] Bhonge, P.S., Lankarani, H.M., Finite Element Modelling Strategies for Aircraft for Dynamic Aircraft Seats, SAE-Wichita Aviation Technology Conference, 2008.
- [5] Gomes, J. (2018). *Aplicação de modelos computacionais no apoio à certificação de assentos de aeronave*, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa.
- [6] Lankarani, H.M., Vieira, J., Huculak, R.D. Kinematics Extraction of the ATD Head Impact Component Tester from Angular Rate Sensor and Accelerometer Data, *Proceedings of the 5th International Conference Multibody Systems*, 2018.

Pre-clinical test to discriminate shoulder performance

Ana Margarida Bola, José António Simões, António Ramos

TEMA, Universidade de Aveiro, Portugal
margarida.bola@ua.pt; josesimoes@esad.pt; a.ramos@ua.pt

ABSTRACT

A pre-clinical test to discriminate shoulder performance is purposed. It consists of a finite element model (FEM) of the implanted glenohumeral joint. Strain distribution inside the bone structures agree with the clinical observations present in literature, suggesting that the FEM predicts bone behaviour in the presence of a prosthesis and may be considered a pre-clinical test to evaluate shoulder implants performance.

Key-words: pre-clinical test, glenohumeral joint, anatomical prosthesis, finite element model

INTRODUCTION

Joint prosthesis are largely used and thousands are implanted in the most developed countries every year [1]. With the popularity of hip and knee replacements, shoulder arthroplasty has been gaining space and many prosthesis concepts and designs have appeared, assuring better success rates. However, the reality shows that there continue to exist prostheses withdrawn from the medical market due to high failure rates. According to Prendergast and Maher [2], the European regulations for medical devices does not evaluate prostheses efficacy, not detecting problems leading to an unsuccessful surgery. Thus, the main goal of this study was to develop a pre-clinical test to predict shoulder prosthesis performance after implantation.

MATERIALS AND METHODS

A FEM of the implanted shoulder joint, previously developed and validated by the authors, was used. The FEM considers fourth generation composite left humerus and scapula (Sawbones®), and a Comprehensive® Total Shoulder System (Biomet®), comprising a humeral implant and a glenoid implant (two distinct designs). The muscles considered in the analysis were the subscapularis, supraspinatus and the deltoid, and the joint was analysed in a 90° abduction. The CAD model of the prosthesis and the implanted glenohumeral joint are depicted in Figure 1, with mesh representation.

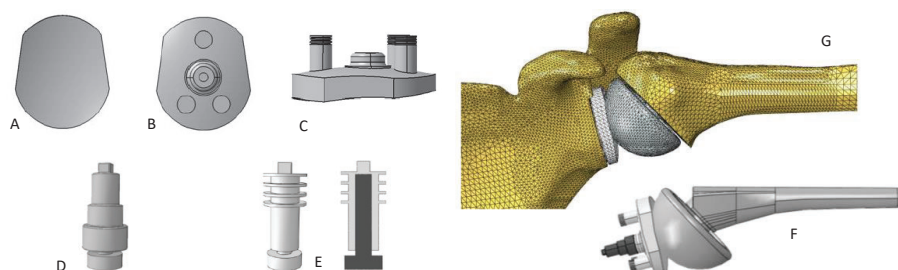


Figure 1. A, B, C: Modular Hybrid® Glenoid Base; D: Porous titanium post; E: polyethylene post, with evidence of the titanium core; F: Comprehensive® Shoulder System, BIOMET®; G: FE mesh of the implanted shoulder model.

The FEM simulated a short-term condition considering a Coulomb friction between the prosthesis components and the surrounding bone structure. The humeral shaft was constraint on all translational degrees of freedom. The humerus was modelled with isotropic linear elastic properties [3], as well as the cortical bone of the scapula [4]. Its trabecular bone was assumed as an anisotropic linear elastic material [5].

RESULTS AND DISCUSSION

The clinical outcomes of the Comprehensive® Total Shoulder System available in literature [6], were evaluated, showing evidence of new bone next to the central titanium post in nearly all regions. The clinical outcomes of the Anchor Peg Glenoid Component (DePuy) (polyethylene post) [7] were also evaluated, where signs of bone ingrowth were identified around and between the flanges of the central fixation post. The computed tomography scans (CT-scans) of both clinical outcomes were compared with FEM results (see Figure 2). On the titanium-fixation-post, regions of bone ingrowth ((2500, 4000) $\mu\epsilon$) and of bone collapse ((4000, 25000) $\mu\epsilon$) are found around the entire structure. On the contrary, those are mainly at the flanges of the polyethylene-fixation-post (see regions 2, 3, 6 and 7 in Figure 2 (E and F)). These results are in accordance with clinical observations, suggesting that the titanium-fixation-post is a better option, as it allows new bone to grow around its entire porous surface, promoting better implant fixation. The FEM also allowed comparison with humeral prosthesis component, not shown in this abstract.

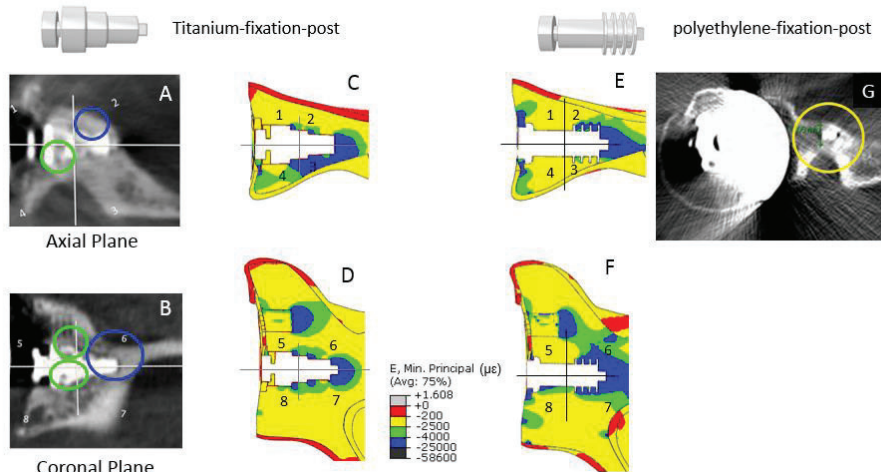


Figure 2. Titanium and polyethylene fixation post vs clinical results.

CONCLUSIONS

From the comparison between the clinical predictions available in literature and the numerical results obtained, it is concluded that the developed FEM allows the prediction of short-term prosthetic behaviour.

Acknowledgments

The authors would like to thank FCT for financing the PhD thesis SFRH/BD/71162/2010 and to BIOMET for providing the shoulder anatomical prosthesis.

REFERENCES

- [1] National Joint Registry, "National Joint Registry for England, Wales Northern Ireland and Isle of Man. 12th Annual Report," 2015.
- [2] P. J. Prendergast and S. a. Maher, "Issues in pre-clinical testing of implants," *J. Mater. Process. Technol.*, vol. 118, no. 1–3, pp. 337–342, 2001.
- [3] L. Peng, J. Bai, X. Zeng, and Y. Zhou, "Comparison of isotropic and orthotropic material property assignments on femoral finite element models under two loading conditions," *Med. Eng. Phys.*, vol. 28, no. 3, pp. 227–233, 2006.
- [4] D. R. Suárez *et al.*, "Influence of the positioning of a cementless glenoid prosthesis on its interface micromotions," *Proc. Inst. Mech. Eng. H.*, vol. 223, no. 7, pp. 795–804, 2009.
- [5] A. H. A. Wahab, M. R. A. Kadir, M. N. Harun, T. Kamarul, and A. Syahrom, "Number of pegs influence focal stress distributions and micromotion in glenoid implants: a finite element study," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 55, no. 3, pp. 439–447, 2017.
- [6] L. V. Gulotta, K. L. Chambers, R. F. Warren, D. M. Dines, and E. V. Craig, "No Differences in Early Results of a Hybrid Glenoid Compared With a Pegged Implant," *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 473, no. 12, pp. 3918–3924, 2015.
- [7] A. Vidil, P. Valenti, F. Guichoux, and J. H. Barthas, "CT scan evaluation of glenoid component fixation: A prospective study of 27 minimally cemented shoulder arthroplasties," *Eur. J. Orthop. Surg. Traumatol.*, vol. 23, no. 5, pp. 521–525, 2013.

Metodologia de desenvolvimento de produto aplicada à órtese infantil ajustável para membros inferiores

Lucas Ferrari¹, André F. C. Vieira^{1,2}

¹Unidade de São Paulo, Escola de Engenharia de São Carlos, Brasil, lucasfgerez@gmail.com

²Universidade da Beira Interior, Portugal, andre.costa.vieira@ubi.pt

RESUMO

As órteses convencionais de joelho-tornozelo-pé (KAFO) são geralmente prescritas a crianças com fraqueza muscular e instabilidades nestas articulações. A função principal das KAFO é garantir a estabilidade durante a marcha, bloqueando a articulação do joelho em completa extensão. Porém, caminhar com o joelho totalmente estendido requer um maior consumo energético, provocando cansaço e induzindo padrões de marcha não fisiológicos. Uma nova geração de KAFO foi desenvolvida nos últimos anos que permite a flexão do joelho durante a fase de balanço mas bloqueia-o na fase de apoio, garantindo desta forma a estabilidade. Esta nova geração é designada de SCKAFO (stance-control knee-ankle-foot orthosis). Porém, esta nova geração ainda não está disponível comercialmente para a população pediátrica. Por outro lado, durante o crescimento, as crianças necessitam de trocar frequentemente de órtese por outra de maior dimensão. A solução apresentada de SCKAFO com hastes ajustáveis ao comprimento, pode ser adaptada para diferentes comprimentos.

Palavras-chave: Órtese, SCKAFO, tecnologia assistiva, projeto biomédico

INTRODUÇÃO

A marcha humana é um processo complexo no qual diferentes segmentos do esqueleto se movimentam de forma coordenada. Assim, os membros inferiores devem suportar todo o peso corpóreo durante a fase de apoio do ciclo da marcha e devem coordenar os movimentos articulares para promover o avanço suave do centro de massa e ajustar o comprimento através da flexão do joelho durante a fase de balanço. Isto exige força muscular, mobilidade articular e coordenação dos movimentos pelo sistema nervoso central. Assim, uma incapacidade de alguma destas funções poderá resultar em instabilidade da marcha. Nestes casos, é prescrito o uso de KAFO's. As KAFO's convencionais são constituídas por duas hastes rígidas, unidas por uma articulação, que são fixas paralelamente ao membro inferior. A articulação está normalmente bloqueada em completa extensão, promovendo assim a estabilidade articular do joelho durante ambas as fases de apoio e de balanço, evitando o colapso da perna ao sustentar todo o peso corpóreo. Esta articulação poder ser manualmente desbloqueada para permitir sentar. Porém, estas KAFO's convencionais não permitem a flexão do joelho na fase de balanço. Crianças sem o joelho articulado, apresentam um membro funcionalmente longo, recorrendo a movimentos compensatórios para promover o seu avanço na fase de balanço, como a rotação interna e inclinação posterior [1]. Novos conceitos de SCKAFO's foram recentemente desenvolvidos, que permitem o bloqueio/desbloqueio automático da articulação do joelho em função da fase do ciclo da marcha. Entre os diversos conceitos, encontram-se sistemas mecânicos, electromecânicos ou hidráulicos [2, 3].

O projeto de órteses infantis continua a ser um desafio de engenharia, pois a maior parte das soluções disponíveis não são adaptadas à população pediátrica, apesar de ser esta a etapa crítica da aquisição definitiva do esquema corporal e dos padrões de ativação motora [4]. Atualmente, as crianças precisam trocar de órteses conforme crescem, utilizando diversos dispositivos durante o período de aprendizagem da marcha, e por esse motivo têm o seu desenvolvimento prejudicado pelo tempo de adaptação e, algumas vezes, pela indisponibilidade da órtese que deveria ser disponibilizado pelo Sistema Nacional de Saúde.

O principal objetivo deste projeto foi o de desenvolver uma órtese infantil ajustável, para crianças dos dois aos seis anos de idade, capaz de estabilizar o joelho do paciente na fase de apoio e que permita a rotação na articulação durante a fase de balanço, desta forma reduzindo o consumo de energia, facilitando a marcha de crianças com o joelho desarticulado. Tal projeto foi desenvolvido utilizando ferramentas de desenvolvimento de produto e cálculos analíticos e numéricos de dimensionamento dos componentes, comuns aos projetos tradicionais de engenharia mecânica.

METODOLOGIA

O processo de desenvolvimento de produto pode dividir-se em três etapas de projeto: projeto informacional, projeto conceitual e projeto detalhado. Durante o projeto informacional, recolhem-se

informações de produtos semelhantes e verifica-se o desenvolvimento científico da área. Os requisitos do utilizador devem ser estabelecidos para que possam ser posteriormente traduzidos em características técnicas. Tais requisitos frequentemente estão relacionados ao desempenho do produto durante o ciclo de vida, ergonomia, segurança etc. O levantamento dos requisitos para desenvolvimento da órtese foi feito através de uma análise das soluções de órteses para membros inferiores disponíveis no mercado, das pesquisas científicas na área e também baseado num questionário destinado a profissionais da saúde que possuem contato semanal com utilizadores de órteses para membros inferiores. Na fase de projeto conceitual, são feitos os primeiros esboços e decisões de projeto de acordo. Algumas ferramentas de desenvolvimento de produto são geralmente usadas para auxiliar o projetista na tomada de decisões no desenvolvimento de conceitos. Uma dessas ferramentas é o QFD (Quality Function Deployment). A tradução das informações adquiridas, através dos questionários, foi traduzida em requisitos de engenharia através desta metodologia de projeto para planeamento e controle da qualidade denominada QFD. Usando esta metodologia comum de desenvolvimento de produtos, os requisitos do utilizador são convertidos em características técnicas do produto.

Na última fase do projeto detalhado são elaborados os desenhos a produção de protótipos funcionais e testes de validação dos requisitos do produto. Na Figura 1 é apresentado um modelo do conceito de SCKAFO desenvolvido neste trabalho.

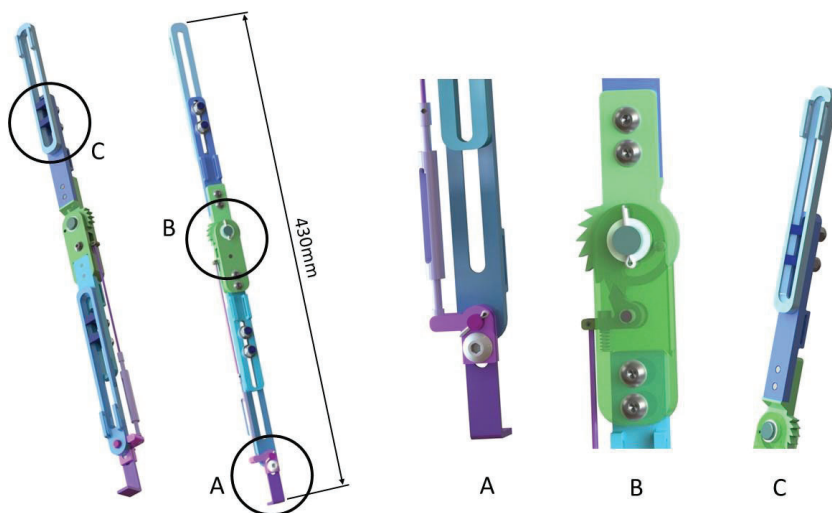


Figura 1. Órtese projetada com vistas do mecanismo de acionamento de articulação (A), do mecanismo de bloqueio da articulação (B) e do mecanismo de ajuste de comprimento da órtese (C).

REFERÊNCIAS

- McMillan, A. G.; Kendrick, K. John W. M., Aronson, J.; MD, Horton, G. W.; (2004) Preliminary evidence for effectiveness of a stance control orthosis. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 16, 6-13.
- Rafiaei, M.; Bahramizadeh, M.; Arazpour, M.; Samadian, M.; Hutchins, S. W.; Farahmand, F.; Mardani, M. A.; (2016) The gait and energy efficiency of stance control knee-ankle-foot orthoses: A literature review. *Prosthetics and orthotics international* 40, 202-214.
- Yakimovich, T.; Lemaire, E.; Kofman, J.; (2009) Engineering design review of stance-control knee-ankle-foot orthoses. *Journal of rehabilitation research and development*, 46, 257-267.
- Vaz, I. M.; Rocha, A.; Duro, H.; (2009) Lower Limb Orthosis in Pediatric - the importance of a motion knee. *The Portuguese Journal of Physical and Rehabilitation*, 18, 40-45.

Impact biomechanics assessment for the railway cabin interior design

Ana Patrícia Martins¹, Marta Silva Carvalho², João Milho^{3,4}

^{1,2}UNIDEMI, NOVA School of Science and Technology, Lisbon, Portugal

³LAETA, IDMEC, Instituto Superior Técnico, Universidade de Lisboa, Portugal

⁴GIMOSM, ISEL, Instituto Superior de Engenharia de Lisboa, Instituto Politécnico de Lisboa, Portugal

²mip.carvalho@fct.unl.pt

ABSTRACT

A validated framework developed to analyse railway occupant safety is presented here. Contrary to road passengers that are belted and have their kinematics guided during a crash accident, the inexistence of restraints and the larger distance between contact features for the railway cabin interior decreases the predictability on the kinematics of its occupants. Simulation results are evaluated considering the uncertainty of the experimental procedures and the severity of the injuries is assessed and quantified using the relevant criteria. It was found that introduction of a head padding conducted to a remarkable reduction of the Head Injury Criterion (HIC), as intended, but at the cost of compromising the value of Neck Bending Moment in Extension (NBME), which became critical. Finally, a selection of interior design variables are considered and multi-objective optimization procedures are applied to achieve relevant reduction of injuries.

Keywords: railway crashworthiness; secondary collision; impact biomechanics

INTRODUCTION

Passive safety research area deals with the study of structural components and systems of the vehicle, including the different types of protection systems which ultimately protect its occupants and with the occupant impact biomechanics itself. The study presented here is concerned with the identification of improved coach interior layouts the inline seating layout during crash of railway vehicles, focusing on the protection of its occupants.

Although there is a large body of work done in the biomechanics of impact in the automotive passive safety research, not all criteria and injury thresholds can be directly used in railway passive safety either because the occupant postures are different from those of the road vehicle occupants or due to the unconstrained kinematics during impact. The lack of predictability on the kinematics of the occupants when a railway accident occurs, requires the choice of appropriate modelling techniques, skill and care to develop the model and simulation inputs, and relevant measurable output criteria, to obtain simulation scenarios that attest the reality [2, 3]. The inline seating layout analysed here uses two rows of seats with a first-class pitch, being the seats supported by a cantilever beam that is fixed to the side wall of the vehicle, being modelled using nonlinear finite elements. The occupant is a multibody model of the Hybrid III 50th dummy seated in the wall side seat, where the occupant is more exposed to injury [4]. The simulation of the inline seating layout developed in MADYMO is presented in Figure 1 and was validated with the experimental test, being the head injuries the most critical due to the contact with the frame of the front seat [4]. Consequently, a padding improvement is proposed for analysis in this work, which consists in assembling a foam pad around the backseat tube structure at head level. This foam increases the energy absorption by the backseat during the collision of the head, preventing direct contact of the head with the tubular structure.

PADDING IMPROVEMENT SCENARIO MODELLING AND RESULTS

Concerning the seat certification process in compliance with the EN 15085 [5], the modifications to analyse for occupant protection must not change the global seat geometry and materials. With this essential premise, in previous works of the authors [6], improvements in the occupant safety were achieved at the cost of the existent structural characteristics of the seat. Even with the significant reduction of the injury indices, the HIC value obtained is above the moderate threshold level. Therefore, the concept proposed here is to define a foam pad located on the backseat at head level, leading to a 59% reduction of the HIC value observed. The drawback is the 200% increasing of the NBME value, becoming this injury index critical. Figure 1 presents selected frames of the occupant kinematics resulting from the padding improvement model. The frames emphasize the contact of the head with the front seat, the maximum neck bending and the rebound of the head from the contact.

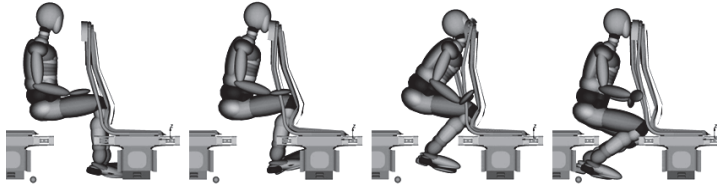


Figure 1. Selected frames of the kinematics of the occupant for the padding improvement scenario

For complying both injury indices below non-critical thresholds, a Design of Experiments is performed, for which the design variables and limits are the modelling parameters identified in a sensitivity analysis: the thickness of the backseat plate and the thickness of the padding. Consequently, a multi-objective optimization problem is defined as the minimization of the functions defined by the surrogate models of the HIC and NBME, implemented using NSGA-II [7], through the ‘gamultiobj’ MATLAB function. Several designs in the Pareto Front were achieved, being represented in Figure 2. These were analysed through a detailed numerical simulation to evaluate the difference between surrogate and detailed model responses.

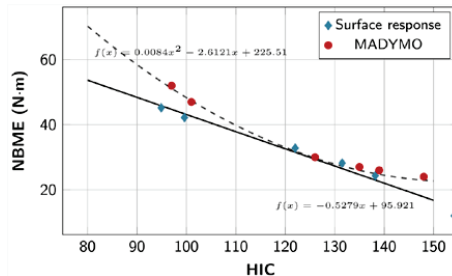


Figure 2. Representation of the Pareto Front for the optimization problem with two objective functions (Surrogate models of the HIC and NBME) and corresponding values in MADYMO model

DISCUSSION OF RESULTS AND CONCLUSION

In this work is proposed a methodology to improve the railway vehicle occupant passive safety for an inline seating layout. The modifications of the seats not only address the injury indices that are more serious for the reference scenario, but also that are feasible to implement without a significant increase in the costs of development. A padding improvement concept analysis that consists in a foam pad mounted around the backseat tube structure at head level is proposed here. This foam increases the ability for the energy absorption by the backseat during the head collision, preventing direct contact between head and the tubular structure, being the drawback the significant increase of the value of the neck bending moment in extension. Therefore, it is proposed an identification of the parameters of the scenario with padding improvement through optimization methods, to achieve solutions that conduct to a decrease of the HIC value, but at the same time keeping the remaining indices below the lowest threshold values. The padding improvement can be implemented with success, for example with a pad foam with 44.5 mm thickness and a reduction of 9.6% of the backseat plate thickness, the HIC reduces 47% at the cost of an increase of 54% of the neck bending moment in extension index, though this value is kept below moderate threshold value.

REFERENCES

- [1] Arnold, M., Burgermeister, B., Führer, C., Hippmann, G., & Rill, G. (2011). Numerical methods in vehicle system dynamics: state of the art and current developments. *Vehicle System Dynamics*, 49(7), 1159-1207.
- [2] Carvalho, M., Ambrosio, J., & Milho, J. (2011). Implications of the inline seating layout on the protection of occupants of railway coach interiors. *International journal of crashworthiness*, 16(5), 557-568.
- [3] European Commission (2007) European Standard EN 15227 - railway applications - Crashworthiness Requirements for Railway Vehicle Bodies. EC document, Brussels.
- [4] Carvalho, M., Milho, J., Ambrosio, J., & Ramos, N. (2017). Railway occupant passive safety improvement by optimal design. *International journal of crashworthiness*, 22(6), 624-634.
- [5] Deb, K. (2012) Multi-objective Optimization using Evolutionary Algorithms. John Wiley & Sons, Inc., Chichester, New York.

HRS – equipamento biomecânico para a reabilitação da mão

L. Roseiro^{1,3}, D. Videira¹, F. Moita^{1,3}, A. Gomes^{1,3,4}, C. Páris^{1,3}, A. Santos^{1,3}, F. Carvalho², J. Láins²

¹Instituto Politécnico de Coimbra - ISEC, Coimbra, Portugal

lroseiro@isec.pt; diogovideiraf@gmail.com; moita@isec.pt; anabela@isec.pt; cparis@isec.pt; ans@isec.pt

²Centro de Medicina de Reabilitação da Região Centro – Rovisco Pais, Tocha, Portugal

filipe.dvcarvalho@yahoo.com; jorgelains@sapo.pt

³Laboratório de Biomecânica Aplicada, Instituto Politécnico de Coimbra, ISEC, Portugal

⁴Centro de Informática e Sistemas - Universidade de Coimbra, Portugal

RESUMO

O acidente vascular cerebral (AVC) é uma das principais causas de incapacidade físico-motora e morte em todo o mundo. O número de sobreviventes também aumentou, embora, na maioria dos casos, apresentem sequelas graves e necessitem de procedimentos de reabilitação para melhorar a qualidade de vida após um AVC. Embora existam muitas ferramentas para apoiar a reabilitação destes pacientes, a emergente evolução tecnológica permite o desenvolvimento de sistemas que tornam a reabilitação mais estimulante, autónoma e eficaz. Este trabalho expõe uma contribuição para essa evolução, apresentando um protótipo funcional para reabilitação de mão, designado por HRS - Hand Rehabilitation System.

Palavras-chave: Biomecânica de Reabilitação, AVC, Scratch

INTRODUÇÃO

O Acidente Vascular Cerebral (AVC) é uma das principais causas de morte e incapacidade no mundo, afetando todos os anos milhares de pessoas. Graças à consciencialização da população com os sintomas e perigos do AVC, e à melhoria na rapidez de intervenção médica após a ocorrência dos acidentes, o número de sobreviventes tem aumentado. Porém, mesmo com a rápida intervenção, na maioria dos casos, as pessoas vítimas de AVC sofrem graves sequelas, sendo necessário entrar em processo de reabilitação física para poder recuperar algumas das funções físicas perdidas aquando do acidente [1]. Contudo, tendo em conta a grande evolução tecnológica a que se tem assistido e as mais-valias que estas trazem no auxílio das avaliações médicas, é cada vez mais usual a utilização de sistemas automatizados no apoio às avaliações clínicas permitindo desta forma diminuir o erro obtido [2]. Também é consensual que o recurso à tecnologia poderá dar um contributo valioso na recuperação destas e doutras doenças, e fazê-lo de forma mais motivadora para o paciente. O sistema biomecânico que se apresenta, designado por HRS (Hand Rehabilitation System) permite a implementação de protocolos de recuperação com diversas atividades associadas à mão, de uma forma descontraída e dinâmica, contrastando com o padrão dos habituais exercícios baseados na manipulação de objetos e atividades do quotidiano. A inclusão de sistemas dinâmicos e com avaliação em tempo real, permite integrar os pacientes de uma forma mais efetiva no processo de recuperação, acompanhando os seus próprios progressos e fazendo a sua própria autoavaliação. Sendo o HRS um sistema automatizado, este dá maior autonomia ao paciente na realização dos exercícios, uma vez que o processo de avaliação é feito pelo sistema, não sendo necessário um acompanhamento a tempo inteiro do terapeuta durante a realização dos exercícios.

HAND REHABILITATION SYSTEM (HRS)

O desenvolvimento do HRS conjugou a aplicação de diversas áreas do conhecimento, desde o desenho e produção de placas de circuito impresso (PCB), a modelação 3D, fabrico aditivo e subtrativo à programação e desenho gráfico de aplicações informáticas. O protótipo (figura 1), combina o uso de componentes estruturais com um conjunto de sensores conectados a uma unidade de processamento. O HRS integra dezasseis elementos que podem ser divididos em quatro grupos principais: Base de Suporte, que permite acoplar e proteger todo o circuito eletrónico, bem como servir de base para os demais componentes que compõem o protótipo; Interface Gráfica, composta por um computador, equipado com sistema operativo Windows, que garante as comunicações entre os jogos e a aplicação desenvolvida, assim como a apresentação gráfica das aplicações que interagem com o utilizador; Sistema de Jogos, composto por dez componentes: duas luvas instrumentadas (mão esquerda e mão direita), seis botões de acionamento, distribuídos em forma de meia-lua, para facilitar o acesso da mão do utilizador e dois sensores piezoresistivos (FSR). Estes elementos funcionam como interface de comando para a execução dos jogos que foram criados. O sistema de medição de força integra quatro componentes (uma folha, uma caneca, uma bola e uma caneta) que fazem a interface entre o paciente e a célula de carga e visam simular diferentes tipos de atividades do quotidiano, de modo a avaliar a força de prensão do utilizador.



Figura 1. Componentes do HRS

Tendo em conta um dos principais objetivos do projeto, a conceção de um equipamento interativo com o paciente, utilizando jogos para a realização de exercícios e avaliações, foi necessário recorrer a software de desenvolvimento gráfico para elaborar as interfaces. Para o efeito foi selecionado um software especificamente desenvolvido para ser utilizado com o microcontrolador Arduino. Optou-se pela utilização do S4A, baseado no software Scratch [3], que permite elaborar jogos interativos com Interfaces simples. Sendo que um dos objetivos passava por criar um conjunto de exercícios para avaliar e estimular a execução dos movimentos do membro superior, foram elaborados quatro jogos distintos e com características específicas para cada exercício implementado, designados por: Jump Ball; Rebenta a Bola; Coleta Estrelas; Reação Luz. A interface destes jogos pode ser visualizada na figura 2.

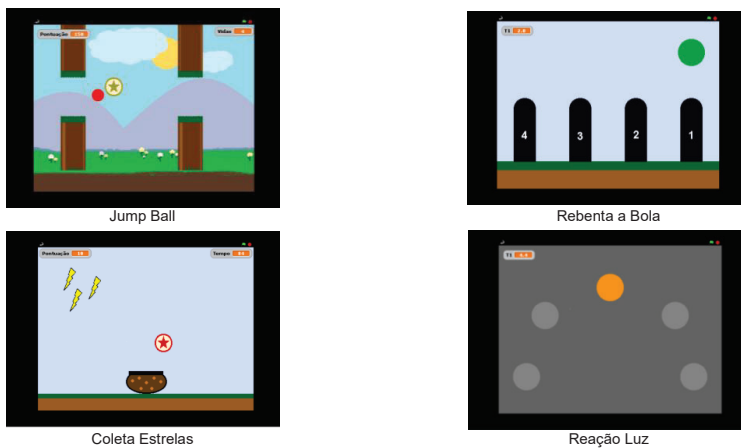


Figura 2. Interface Gráfica dos Jogos do HRS

TESTES FUNCIONAIS E CONCLUSÕES

Os testes de funcionalidade foram feitos com terapeutas e pacientes, que participaram de forma voluntária e consciente nos testes, assinando um consentimento livre, esclarecido e informado. Os resultados obtidos evidenciaram a relevância do HRS, permitindo concluir que reúne as condições necessárias para ser uma ajuda efetiva no processo de reabilitação de pacientes vítimas de AVC, assim como poderá ser uma ferramenta de apoio aos terapeutas no exercício da sua função.

REFERÊNCIAS

- [1] WHO. (19 de Julho de 2017). World Health Organization. Obtido de <http://www.who.int/en/>: [http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs310/en/Roriz, P., Carvalho, L., Frazão, O., Santos, J. L., & Simões, J. A. \(2014\).](http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs310/en/Roriz, P., Carvalho, L., Frazão, O., Santos, J. L., & Simões, J. A. (2014).)
- [2] Fugl-Meyer AR, J. L. (25 de Julho de 2017). Obtido de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1135616>
- [3] Maloney, J., Resnick, M., Rusk, N., Silverman, B. and Eastmond, E. "The Scratch Programming Language and Environment," ACM Trans., vol. 10, no. 4, 2010

Instrumentação otimizada de uma ortótese rígida tornozelo-pé

Fernando Moita^{1,2}, Tiago Fonseca¹, Luis Roseiro¹, Mário Vaz²

¹ Instituto Politécnico de Coimbra - ISEC, Portugal

moita@isec.pt; a21220551@alunos.isec.pt, lroseiro@isec.pt

² Departamento de Engenharia Mecânica, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Portugal
gmavaz@fe.up.pt

RESUMO

As ortóteses do tipo tornozelo-pé (AFO) são produtos de apoio frequentemente prescritos a doentes com hemiparesia espástica, tendo como objetivo o controlo mecânico da espasticidade, do enfraquecimento muscular e da instabilidade articular na ligação tornozelo pé, permitindo, desta forma, uma melhoria no padrão de marcha destes indivíduos. Este trabalho apresenta um conjunto de ideias e o estudo inicial com vista à introdução de diversos sensores numa AFO, que permita a interpretação de parâmetros associados à marcha espástica, a partir da informação proveniente do seu comportamento estrutural.

Palavras-chave: AVC, Marcha Espástica, Biomecânica de Reabilitação, AFO Instrumentada

INTRODUÇÃO

Anualmente, em todo o mundo, milhares de pessoas sofrem de acidente vascular cerebral (AVC) e de traumatismos do trato corticoespinal, muitas delas com consequências físicas permanentes como por exemplo, a hemiplegia espástica [1]. Essa incapacidade física reflete-se num conjunto de défices motores, sensoriais, visuais e cognitivos, resultando numa desorganização dos mecanismos reflexos complexos, que constituem a base do movimento voluntário elaborado. Os efeitos dessas deficiências acabam refletidos nas características cinemáticas e dinâmicas do ciclo da marcha. A diminuição da velocidade e do comprimento da passada, a alteração da cadência e as modificações dos padrões da marcha são algumas das consequências da marcha hemiplérgica espástica [2-4].

A evolução clínica de um paciente portador de uma deficiência motora resultante de lesão do neurónio motor superior depende, entre outros fatores, dos mecanismos de plasticidade cerebral que são potencializados por estímulos externos repetitivos ao longo de meses ou anos de reabilitação com fisioterapeuta [5]. Além das diversas modalidades fisioterapêuticas disponíveis para o tratamento de pacientes com hemiplegia espástica, a medicina oferece também recursos farmacológicos que incluem a aplicação de toxina botulínica. Acresce ainda, o consenso internacional de que a redução da espasticidade localizada (ou seja, nos membros superiores ou inferiores) e a melhoria do desempenho funcional dos pacientes é mais eficiente com uma combinação de toxina botulínica e fisioterapia [6-7]. Contudo, o efeito da aplicação da toxina botulínica tem duração limitada, necessitando de repetidas aplicações para que o efeito seja mantido.

Além disso, deve ser tido em conta que alguns indivíduos com hemiplegia podem beneficiar com a utilização de algum tipo de ortótese para estabilizar a articulação, ajudar com a caminhada e manter o tronco ereto durante as atividades de fisioterapia. Com esse objetivo, propomo-nos a desenvolver uma ortótese tornozelo-pé (AFO) instrumentada, que permita a interpretação biomecânica da postura do pé, a evolução da recuperação da marcha espástica e também, a evolução do efeito da toxina botulínica de modo a antever a próxima aplicação, que depende, entre outros fatores, da intensidade da resposta à aplicação, do tamanho do músculo, da atividade muscular e de fatores individuais.

O foco deste trabalho consiste em estimar os movimentos patológicos das três articulações mais importantes do pé (articulação tibiotársica - dorsiflexão e flexão plantar; articulação subtalar - inversão e evensão; articulação médio-társica - adução e abdução), tendo como base a informação do comportamento estrutural de uma AFO. Analisando as deflexões e as deformações da AFO na zona inferior da perna, estes movimentos podem ser quantificados. Dessa forma, analisando a flexão máxima do movimento e a deformação produzida em diferentes zonas da AFO é possível idealizar o local onde colocar os respetivos sensores. Os movimentos de dorsiflexão e flexão irão impor elevadas amplitudes de flexão. A escolha do sensor que irá monitorizar esse movimento terá de ter em conta a sua amplitude máxima. Por outro lado, a monitorização dos movimentos de inversão e aversão assim como adução e abdução requerem uma análise cuidada das direções principais de deformação, em planos diagonais da parte anterior da perna, de modo a otimizar o sensor a colocar. Para além disso, pretende-se implementar técnicas de "energy harvesting" neste tipo de instrumentação. Assim, importa determinar os pontos de máxima deformação para maximizar do rendimento dos transdutores piezoelétricos a utilizar. Para a correta avaliação dos parâmetros envolvidos, é necessário identificar e estimar o comportamento mecânico da AFO a instrumentar, por forma a escolher a melhor posição para colocar os sensores que se pretendem implementar, nomeadamente de flexão, inclinação, força, geradores piezoelétricos de energia, acelerómetros, entre outros.

ESTUDO NUMÉRICO PRELIMINAR

A avaliação numérica preliminar considera uma AFO em material polimérico (figura 1 a), habitualmente utilizada por pacientes com hemiparesia ou hemiplegia espástica. A primeira etapa do trabalho inclui um processo de engenharia inversa, recorrendo a um *Scanner Sense 3D* e ao software *Geomagic*, que permitiu obter a geometria 3D da AFO considerada (figura 1 b). O estudo numérico da AFO foi desenvolvido com base no método dos elementos finitos, através do software *Solidworks*, com um modelo do tipo casca obtido com elementos triangulares parabólicos de 6 nós e 6 graus de liberdade por nó (3 translações e 3 rotações). A figura 1 – c) mostra a malha de elementos finitos, (21230 Elementos), e a figura 1 c) uma distribuição de deformações numa direção definida no plano sagital. As condições de fronteira do modelo consideram a restrição de todos os graus de liberdade na zona superior da AFO, correspondente à zona equivalente ao contacto com o músculo da perna numa situação de utilização.

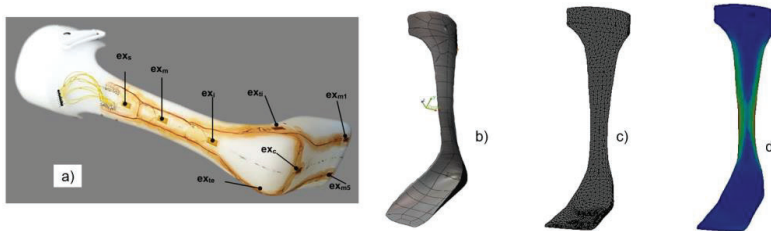


Figura 1. AFO considerada: a) Instrumentada com a extensómetros lineares; b) Modelo 3D da AFO; c) Malha de elementos finitos; d) Distribuição das deformações numa direção aproximada ao eixo da perna.

A figura 2 apresenta a distribuição de deformações na direção relativa ao eixo da perna, para a solicitação considerada (10 N na extremidade da AFO), assim como a a curva com um conjunto de valores discretos de deformação.

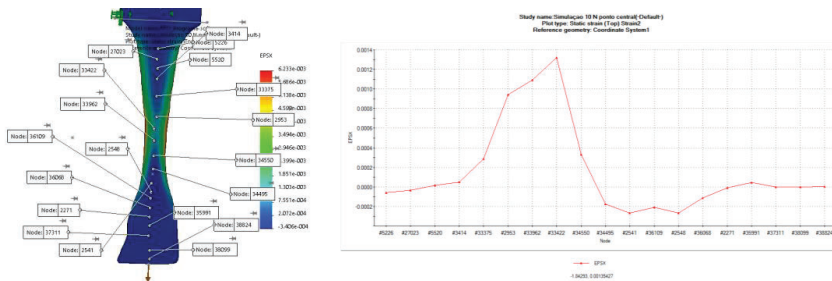


Figura 2. Distribuição de deformações e valores discretos para um teste com carga de 10N.

A partir dos resultados da simulação preliminar é já possível identificar a posição mais adequada para colocar um “*energy harvester*” de forma a maximizar a sua potência gerada, ou ainda escolher a localização que salvguarde as restrições mecânicas impostas por um sensor de flexão.

REFERÊNCIAS

- [1] Mackay, J., Mensah, G.A., (2004). The atlas of heart disease and stroke. Geneva: World Health Organization.
- [2] Eng, J., Chu, K., (2002). Reliability and comparison of weight-bearing ability during standing tasks for individuals with chronic stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 83, Issue 8, pp. 1138-1144.
- [3] Galli, M., et al., (2010). Gait patterns in hemiplegic children with Cerebral Palsy: Comparison of right and left hemiplegia. *Research in Developmental Disabilities*, Vol. 31, Issue 6, pp. 1340-1345.
- [4] Goldie, P., Matyas, T., Evans, O., (1996). Deficit and change in gait velocity during rehabilitation after stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 77, Issue 10, pp. 1074-1082.
- [5] Pollock A, St George B, Fenton M, Firkins L, (2014). Top 10 research priorities relating to life after stroke—consensus from stroke survivors, caregivers, and health professionals. *Int J Stroke*. 9(3):313–20.
- [6] Sheehan G, Lannin NA, Turner-Stokes L, Rawicki B, Snows BJ, (2010). Botulinum toxin assessment, intervention and aftercare for upper limb hyper tonicity in adults: international consensus statement. *Eur J Neurol*;17:74–93.
- [7] Oliver J, Esquenazi A, Fung VS, Singer BJ, Ward AB, (2010). Botulinum toxin assessment, intervention and aftercare for lower limb disorders of movement and muscle tone in adults: international consensus statement. *Eur J Neurol*. 2010;17 (Suppl 2):57–73.

Development of a computer interface for a restorative therapy and rehabilitation support equipment

Luis Soares¹, Anabela Gomes^{1,2}, César Páris¹, Álvaro Santos¹, Luis Roseiro¹

¹ Coimbra Polytechnic - ISEC, Coimbra, Portugal

² Centre for Informatics and Systems - University of Coimbra, Portugal
a21240440@alunos.isec.pt ; anabela@isec.pt ; cparis@isec.pt ; ans@isec.pt ; lroseiro@isec.pt

ABSTRACT

The advancement of virtual reality technology has enabled new systems to be developed for physical rehabilitation purposes. Although these types of systems are just starting to be used, studies have shown they are effective and improve patient's enjoyment and motivation. This document presents a prototype of a computer interface and features of a future web application to be developed in the context of the ExoBike project. This is a system with rehabilitation purposes enabling the recovery, training and early diagnosis of patients with physical and neurodegenerative diseases. The ExoBike project is a work still under development, which not only includes mechanical and electronic equipment but also computer applications. The current step, which is the main aim of this paper, is to improve the prototype of the computer interface, in order to proceed to the development of a web application to be used by medical professionals and patients. Subsequently, usability and user experience tests will be conducted in order to evaluate and validate the ExoBike system.

Keywords: Rehabilitation, Stationary bicycle, Virtual reality, Biomechanics

INTRODUCTION

In recent years, advancements in technology associated with innovative methodologies have allowed the development of innovative systems based on virtual reality, with the purpose of studying and analysing the impact of such systems in the rehabilitation process of patients. Virtual Reality technology (VR) has been used for several decades in different areas, including physical rehabilitation (Greenleaf & Tovar, 1994; Kuhlen & Dohle, 1995). Although traditional face-to-face rehabilitation methods have been used for many years, one study (Howard, 2017) concludes that, even though virtual reality-based rehabilitation systems are just starting to be used, they are already more effective than traditional rehabilitation methods, bringing additional enjoyment and motivation. The work component presented is an integral part of the development of a system called ExoBike (Gomes *et al.*, 2018) for the rehabilitation of individuals who suffered injuries, as well as in the recovery, training and early diagnosis of patients with physical and neuro degenerative diseases. The ExoBike is a mechanical equipment similar to a bicycle that takes over the function of an exoskeleton, with a set of sensors and actuators that enables a dynamic system that adapts to the needs of patients. Patient movements are monitored through a set of wireless sensor networks, complemented by a virtual reality solution strongly correlated with reality. The ExoBike allows medical professionals to put into practice adapted therapies with adjusted efforts for different patients until a specific goal is achieved.

ARCHITECTURE

The architecture of the ExoBike system (Figure 1) is divided into three main modules: Bicycle and sensors, Central processing and Clients. The sensors module is composed of the mechanical component and the multiple sensors (inertial and force sensors, oximeter, electrocardiogram, electroencephalography and electromyography). The central processing module is where all processing, storage and data flow from sensors and clients takes place. The client's module is composed of web clients (Professional Medic and Patient) and the virtual reality client. The data captured by the sensors is transmitted to the "Input/Output" component. This component is responsible for receiving the raw data and sending it to the several "post-processing modules". These modules are responsible for processing and analysing the raw data, using sensor fusion algorithms, to generate usable data to be used in other components of the system and to generate useful information for medical professionals. As raw data is processed, it is inserted into the database and sent to the "Medical Professional" and "Virtual Reality" clients through the "Data Access" component. The data flow that takes place while the patient is having a session on the bicycle is performed in real time. The "Data Access" component also allows the "Medical Professional" and "Patient" clients to access the data stored in the database at any time through a web API (Application Programming Interface).

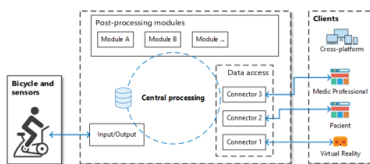


Figure 1. Architecture of the ExoBike system

MEDICAL PROFESSIONAL PROFILE

The web application allows a medical professional to monitor patient's therapy sessions, as well as evaluate their progress. A medical professional can customize a session according to the patient and his/her medical condition, in order to monitor the patient in the way the professional considers to be the most convenient. Before a medical professional starts a session, it should be set up using the following steps: choosing a patient, which includes selecting a patient from the patient list; set the bike parameters, in other words, adjust the height and the inclination of the saddle as well as the height of the handlebar; define the goals of the session, which means, the type of session (training or evaluation) and other objectives such as the number of laps of the circuit, a minimum speed to be achieved during the course or a minimum session duration to be achieved; and choose the data to be viewed/monitored (such as heart rate, blood pressure, oximetry, current speed, distance travelled, pedal force, grasp force, centre of gravity on the saddle, back inclination and knee angle). The goals are not only intended to challenge the patient to do better, but also avoid the monotony of the rehabilitation process, improving the effectiveness of the treatment. When there's an ongoing session, the values related to the sensors are updated according to the frequency defined for each one, and in this way the medical professional monitors the session in real time. During a session the medical professional has the possibility to change the data that is being monitored, adding or removing data that is needed, and also to view how near or far the patient is from his/her goals when compared to the defined goals. The session ends after the patient has reached the defined goals or if the medical professional stops it manually.

PATIENT PROFILE

The patient, who rides the bicycle during the therapy sessions, is motivated by a virtual environment, visually attractive, composed of several gamification strategies and a scenario that simulates a real environment. The scenario intends to represent a natural landscape, where there are several trees, a lagoon, buildings, and several fixed circuits that the patient will have to follow. The choice of a scenario based on a natural landscape aims to provide the patient with a fun yet calm and serene experience. As the patient rides the bicycle during the therapy session, the carried-out effort is reflected in the virtual environment, which can be viewed through a monitor that will be in front of the patient, or through a virtual reality headset. The patient can authenticate in the web application, where personal information and several session details could be viewed.

CONCLUSION AND FUTURE WORK

This document presents a prototype of a computer interface and features of a web application being developed in the context of the ExoBike project. In the ExoBike system, the computer interface has a great importance in the functioning of the whole system. It is through the computer interface that information collected in real time from sensors, included on the bicycle and on the patient, can be used by the medical professionals, directly or after processing, in the adequacy of the efforts and in the training plan to be performed by a patient, in the analysis and evaluation of a patient's progress. Subsequently, usability and user experience tests will be conducted in order to evaluate and validate the ExoBike system.

Acknowledgment

This work is co-financed by the European Regional Development Fund (ERDF), through the partnership agreement Portugal2020 – Regional Operation Program CENTRO2020, under the project CENTRO-01-0145-FEDER-00000 SAICT-POL/24013/2016: Exo Bike - Biomechanical Equipment for Restorative Therapy and Rehabilitation.

REFERENCES

- Gomes, A., Santos, Á., Alcobia, C., Páris, C., Rasteiro, D., Bigotte, E., ... Roseiro, L. (2018). Development of a Biomechanical Bike with Assistive Technologies to Be Used for Rehabilitation. In *Human Systems Engineering and Design* (pp. 968–973). Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-030-02053-8_147
- Greenleaf, W. J., & Tovar, M. A. (1994). Augmenting reality in rehabilitation medicine. *Artificial Intelligence In Medicine*, 6(4), 289–299. [https://doi.org/10.1016/0933-3657\(94\)90034-5](https://doi.org/10.1016/0933-3657(94)90034-5)
- Howard, M. C. (2017). A meta-analysis and systematic literature review of virtual reality rehabilitation programs. *Computers in Human Behavior*, 70, 317–327. <https://doi.org/10.1016/j.chb.2017.01.013>
- Kuhlen, T., & Dohle, C. (1995). Virtual reality for physically disabled people. *Computers in Biology and Medicine*, 25(2), 205–211. [https://doi.org/10.1016/0010-4825\(94\)00039-5](https://doi.org/10.1016/0010-4825(94)00039-5)

Validação de um sistema de sensores inerciais no batimento de direita no ténis

Bruno Pedro e António P. Veloso

Faculdade de Motricidade Humana, Universidade de Lisboa, Portugal
bmpedro@fmh.ulisboa.pt, apveloso@fmh.ulisboa.pt

RESUMO

O objetivo do estudo foi comparar um sistema de sensores inerciais (SSI) com um sistema de ótico (SO) de câmaras infravermelhas na recolha de variáveis cinemáticas do membro superior dominante (ombro e cotovelo) durante execução do gesto técnico de direita no ténis. Seis jogadores experientes e quatro de nível amador realizaram cinco batimentos de direita contra uma lona de algodão de 4x3 metros. Os dados cinemáticos foram capturados através do SSI (Xsens MVN) sincronizado com SO através do software Qualisys Track Manager. O processamento de dados foi realizado com software Visual 3D. Para comparação dos dados de ambos os sistemas foi utilizado um coeficiente de correlação múltipla (CMC) e a raiz do erro quadrático médio (RMSE). Os resultados demonstraram maior precisão do SSI na rotação interna/externa do ombro com valores médios de CMC de 0.96 e de RMS de 5,1°. De forma geral o SSI apresentou uma muito boa precisão comparativamente ao SO.

Palavras-chave: Xsens MVN, performance, direita no ténis, sensores inerciais.

INTRODUÇÃO

No ténis o gesto técnico de direita é o segundo batimento mais importante ¹, no qual a perícia desenvolvida pelos atletas representa um fator crítico para atingir uma performance de excelência ². Os estudos cinemáticos nesta área utilizam na maioria das vezes SO ^{3,4} assim como em outras modalidades. Apesar de serem considerados os sistemas de referência para análise cinemática ⁵ os sistemas de câmaras são normalmente utilizados dentro dos laboratórios representando um considerável esforço quando utilizados fora do laboratório ⁶. Um Sistema alternativo são os SSI, apresentado vantagens por serem mais leves, portáteis e terem um baixo consumo de energia, simplificando a recolha de dados fora do laboratório ⁷. Estudos nesta área avaliaram a precisão dos SSI comparando-os com sistemas optoelectrónicos. Robert-Lachaine et al., (2017b) demonstrou que as diferenças ao nível do ombro quando comparados 2 modelos biomecânicos diferentes podem chegar aos 40°RMSE, por outro lado demonstrou que os SII Xsens MVN apresentaram uma maior precisão quando através da "T-pose" comparativamente com a "N-pose" Robert-Lachaine et al., (2017a). Outro estudo ⁹ comparando os dois sistemas durante a marcha refere que o SSI Xsens é mais preciso na flexão/extensão do joelho (CMC>0,96). Blair, Duthie, Robertson, Hopkins, & Ball, (2018)¹⁰ demonstraram níveis aceitáveis de validação nos sensores inerciais para os membros inferiores quando comparado com um sistema optoelectrónico em remates de diferentes modalidades e defendendo o uso de SSI em movimentos de alta velocidade. Vários estudos demonstraram a precisão e confiabilidade dos SSI, no entanto o grau de precisão é específico da tarefa, sendo normalmente comparados com sistemas optoelectrónicos⁵. Apesar de existirem vários estudos realizados, não encontramos referências à comparação deste sistema no ténis, mais especificamente no gesto técnico de direita. Deste modo, o objetivo deste estudo foi comparar a cinemática do membro superior dominante e tronco com um sistema optoelectrónico durante a execução do gesto técnico de direita no ténis.

MÉTODOS

Participaram neste estudo 10 jogadores de ténis (6 experientes e 4 amadores). As recolhas experimentais foram realizadas no laboratório de biomecânica e morfologia funcional da faculdade de motricidade humana. Cada participante realizou 5 repetições do batimento de direita contra uma superfície de algodão de 4X3 metros. Medidas antropométricas de altura, envergadura, altura do joelho e coxa, largura e altura dos ombros foram utilizadas no modelo de SSI. Estas medidas combinadas com os procedimentos de calibração (n-pose, walk e t-pose) serviram para o alinhamento dos sensores com os segmentos de cada participante ¹¹. Para a construção do modelo construído a partir de marcas refletoras ao qual chamaremos modelo ótico (MO), o qual serviu para comparar os resultados do SSI foi obtido através de 9 câmaras (Oquos 300). Foram utilizadas 84 marcas refletoras (25mm de diâmetro), colocadas no 1º, 2º e 5º metatarso, calcâneo, maléolo medial e lateral, epicôndilo lateral e medial do fémur, espinhas ilíacas ântero-superiores e espinhas ilíacas pósterio-superiores, C7, T10, externo, apêndice xifoide, cabeça do rádio e ulna, acrómio clavicular, epicôndilo lateral e medial do úmero e 2º e 5º metacarpo. Foram também utilizados oito clusters com 4 marcas refletoras cada que foram colocados nas pernas, coxas, braços e antebraços. O SSI consiste em 17 SI que foram colocados nos pés, pernas, coxas, pélvis, externo, cabeça, omoplatas, braços, antebraços e mãos.

Os dois sistemas foram sincronizados entre o software Xsens MVN Analyse (version 2018.0.3) e o Qualisys Track Manager (version 2.17) e capturados a 240Hz. Os dados cinemáticos foram tratados no software Qualisys Track Manager 2.17 e processados no Visual 3D (C-motion, Inc. Germantown, USA). A semelhança entre as curvas dos dois sistemas foram avaliadas entre os ângulos medidos pelo SSI e pelo SO utilizando um coeficiente de múltipla correlação (CMC)¹². Estes valores foram previamente utilizados para quantificar a semelhança entre curvas onde valores entre 0.75-0.84, 0.85-0.94 e 0.95-1 são considerados bom, muito bom e excelente¹³ respetivamente. Foi também utilizada a raiz do erro quadrático médio (RMS) para comparar as curvas entre os sistemas.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados representativos de um participante são apresentados na figura 1. A rotação interna e externa do ombro parecem ser as curvas que mais se assemelha, sendo esta semelhança entre as duas reforçada pelo maior valor de CMC (0.97). Os valores médios de RMSE e de CMC para dos 10 sujeitos comparando entre os dois métodos foram de $12.8 \pm 5.4^\circ$ e 0.83, $16.0 \pm 7.8^\circ$ e 0.93, e de $16.2 \pm 5.1^\circ$ e 0.96 no que diz ao ombro no eixo ântero-posterior, medio-lateral e axial respetivamente. Os valores médios para os para o cotovelo no eixo medio-lateral foram de $12.38 \pm 6.0^\circ$ RMSE e CMC 0.80.

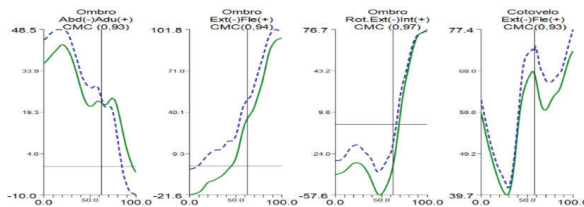


Figura 1 – Curvas e valores de CMC durante uma execução do batimento de direita de um participante desde o início da fase de aceleração até ao final da fase de finalização. A linha sólida representa o SO e a linha a tracejado representa o SSI. A linha vertical o instante do impacto.

O sistema de sensores inerciais parece ter uma excelente capacidade de estimar a rotação interna e externa do ombro e muito boa em movimentos de flexão/extensão e abdução/adução do ombro, com uma elevada semelhança nas suas curvas durante a fase de aceleração até ao final da fase de acompanhamento numa direita no ténis. Os resultados de RMSE nos três eixos articulares do ombro são inferiores ao reportados num estudo⁶ que comparou um SSI com um SO em tarefas de manuseio de materiais, sendo os de CMC superiores. Por outro lado, esse mesmo estudo apresentou um valor de CMC para a flexão/extensão do cotovelo ligeiramente superior (0.96). Valores semelhantes (CMC<0.96) foram reportados⁹ nos movimentos de flexão/extensão das três articulações do membro inferior na execução de várias atividades. Podemos considerar que os resultados representam uma boa validação relativamente do SSI quando comparado com o SO. Todavia é necessária alguma cautela sempre que se comparam sistemas e movimentos distintos.

REFERÊNCIAS

- [1] Reid M, Elliott B, Crespo M. Mechanics and learning practices Associated with the Tennis forehand: A review. *J Sport Sci Med*. 2013;12:225-231.
- [2] Landlinger J, Lindinger S, Stöggel T, Wagner H, Müller E. Key factors and timing patterns in the tennis forehand of different skill levels. *J Sport Sci Med*. 2010;9(4):643-651.
- [3] Elliott B, Marsh T, Overheu P. A biomechanical comparison of the multisegment and single unit topspin forehand drives in tennis. *Int J Sport Biomech*. 1989;5:350-364.
- [4] Seeley MK, Funk MD, Denning WM, Hager RL, Hopkins JT. Tennis forehand kinematics change as post-impact ball speed is altered. *Sports Biomech*. 2011;10(4):415-426. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22303791>.
- [5] Cuesta-Vargas AI, Galán-Mercant A, Williams JM. The use of inertial sensors system for human motion analysis. *Phys Ther Rev*. 2010;15(6):462-473. doi:10.1179/1743288X11Y.0000000006
- [6] Robert-Lachaine X, Mecheri H, Larue C, Plamondon A. Validation of inertial measurement units with an optoelectronic system for whole-body motion analysis. *Med Biol Eng Comput*. 2017;55(4):609-619. doi:10.1007/s11517-016-1537-2
- [7] Vries WHK De, Veeger HEJ, Baten CTM, Helm FCT Van Der. Gait & Posture Magnetic distortion in motion labs , implications for validating inertial magnetic sensors. 2009;29:535-541. doi:10.1016/j.gaitpost.2008.12.004
- [8] Robert-Lachaine X, Mecheri H, Larue C, Plamondon A. Accuracy and repeatability of single-pose calibration of inertial measurement units for whole-body motion analysis. *Gait Posture*. 2017;54:80-86. doi:10.1016/j.gaitpost.2017.02.029
- [9] Zhang JT, Novak AC, Brouwer B, Li Q. Concurrent validation of Xsens MVN measurement of lower limb joint angular kinematics. *Physiol Meas*. 2013;34(8). doi:10.1088/0967-3334/34/8/N63
- [10] Blair S, Duthie G, Robertson S, Hopkins W, Ball K. Concurrent validation of an inertial measurement system to quantify kicking biomechanics in four football codes. *J Biomech*. 2018;73:24-32. doi:10.1016/j.jbiomech.2018.03.03

Avaliação geométrica de implantes contendo paredes inclinadas sem estruturas de suporte durante a produção em processos de fabricação aditiva

Inês Lemos¹, Henrique A. Almeida^{1,2}, Mário S. Correia^{1,3}

¹ ESTG, Instituto Politécnico de Leiria, Portugal, 2151433@my.ipleiria.pt

² CIIC, Instituto Politécnico de Leiria, Portugal, henrique.almeida@ipleiria.pt

³ CEMMPRE, Universidade de Coimbra, Portugal, mario.correia@ipleiria.pt

RESUMO

As tecnologias em geral têm avançado significativamente ao longo dos anos. A fabricação aditiva é uma das tecnologias que está em constante crescimento numa questão de aplicações, materiais, processos e máquinas. Existem alguns constrangimentos em consequência do crescimento acelerado, sendo que em alguns casos os modelos precisam de construir estruturas de suporte o que torna o processo de produção mais lento, acrescido do facto de modificar a rugosidade da superfície de contacto entre a peça e as estruturas de suporte. No caso de peças frágeis, a remoção manual ou por dissolução das estruturas de suporte, poderá ainda danificar a peça pretendida. Um exemplo de peças frágeis, onde a remoção das estruturas de suporte poderá por em causa a viabilidade da peça são os *scaffolds*, que são implantes temporários para aplicações de engenharia de tecidos e/ou medicina regenerativa no sector da saúde. Os *scaffolds* são geometrias altamente porosas, tornando complexo a remoção das estruturas de suporte de forma manual e não podem ser contaminadas por solventes como no caso da dissolução das estruturas de suporte. Assim sendo, o foco deste estudo é avaliar a necessidade da existência de estruturas de suporte num conjunto de modelos definidos com uma geometria específica. O trabalho consistiu por produzir modelos com paredes inclinadas através do processo de FDM para perceber os diferentes comportamentos das formas e concluir até que ponto é possível produzir uma peça sem estruturas de suporte dentro dos parâmetros definidos.

Palavras-chave: Fabricação aditiva, FDM, Material de Suporte, Paredes Inclinadas, Aplicações Médicas.

INTRODUÇÃO

As tecnologias aditivas têm emergido de forma exponencial em vários sectores industriais, nomeadamente no sector da saúde. Neste sector em específico, os processos de fabricação aditiva têm sido utilizados para a produção de implantes exteriores e interiores ao corpo com soluções de implantes permanentes e implantes temporários. Os implantes temporários, também designados por matrizes de suporte (*scaffolds*), são utilizados para aplicações de medicina regenerativa e engenharia de tecidos (Almeida et al. 2018). Neste caso em particular, os processos de fabricação por extrusão têm sido bastante desenvolvidos pela capacidade de processar uma larga gama de materiais poliméricos, sendo o processo de fabrico mais utilizado.

O processo de fabricação aditiva por extrusão foi desenvolvido por Scott Crump sob designação de *Fused Deposition Modelling* (FDM). Este processo baseia-se na extrusão de um material termoplástico através de uma pequena fiação. O material sob a forma de fio é alimentado através de uma bobine. Uma cabeça de extrusão varre a área requerida para depositar o material de modo homogéneo em cada camada, no qual vai solidificando durante o arrefecimento. Quando a camada se encontra completamente preenchida a plataforma que suporta o objeto em construção é ajustada em altura e o ciclo de extrusão para deposição de uma nova camada é iniciado (Almeida et al. 2018). Para auxiliar a produção da peça no espaço tridimensional, a cabeça de extrusão possui um segundo bico para a extrusão de material para o fabrico de suportes. No final do fabrico da peça, as estruturas de suporte são removidas de forma manual ou por dissolução num líquido solvente.

Em relação à produção dos *scaffolds* por processos de extrusão aditiva apresenta um cuidado adicional. Os materiais a serem utilizados para a produção dos *scaffolds* têm de ser biopolímeros e possuir propriedades de biocompatibilidade (Almeida et al. 2018). O facto de os materiais em si já serem sensíveis, manusear os implantes manualmente ou aplicar uma solução solvente para os remover, resultará numa contaminação do *scaffold*. Inúmeros investigadores e fabricantes de máquinas têm desenvolvido estratégias de fabrico por forma a evitar a construção de estruturas de suporte.

Considerando que os processos de fabricação aditiva são capazes de produzir modelos físicos sem qualquer limitação geométrica, a mesma tem de ser garantida quando a produção ocorre sem estruturas de

suporte. Para que se possa dar resposta a esta questão, o objetivo consiste em proceder à avaliação dimensional de peças que foram produzidas sem estruturas de suporte.

MATERIAIS E MÉTODOS

Em aplicações médicas, os *scaffolds* podem ter geometrias altamente complexas, que neste caso, iria tornar o estudo mais complexo e de difícil execução. Neste sentido, para que se possa fazer o estudo proposto, decidiu-se produzir geometrias cônicas com várias inclinações de parede (ver figura 1) em material ABS e na impressora *Mojo* da *Stratasys*. O equipamento *Mojo* é um sistema de produção fechado onde não é possível mudar variáveis de processamento, ficando somente em análise a necessidade de estruturas de suporte em função da geometria. Após a sua produção, recorreu-se a um equipamento de digitalização 3D *ATOS Core* para captar o modelo digital da peça produzida. Após a obtenção dos modelos digitais dos modelos físicos, o passo seguinte consistiu em efetuar uma comparação geométrica entre os modelos digitais obtidos e os modelos CAD originalmente modelados para a produção das peças no equipamento de FDM.

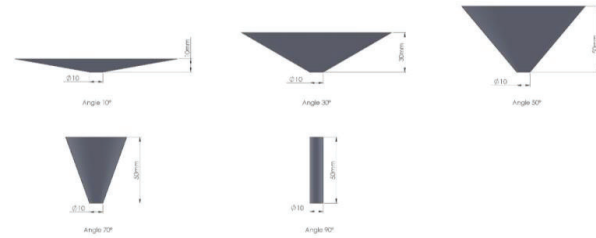


Figura 1. Ilustração dos modelos utilizados no estudo.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Esta pesquisa detalha uma análise experimental em modelos impressos por FDM com diferentes paredes inclinadas sem a existência de estruturas de suporte durante a produção. De acordo com os resultados observados, tornou-se evidente que paredes inclinadas necessitam de estruturas de suporte quando é necessário garantir o rigor dimensional das peças na produção. A figura 2 ilustra uma avaliação 3D e uma avaliação 2D entre o modelo CAD e respetivo modelo físico.

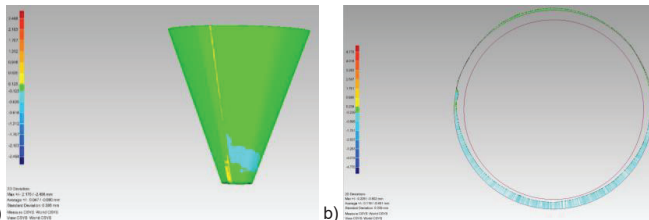


Figura 2. Comparação entre o modelo CAD original e o modelo digitalizado: a) avaliação 3D e b) uma avaliação 2D no plano.

Ainda foi possível observar que quando o ângulo diminui, o modelo torna-se mais frágil. Devido à forma como o modelo está a ser construído, em cone invertido, faz com que a quantidade de material depositado em cada camada vá aumentando porque o perímetro da deposição é cada vez maior. Deste modo a maior quantidade de material a aderir na nova camada é cada vez mais difícil e então, para ângulos menores, a estrutura colapsa sendo necessária a utilização de estruturas de suporte.

A remoção da estrutura de suporte pode danificar o modelo, criando uma superfície áspera. Em casos de modelos de paredes com espessuras muito finas, o modelo pode colapsar durante a remoção dos suportes.

REFERÊNCIAS

Almeida, H.A., Costa, A.F.D., Ramos, C.A.R., Torres, C., Minondo, M., Bártolo, P.J.S., Nunes, A.A., Takanori, D.K. & da Silva, J.V.L (2018) "Additive Manufacturing Systems for Medical Applications: Case Studies", in Additive Manufacturing – Developments in Training and Education, E. Pei, M.M. Verona & A. Bernard (Eds.), Springer, 187-209. https://doi.org/10.1007/978-3-319-76084-1_13

Orthosis design methodology - Camptocormia brace

Ricardo Duarte¹, António Ramos², Michel Mesnard¹

¹Université de Bordeaux, France
ricardo.duarte@u-bordeaux.fr, michel.mesnard@u-bordeaux.fr

²Universidade de Aveiro, Portugal
a.ramos@ua.pt

ABSTRACT

The design of medical devices is a very complex domain that requires profound knowledge in many different fields. For that reason a multidisciplinary team should be involved during the development of the device. This fact generates in many cases several problems during the development process. A way to solve this is by establishing a designing methodology that will structure the designing process. The present work developed an orthosis design methodology to guide the mechanical designer during the development of articular orthosis. This methodology was then applied to the development of a postural brace to help in the treatment of camptocormia.

Key words: Biomedical devices, biomedical design, design methodology, orthosis, brace.

INTRODUCTION

The domain of medical devices is very demanding since the pleasant contact between device and user is a huge requirement. Orthotics is a good example of this. However, being a class 1 medical device, there are no strict rules imposed during the development process. Because of that, it often lies on the empirical knowledge of the companies, which may originate unadapted products and consequently the abandon by the users.

One way to work around this problem is by applying design methodologies that should be used during the orthotics development process, taking into account the different knowledge domains that are required for the development of an orthosis.

According to this, the objective of this work was to establish a design methodology to structure the orthosis development process and then apply it to the development of a new orthosis to help in the treatment of camptocormia.

This disease is characterized by the anterior-flexion of the trunk during both walking and standing positions. This flexion increases with the fatigue, but it is completely reversible, which means that the patient may redress himself by pushing the waist with his hands or laying against a wall [1], [2].

MATERIALS AND METHODS

An orthosis typology (orthosis with mechanism and orthosis without mechanism) and its life cycle were defined, in order to identify precisely which needs and domain knowledge is necessary in each step of the development process (Figure 1).

The proposed methodology was composed by six stages (*mechanism research, concept, displacement and dimensional constraints, comfort adaptations, blocking definition, orthosis definition and orthosis design qualification*) and was based on Pahl & Beitz typical development process (conceptual design, embodiment design, and detailed design) [3].

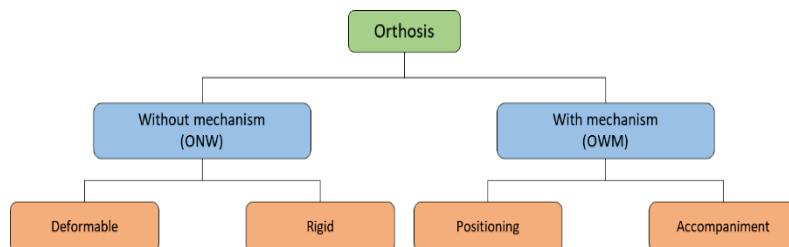


Figure 1: Orthosis typology.

Through the medical domain that composes the designing team the orthosis specifications were defined (Table 1).

Table 1: Brace design specifications.

	N	Functions	Criteria	Level
Mechanism	1	Admit a vertical adjustment	T_y	$0 \leq T_y \leq 200mm$
	2	Be easily removable	Tasks	Tasks ≤ 4
	3	Reduce the number of solids	Solids	Solids ≤ 4
	4	Resist to the collapse of the trunk	Euler's force	Euler's force $\leq 100N$
	5	Be lightweight	Mass	$m \leq 300g$
	N	Functions	Criteria	Level
Supports	6	Easy positioning	Steps	Steps ≤ 5
		Reproducible positioning	Mass	$m \leq 500g$
	7	Admit a morphological fit	Visual marks	Visual marks ≥ 1
	8	Easy opening	Squashing	$5\% \leq \text{Squashing} \leq 15\%$
	9	Easy positioning	Steps	Steps ≤ 2

RESULTS

Based on the defined specifications the mechanical design team developed a design methodology and a brace capable to redress the trunk of the camptocormia patient. An articular mechanism composed by three pivot links which permits vertical displacements between the two supports.

DISCUSSION/CONCLUSIONS

The orthosis design methodology developed in this work, used in the development of a brace to treat camptocormia, permits to structure any orthosis design process.

Acknowledgements

The authors gratefully acknowledge funding from ANRT & Lagarrigue SAS Pessac, France.

REFERENCES

- [1] M. Laroche, "La camptocormie du sujet âgé," *Rev. du Rhum. Monogr.*, vol.78, no.1, pp. 22-5, 2011.
- [2] M. P. de Sèze, A. Creuzé, M. de Sèze, and J. M. Mazaux, "An orthosis and physiotherapy program for camptocormia: A prospective case study," *J. Rehabil. Med.*, vol.40, no.9, pp. 761-5, 2008.
- [3] G. Pahl, W. Beitz, J. Feldhusen, and K. H. Grote, *Engineering design - A systematic approach*, 3rd ed. Springer, 2007.

Biological and mechanical properties of bone cement with nanoparticles - *In vivo* and *in vitro* research

Beata Świeczko-Żurek¹, Marcin Wekwejt¹, Anita Kajzer², Wojciech Kazjer²
Karolina Siwicka³, Antonio Ramos⁴, Michel Mesnard⁵, Jean-Marc Olive⁵

¹ Gdansk University of Technology, Poland, beata.swieczko-zurek@pg.edu.pl and marcin.wekwejt@wp.pl

² Silesian University of Technology, Poland, anita.kajzer@polsl.pl and Wojciech.Kajzer@polsl.pl

³ Gdansk University of Physical Education and Sport, Poland, karolina.siwicka@awf.gda.pl

⁴ Universidade de Aveiro, Portugal, a.ramos@ua.pt

⁵ Université de Bordeaux, France, michel.mesnard@u-bordeaux.fr and jean-marc.olive@u-bordeaux.fr

ABSTRACT

Despite antibiotics preventive treatment, before and after an implant implementation, risks of infection are real. These infections at the implant surface develop in a few months after applying them into the body. To prevent the development of bacteria and to reduce the risk of infection, implants coated with nanoparticles come into use.

The Mechanical Department of the Technical University of Gdansk carried out a research with the use of bone cement and metal nanoparticles used as an alternative to antibiotics [1-3]. Thus far, bone cement was used without supplement or with one or two drugs.

These new experiments included pure bone cement with nanometals, without drugs. The titanium specimens were covered with such coatings. Some specimens were inserted into rat's thigh for six weeks. Afterwards the implant was removed from the body and examined by means of scanning electron microscope. The results of the research were positive: there was a good adhesion of osteoblasts on the implant surface and there were no traces of infection.

Biological researches have also been carried out. Boneless samples were placed into a bacterial liquid generated by the researcher (Registered patent no P409082). This liquid contains the five most common bacteria in the human body. Simultaneously mechanical and corrosion researches were carried out.

As a result, this study concerns bone cement with nanoparticles, used as an alternative to antibiotics.

Key words: titanium, bone cement, nanoparticles, bacteria, biomedical applications

INTRODUCTION

Joint replacement procedures (JRP), such as hip and knee replacements, are increasing worldwide due to an aging population and risk factors such as obesity. Joint prosthetic infection (JPI) is a serious problem that not only reduces the success rate and increases the need for revision surgery, but can also lead to death. The treatment of this infection is complex and requires aggressive surgery and long-term antimicrobial therapy, which is costly for health systems [1, 2].

The bone cements' major function is to fix the implant to the adjacent bone; they are also frequently used to release antibiotics for the prophylaxis and treatment of JPI. The use of antibiotics loaded bone cements is a standard practice in JRP with concomitant systemic antibiotics. Local release of antibiotics is preferred over systemic release, because of higher concentrations and local delivery avoiding side effects associated with systemic therapy [1, 3, 4].

MATERIALS AND METHODS

The insertion of implants into human body carries the risk of bacterial infection, mainly as a result of biofilm formation on the implant surface. The first step in forming the biofilm is bacteria adhesion. The biofilm is an aggregate of microorganisms attached to the surface, embedded in an extracellular polysaccharide matrix. Biofilm-forming bacteria act as effective barriers against antimicrobial agents and the host's immune system, resulting in persistent colonization and / or infection at the site of biofilm formation. Bacteria living in the structure of the biofilm are more difficult to destroy by the immune system; they are also more resistant to antibiotics and can cause a general infection of the body in case of low immune resistance.

Antimicrobial resistance has reduced the effectiveness of many antibiotics in the treatment of infections, particularly JPI. This problem requires the development of new antimicrobial agents to monitor the emergence of antibiotic-resistant bacterial strains. Nanotechnology has been successfully applied to improve drug delivery in the treatment of many diseases such as cancer [5], inflammation [6] and hypertension [7]. Nanotechnology can therefore be used as an approach to address the limitations of antimicrobial therapy and, most importantly, antimicrobial resistance by developing platforms for effective drug delivery and developing new antimicrobial nanomaterials, which pathogens may not be able to develop resistance [8-13]. The development of antimicrobial resistance is much faster than the discovery of new antimicrobial

agents, due to the frequency of occurrence, to resistant bacterial strains and to the long approval process of new drugs, which increases the demand for long-lasting solutions term [1].

RESULTS AND DISCUSSION

An alternative to the fight against infection is to use metal nanoparticles, with antimicrobial and especially bactericidal properties. The main advantage is the absence of resistant bacteria as in the case of antibiotic therapy [14]. Their bioactive properties are mainly due to their high activity. The result, among others, is that the nanoparticles have a substantially dispersed metallic phase, that they are constantly in motion, present a high surface / volume ratio and do not comprise anionic groups. Thanks to these properties, nanoparticles are able to generate positive charges that provoke mutual repulsion. As a result, they may be able to penetrate the internal cells of the bacteria, which have negative charges. Nanoparticles have toxic effects on microbes [15].

This study describes the use of nanotechnology in bone cements, the mechanical and antimicrobial properties using nanoparticles. The biomaterials defined in medicine as bone cement are used mainly to fasten the prosthesis, as well as filling bone wholes. However, the main function of bone cement is to fix the prosthesis. The knee and hip joints are frequently subjected to the injury. The bone cement performs any important role in stabilizing; it fills the space between the bone and prosthesis and overtakes the loading. The authors pointed out in this work, that nanoparticles can be used in bone cement to prevent from infections. The results prove that nanoparticles are an alternative to antibiotics, whose activity is gradually decreasing as a consequence of the rise in antibiotic-resistant microorganisms. Furthermore, the nanoparticles are effective also against bacterial strains already resistant to some of the common antibiotics used in bone cements.

CONCLUSION

It has been confirmed that the modifications of bone cement using nanometals have no significant negative effect for the following properties: setting time, its hardness and value of contact angle of the bone cement. In addition, bone cement coatings (with or without nanometals) improve corrosion resistance. The contact angle allows the assumption that the surface of the obtained bone cement (with or without nanometals) will enable cells to deposition and their proliferation. Furthermore this has been confirmed in '*in vivo*' studies. The scanning electron microscope observation revealed very good adhesion osteoblasts on the surface. The porosity and wettability of the bone cement allow the bone tissue to fit properly into the pores.

REFERENCES

- [1] Thaher Y., Perni S., Prokopovich P.: Nano-carrier based drug delivery systems for sustained antimicrobial agent release from orthopaedic cementous material. *Advances in Colloid and Interface Science* 2017
- [2] Henry S.L., Galloway K.P.: Local antibacterial therapy for the management of orthopaedic infections: pharmacokinetic considerations. *Clinical Pharmacokinetics*, vol. 29, no. 1, pp. 36-45, 1995
- [3] Saska S., Mendes L.S., Gaspar A.M., Capote T.: Bone substitute materials in implant dentistry. *Intech Open* 2015
- [4] Bertazzoni E., Benini A., Magnan B., Bartolozzi P.: Release of gentamicin and vancomycin from temporary human hip spacers in two-stage revision of infected arthroplasty. *Journal of Antimicrobial Chemotherapy*, vol. 53, no. 2, pp. 329-34, 2004
- [5] Tiwari M.: Nano cancer therapy strategies. *J. Cancer Res Ther* 2012;8:19-22
- [6] Chaudhary H., Kohli K., Kumar V.: A novel nano-carrier transdermal gel against inflammation. *Int J Pharm* 2014; 465:175-86
- [7] McLendon JM., Joshi SR., Sparks J., Matar M., Fewell JG., Abe K. et al.: Lipid nanoparticle delivery of a microRNA-145 inhibitor improves experimental pulmonary hypertension. *J Control Release* 2015;210:67-75
- [8] Huh A.J., Kwon Y.J.: Nanoantibiotics – a new paradigm for treating infectious diseases using nanomaterials in the antibiotics resistant era. *J Control Release Off J Control Release Soc* 2011;156:128-45
- [9] Saska S., Barud H.S., Gaspar A.M.M. Marchetto R., Ribeiro S.J.L., Messaddeq Y.: Bacterial cellulose-hydroxyapatite nanocomposites for bone regeneration. *Int. J of Biomaterials*. 2011
- [10] Hing K.A., Wilson L.F., Buckland T.: Comparative performance of three ceramic bone graft substitutes. *The Spine Journal*. 2007; 7; 475-90
- [11] Polo-Corrales L., Latorre-Esteves M., Ramirez-Vick J.E.: Scaffold design for bone regeneration. *J of Nano-Science and Nanotechnology*. 2014; 14:15-56
- [12] Langer R., Vacanti J.P.: Tissue engineering. *Science*. 1993; 260:920-6
- [13] Dubok V.A.: Bioceramics - Yesterday, today, tomorrow. *Powder Metallurgy and Metal Ceramics*. 2000; 39: 381-94
- [14] Perni S., Thenault V., Abdo P., Margulis K., Magdassi S., Prokopovich P.: Antimicrobial activity of bone cements embedded with organic nanoparticles. *Int. J of Medicine*. 2015;10:6317-29
- [15] Liu H., Webster T.J.: Nanomedicine for implants: review of studies and necessary experimental tools. *Biomaterials*, 2007; 28; 354-69

A clinical software to assess bone tissue failure risk

J. Belinha^{1,2}, A.F. Oliveira³, R.M. Natal Jorge^{1,4}

¹Institute of Science and Innovation in Mechanical and Industrial Engineering (INEGI), Portugal

²School of Engineering Polytechnic of Porto (ISEP), Portugal, job@isep.ipp.pt

³Hospital Santo António – Centro Hospitalar do Porto, Portugal, afonsecaoliveira1@gmail.com

⁴Faculty of Engineering of the University of Porto, Portugal, matal@fe.up.pt

ABSTRACT

In this work, a clinical software under development is presented. The clinical software combines imaging techniques with the finite element method to assess the failure risk of femur bones. The main objective is to provide a definitive computational tool to assist clinicians. The software will provide in-loco a more precise response regarding the structural response of the patient's femur bone, allowing the clinician to make a more efficient decision regarding the therapeutic action. Up to now, the clinical partners of the project have provided several clinical cases to be studied using the developed software. Thus, trainee engineers and orthopaedists have studied the provided cases and synergetic discussions regarding the quality of the results allowed to improve the software up to this point. Presently, the software is capable to consistently identify the femur bone domain and attribute heterogeneous material properties. Automatically (without the user interference), after providing the patient's height and weight, the software delivers the femur's failure risk. The results are in agreement with more complex computational mechanics analyses.

This is a never-ending project, under permanent improvement and development. Nevertheless, due to the robustness and consistency of the obtained results, the research team believes that the software has the potential to assist the clinical practice in a near future.

Keywords: femur, clinical software, FEM, biomechanics

INTRODUCTION

Nowadays, it is commonly accepted by the medical community that radiography is an efficient and low-cost imaging technique to visually analyse bone integrity and to diagnose bone pathologies, such as bone tumours. Although such pathology is easily recognized by experienced clinicians, to them it is not clear if and how bone tumours influence bone tissue structural response. This work is a long term research, that has as main goal the development of a novel and user friendly clinical software capable to automatically read medical radiographies of femur bones and deliver its failure risk, regardless the pathology (bone tumour, osteoporosis, etc.).

MATERIALS AND METHODS

First, in order to automatically recognize from the radiography the femur contour and domain, a new image segmentation technique was developed. The developed segmentation technique is simple to apply and for now focusing only on the femur bone. The technique allows to build a computational model of the femur bone and simultaneously attribute mechanical properties to each point of the model. The mechanical properties are defined based on a phenomenological law that correlates the grayscale of the radiography with the local Young's modulus and ultimate compression stress. Afterwards, to the virtual model is applied a load set corresponding to a normal gait. The load magnitude is proportional to the patient weight. Then, the virtual model is analysed with the finite element method using plain strain triangular elements, and in the end the stress field is obtained, allowing to measure bone failure risk.

RESULTS

Several clinical cases were provided by the clinicians involved in this research work. Then, the software was tested by trainee engineers and orthopaedists using those several clinical cases. Each analysis was discussed by the research team, involving engineers and orthopaedists in order to improve the software and the delivered results. From the discussions, several topics were addressed and improved, such as: the femur shape from the segmentation technique, the material assignment algorithm, the usability of the software, the graphical interface, the computational cost, the numerical accuracy of the results, among many other topics. Presently, the software possesses a graphical user interface, figure 1, being capable to consistently identify the femur bone domain and provide its failure risk. The results obtained are in agreement with more complex computational mechanics analyses.

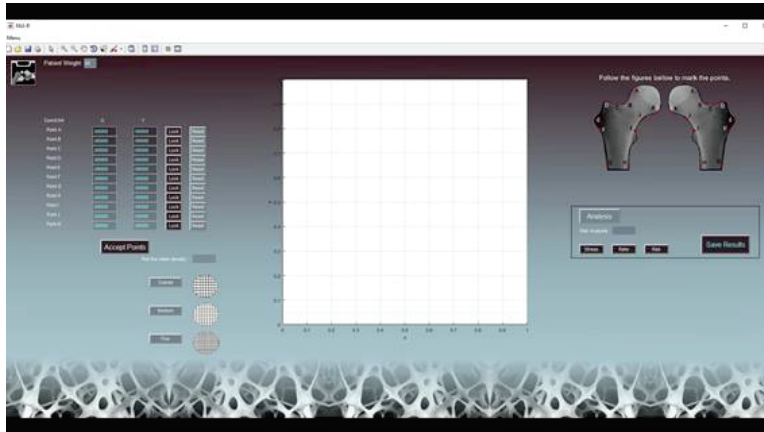


Figure 1 – Graphical user interface

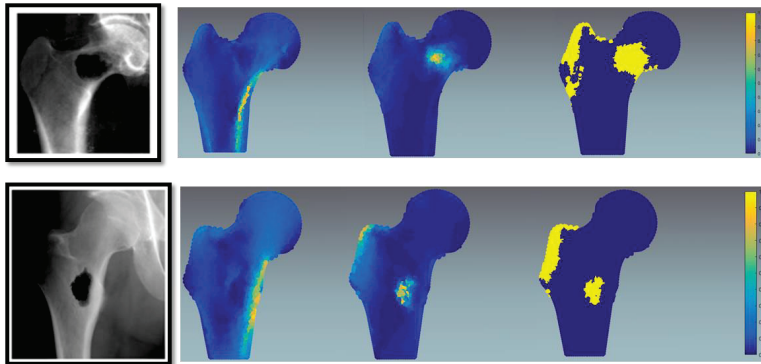


Figure 2 – Software output – Equivalent von Mises stress maps, stress ratios and damage risk.

CONCLUSIONS

Since the developed software is an ongoing project, it allows recurring improvements and enhancements. The feedback provided by the testers allowed to improve significantly the software interface and usability. The computational tool developed so far is still far from being a final product. Several features have to be improved and enhanced, such as the segmentation technique, the final mesh quality, the material distribution, among many others. Nevertheless, the robustness and consistency of the obtained results shows that the developed software has the potential to assist the clinical practice.

Acknowledgments

The authors truly acknowledge the funding provided by Ministério da Ciência, Tecnologia e Ensino Superior – Fundação para a Ciência e a Tecnologia (Portugal), under project funding MIT-EXPL/ISF/0084/2017. Additionally, the authors gratefully acknowledge the funding of Project NORTE-01-0145-FEDER-000022 – SciTech – Science and Technology for Competitive and Sustainable Industries, co-financed by Programa Operacional Regional do Norte (NORTE2020), through Fundo Europeu de Desenvolvimento Regional (FEDER).

REFERENCES

[1] Belinha, J. (2014). Meshless Methods in Biomechanics – Bone Tissue Remodelling Analysis. (J.M. R. S. Tavares & R. M. Natal Jorge, Eds.) (Vol. 16 ed.,p. 320). Lecture Notes in Computational Vision and Biomechanics, Springer Netherlands

The non-linear structural response of adhesive dental bridges

G.Caldas¹, J. Belinha^{1,2}, R.M. Natal Jorge^{1,3}

¹Institute of Science and Innovation in Mechanical and Industrial Engineering (INEGI), Portugal, gabicaldas95@gmail.com

²School of Engineering Polytechnic of Porto (ISEP), Portugal, job@isep.ipp.pt

³Faculty of Engineering of the University of Porto, Portugal, matal@fe.up.pt

ABSTRACT

The loss of teeth adversely affects a patient's daily activities, having a negative impact on the individual's quality of life. Therefore, many patients decide to replace the missing teeth. Today, this can be achieved using adhesive dental bridges (also known as Maryland bridges), which is a type of fixed prosthesis in which the pontic tooth is attached to a structure that is cemented on the abutment teeth (teeth adjacent to the space of the missing tooth, serving as support pillars). In this work, the structural response of an adhesive dental bridge is studied using advanced discretization computational techniques, such as meshless methods. Thus, it was studied several features, such as: the effect of different resin-cements; the adhesive's thickness and the use of a two-retainer design or a single-retainer design on the mechanical resistance of an adhesive dental bridge. Two- and three-dimensional biomechanical simulations of the adhesive/tooth bio-system were performed using three numerical methods: Finite Element Method (FEM), Radial Point Interpolation Method (RPIM) and Natural Neighbour Radial Point Interpolation Method (NNRPIM). Elasto-static and nonlinear-elasto-plastic analysis were performed, and the results show that both adhesive's thickness and resin-cement influence the stress concentration. It was found that the single-retainer design increases the risk of debonding. In addition, the results obtained using meshless methods agree with FEM.

Keywords: adhesive, meshless methods, FEM, dental bridges

INTRODUCTION

Age is directly related to tooth loss. Therefore, aging is one of the main factors contributing to the large number of teeth lost in the world population. As such, although presently the number of teeth lost per patient is decreasing, due to improvements in dental health care, it is expected that in the next decades the total number of teeth lost will continue to increase, due to the aging population. Adhesive dental bridges are a type of fixed prosthesis that allows the replacement of one or more missing teeth. The replaced tooth, called pontic, is supported by the adjacent teeth, named abutment. Thus, for the application of this restoration, it is necessary a solid/robust abutment [1]. This type of prosthesis is distinguished from others due to the conservation of dental structures and their reversibility.

MATERIALS AND METHODS

Numerical-experimental approaches serve as comprehensive methodologies of in vitro research for the study of complex mechanical behaviour of prostheses and surrounding structures. In this work, since it is proposed to study the biomechanical structural response of an adhesive dental bridge, it is necessary to build a virtual model representing the real biomechanical structure. Due to the complexity of the structural system composing the assembly of "restored tooth"/"natural teeth"/"mandibular bone", the numerical model construction was in a first stage obtained with 3D segmentation techniques. The discretized model was then analysed using advanced discretization techniques, such as meshless methods [2]. The 3D model of the mandibular bone and existent teeth were obtained from available medical images. Then, the restored tooth and the adhesive bridge were built in a CAD software. In the end, the 3D complete model was studied using a meshless academic software and the relevant variable fields (displacement/stress/strain fields) were obtained and analysed. Several materials were considered in the simulation, allowing to register their performance and obtain relevant practical conclusions. In figure 1 is presented a preliminary 2D geometry used in the study and in figure 2, the obtained results are shown.

RESULTS

It was found that higher adhesive's thicknesses increases the bridge punctual displacement. Regarding the bridge design, for the single-retainer, higher displacements of the pontic were registered, which can represent a higher discomfort for the patient. It was also verified that the single-retainer design increases stresses on the adhesive, therefore increases the probability of occur debonding. Thus, the use of two

retainer wings, adhesively bonded with an adhesive's thickness of 0.1 mm, appears to be the most favourable combinations.

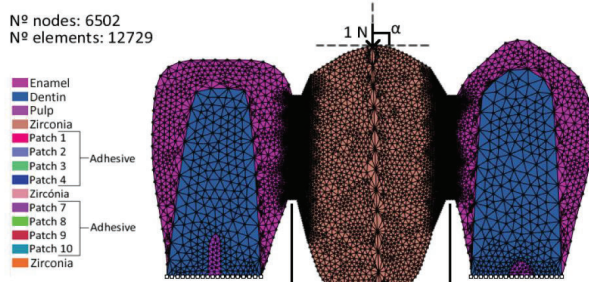


Figure 1 – Geometric model and boundary conditions.

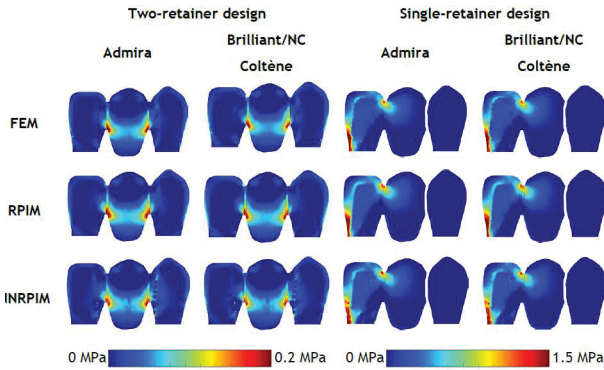


Figure 1 – Output results: von Mises stress maps obtained for distinct methods and bridge materials.

CONCLUSIONS

This work allowed several conclusions. For instances, regarding the meshless techniques, the use of meshless methods also proved to be adequate, as shown by the significant and recurring overlay of results between these methods and the well-known FEM (mostly in the elasto-plastic numerical analysis). In general, meshless methods revealed smoother results, without abrupt variations of stress values (particularly NRPIM), when compared to FEM results. Nevertheless, one evident disadvantage of meshless is the higher computational cost, once the analysis time of meshless methods was always superior to the analysis time of FEM (about 2 to 4 times higher).

Acknowledgments

The authors truly acknowledge the funding provided by Ministério da Ciência, Tecnologia e Ensino Superior – Fundação para a Ciência e a Tecnologia (Portugal), under project funding MIT-EXPL/ISF/0084/2017. Additionally, the authors gratefully acknowledge the funding of Project NORTE-01-0145-FEDER-000022 – SciTech – Science and Technology for Competitive and Sustainable Industries, co-financed by Programa Operacional Regional do Norte (NORTE2020), through Fundo Europeu de Desenvolvimento Regional (FEDER).

REFERENCES

- [1] J. A. Hobkirk, R. M. Watson, and L. J. J. Seanson, *Introducing Dental Implants*, 1st Editio. Churchill Livingstone, 2003
- [2] Belinha, J. (2014). *Meshless Methods in Biomechanics – Bone Tissue Remodelling Analysis*. (J.M. R. S. Tavares & R. M. Natal Jorge, Eds.) (Vol. 16 ed.,p. 320). *Lecture Notes in Computational Vision and Biomechanics*, Springer Netherlands

Characterization of the mechanical properties of chitosan under tensile and compressive forces: a bibliographic review

J. Gomes¹, J. Belinha², R. Natal Jorge³

¹Institute of Science and Innovation in Mechanical and Industrial Engineering (INEGI), Portugal, joanamsgomes@gmail.com

²School of Engineering of the Polytechnic of Porto (ISEP), Portugal, job@isep.ipp.pt

³Faculty of Engineering of University of Porto, Portugal, matal@fe.up.pt

ABSTRACT

Chitosan is a natural polymer obtained from the full or partial N-deacetylation of chitin, which is the second most abundant polymer in nature. Its biodegradability, biocompatibility and non-toxicity have turned it into a candidate biomaterial for the development of nerve guidance channels (NGCs) for peripheral nerve injuries. Chitosan NGCs can be implanted between the nerve stumps to potentiate the nerve regeneration process. Thus, it is important to know their biomechanical behaviour and also that of peripheral nerves. For the construction of the constitutive model, the mechanical properties of chitosan were obtained from the literature. The bibliographic research only considered studies that used pure chitosan scaffolds in a hydrated state, since the goal is to understand how this biomaterial behaves under physiological conditions.

Keywords: chitosan, peripheral nerve, constitutive model.

INTRODUCTION

For the past years, chitosan has been considered as a preferable candidate for peripheral nerve regeneration. It has a set of characteristics that make it a viable choice as a biomaterial for the production of NGCs. These include its biodegradability, biocompatibility and excellent reproducibility [1]. An important property of chitosan is the degree of deacetylation, which is determined by the conditions selected during the deacetylation process and generally ranges from 50% to 90-95%. It influences the physical, chemical and biological properties of chitosan, such as cell response, crystallinity and the tensile strength [2]. As a porous biomaterial, chitosan shows an elasto-plastic behavior, demonstrated by the load-displacement curves of [3] and [4]. Constitutive models for porous materials can be adapted to the case of chitosan, including the concrete elasto-plastic model [5] and the thermoplastic damage model [6]. Therefore, the goal was to build a constitutive model that demonstrates chitosan's behavior and relates it with its degree of deacetylation.

MATERIALS AND METHODS

To capture the nonlinear behaviour of an elastoplastic material it is necessary to define the mathematical law for the plastic component of the deformation. Thus, three aspects must be considered: a yield criterion (permitting to analyse the beginning of the plastic regime and indicating the stress level in terms of the stress tensor); a flow rule (defining the relationship between stress and deformation after plastification); and a hardening law (describing if, and how, the yield criterion depends on the plastic deformation) [7].

The mechanical properties used to construct this constitutive model were obtained from previous studies documented in the literature. These properties, including the Young's modulus, the yield stress and the strain for both tension and compression tests, were correlated with the degree of deacetylation.

RESULTS AND DISCUSSION

In Figure 1 is represented the variation of both the Young's modulus and the elastic limit strain with the increase of the degree of deacetylation, in tensile and compressive states.

CONCLUSION

From the literature it was possible to conclude that chitosan has a non-linear elasto-plastic behaviour, since it behaves differently under tensile and compressive forces. Also, the constitutive model can be used as a tool to relate the states of stress and strain of the biomaterial.

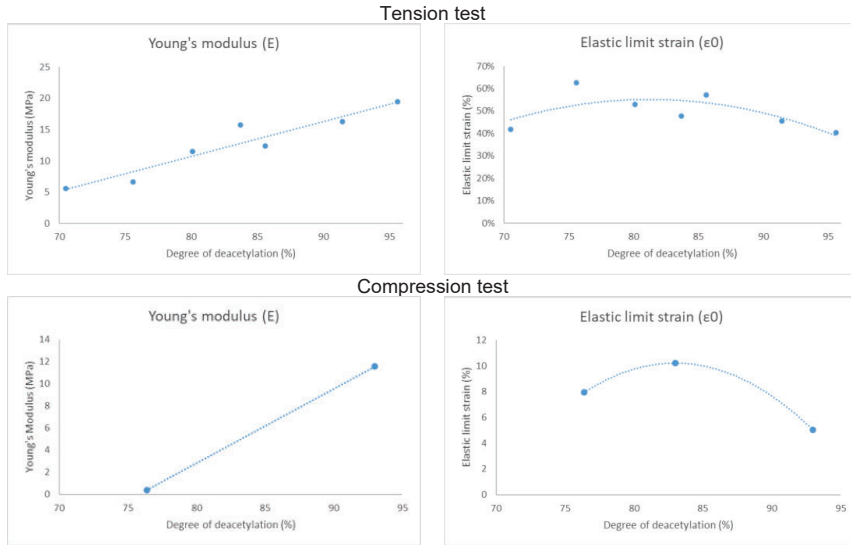


Figure 1. Representation of the evolution of the Young's modulus and the elastic limit strain for both tension and compression tests.

Acknowledgments

The authors truly acknowledge the funding provided by Ministério da Ciência, Tecnologia e Ensino Superior – Fundação para a Ciência e a Tecnologia (Portugal), under project funding MIT-EXPL/ISF/0084/2017. Additionally, the authors gratefully acknowledge the funding of Project NORTE-01-0145-FEDER-000022 – SciTech – Science and Technology for Competitive and Sustainable Industries, co-financed by Programa Operacional Regional do Norte (NORTE2020), through Fundo Europeu de Desenvolvimento Regional (FEDER).

REFERENCES

- [1] S. Jana, S. J. Florczyk, M. Leung, and M. Zhang, "High-strength pristine porous chitosan scaffolds for tissue engineering," *J. Mater. Chem.*, vol. 22, no. 13, pp. 6291–6299, 2012.
- [2] S. C. Tan, E. Khor, T. K. Tan, and S. M. Wong, "The degree of deacetylation of chitosan: advocating the first derivative UV-spectrophotometry method of determination," *Talanta*, vol. 45, no. 4, pp. 713–719, 1998.
- [3] Y. Wan, H. Wu, X. Cao, and S. Dalai, "Compressive mechanical properties and biodegradability of porous poly(caprolactone)/chitosan scaffolds," *Polym. Degrad. Stab.*, vol. 93, no. 10, pp. 1736–1741, 2008.
- [4] W. Wang *et al.*, "Influences of mechanical properties and permeability on chitosan nano/microfiber mesh tubes as a scaffold for nerve regeneration," *J. Biomed. Mater.*, vol. 33, pp. 557–566, 2007.
- [5] S. Pietruszczak, J. Jiang, and F. Mirza, "An elastoplastic constitutive model for concrete," *Int. J. Solids Struct.*, vol. 24, no. 7, pp. 705–722, 1988.
- [6] F. Zairi, M. Nait-Abdelaziz, J. M. Gloaguen, and J. M. Lefebvre, "A physically-based constitutive model for anisotropic damage in rubber-toughened glassy polymers during finite deformation," *Int. J. Plast.*, vol. 27, no. 1, pp. 25–51, 2011.
- [7] D. R. J. Owen and E. Hinton, *Finite elements in plasticity: theory and practice*. Pineridge Press, 1980.

Comparative analysis of different geometries of chitosan nerve guidance channels

J. Gomes¹, J. Belinha², R. Natal Jorge³

¹Institute of Science and Innovation in Mechanical and Industrial Engineering (INEGI), Portugal, joanamsgomes@gmail.com

²School of Engineering Polytechnic of Porto (ISEP), Portugal, job@isep.up.pt

³Faculty of Engineering of University of Porto, Portugal, rnatal@fe.up.pt

ABSTRACT

Peripheral nerve injuries affect 3% of trauma patients worldwide and they frequently lead to unsatisfactory functional recovery and life-long disabilities. They are commonly attributed to direct mechanical trauma and surgical resection. The most severe type of injury is neurotmesis, which in the most extreme case results in a completely transected nerve, leading to a nerve gap. Although autografts are the gold standard technique to treat these gaps, nerve guidance channels (NGCs) made of biomaterials have been considered an alternative approach. As a biomaterial, chitosan is viewed as one of the preferable candidates for the fabrication of these NGCs. In order to understand how these channels behave at the injury site, discrete models of the NGCs containing a segment of a peripheral nerve were built and analyzed using advanced discretization techniques, such as the finite element method (FEM) and the radial point interpolation method (RPIM).

Keywords: chitosan, meshless methods, finite element method, peripheral nerve

INTRODUCTION

Every year, more than 500.000 peripheral nerve injuries are registered worldwide. Reports show that 3% of patients admitted in trauma centers present an injury that might have resulted from high-speed trauma and that half of these patients were drivers/passengers of motor vehicles [1]–[3]. The most severe type of injury is neurotmesis, which can result in the complete transection of the nerve and total interruption of the structural integrity of the nerve support structure. A spontaneous recovery does not occur, leading to a complete motor and sensory dysfunction [2], [4]. Neurotmesis injuries require surgical intervention, and when tensionless suture is not feasible, surgeons resort to autografts, the gold standard technique [5]. One of the main disadvantages is that autografts can only be used in nerve gaps shorter than 3 cm. To overcome this limitation, tissue engineered nerve guidance channels (NGCs) have been developed using biomaterials such as chitosan [6]. As a natural polymer, chitosan promotes cell adhesion and proliferation, besides being biocompatible and biodegradable and promoting the repair of peripheral nerves [7], [8].

MATERIALS AND METHODS

The numerical models of chitosan NGCs were built using the FEMAP software (cmech.webs.com). Two different models were developed, each one with a different geometric variable. In the first model, the variable was the length of the tube (LT), which varied from 15 mm to 35 mm. In the second model the variable was the thickness of the NGC wall (TW) and it varied from 1 mm to 2.5 mm. Both numerical models included a segment of peripheral nerve. Under the premise that the NGCs are subjected to external forces after implantation, a displacement of 1 mm was applied to one extremity of the NGC while the opposite one was fixed. The elastic constants considered for both chitosan and peripheral nerve were the Poisson's coefficient and the Young's modulus. They were obtained from the literature and they correspond to pure, hydrated chitosan samples. Afterwards, the numerical models were analyzed using advanced discretization techniques, such as the finite element method (FEM) and the radial point interpolation method (RPIM), which is a meshless method. Stress fields were obtained in order to comprehend the structural response of the NGCs when subjected to external forces.

RESULTS AND DISCUSSION

Stress fields were obtained for both models using the FEM and the RPIM and the corresponding equivalent von Mises stresses are represented in Figure 1.

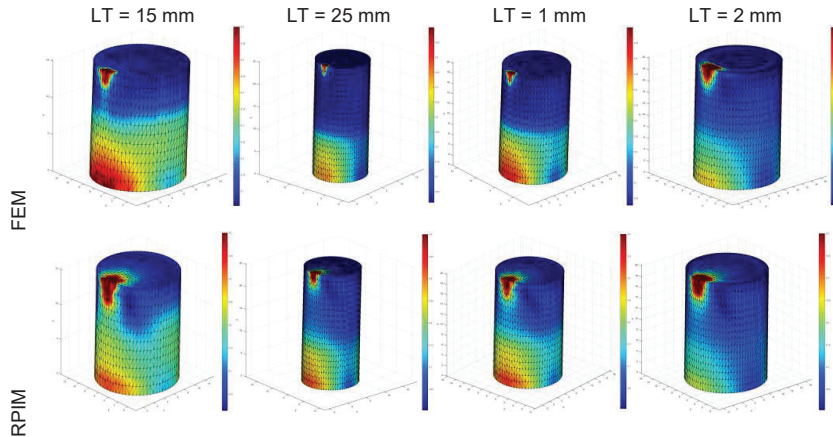


Figure 1. Distribution of the equivalent von Mises stress.

CONCLUSION

This study allowed to understand how the chitosan NGCs behave when subjected to external forces when different geometric variables are considered. It also made it possible to analyze the differences between the FEM and the meshless method RPIM. Ultimately, the goal is to achieve an ideal formulation and design for the chitosan NGCs, in order to turn them into the first choice for the repair of peripheral nerve injuries.

Acknowledgments

The authors truly acknowledge the funding provided by Ministério da Ciência, Tecnologia e Ensino Superior – Fundação para a Ciência e a Tecnologia (Portugal), under project funding MIT-EXPL/ISF/0084/2017. Additionally, the authors gratefully acknowledge the funding of Project NORTE-01-0145-FEDER-000022 – SciTech – Science and Technology for Competitive and Sustainable Industries, co-financed by Programa Operacional Regional do Norte (NORTE2020), through Fundo Europeu de Desenvolvimento Regional (FEDER).

REFERENCES

- [1] C. R. Carvalho *et al.*, "Investigation of cell adhesion in chitosan membranes for peripheral nerve regeneration," *Mater. Sci. Eng. C*, vol. 71, pp. 1122–1134, 2016.
- [2] V. Chiono and C. Tonda-Turo, "Trends in the design of nerve guidance channels in peripheral nerve tissue engineering," *Prog. Neurobiol.*, vol. 131, pp. 87–104, 2015.
- [3] K. Bekelis, S. Missios, and R. J. Spinner, "Falls and peripheral nerve injuries: an age-dependent relationship," *J Neurosurg*, pp. 1–7, 2015.
- [4] B. W. Hainline, "Peripheral Nerve Injury in Sports," *Contin. Lifelong Learn. Neurol.*, vol. 20, no. 6, Sports Neurology, pp. 1605–1628, 2014.
- [5] X. Gu, F. Ding, Y. Yang, and J. Liu, "Construction of tissue engineered nerve grafts and their application in peripheral nerve regeneration," *Prog. Neurobiol.*, vol. 93, no. 2, pp. 204–230, Feb. 2011.
- [6] K. Dalamagkas, M. Tsintou, and A. Seifalian, "Advances in peripheral nervous system regenerative therapeutic strategies: A biomaterials approach," *Mater. Sci. Eng. C*, vol. 65, pp. 425–432, 2015.
- [7] M. Dash, F. Chiellini, R. M. Ottenbrite, and E. Chiellini, "Chitosan - A versatile semi-synthetic polymer in biomedical applications," *Prog. Polym. Sci.*, vol. 36, no. 8, pp. 981–1014, 2011.
- [8] F. Ruini *et al.*, "Nerve guidance conduits based on bi-layer chitosan membranes for peripheral nerve regeneration," *Biomed. Sci. Eng.*, vol. 2, no. 12, pp. 1–7, 2016.

Evaluation of femur's risk of fracture caused by a bone sarcoma

M. M. A. Peyroteo¹, A.T. A. Castro², J. Belinha³, E.M.M. Fonseca³, R.M. Natal Jorge²,
V.C.C. Oliveira⁴, A.F. Oliveira⁴

¹Institute of Science and Innovation in Mechanical and Industrial Engineering (INEGI), Portugal, mmgomes@inegi.up.pt

²Faculty of Engineering of the University of Porto (FEUP), Portugal, a.teresacastro@gmail.com, rnatal@fe.up.pt

³School of Engineering Polytechnic of Porto (ISEP), Portugal, job@isep.ipp.pt, elz@isep.ipp.pt

⁴Institute of Biomedical Sciences Abel Salazar, University of Porto (ICBAS), Porto, Portugal, vcoliveira@icbas.up.pt, aoliveira@netc.pt

ABSTRACT

Bone sarcomas in the femur usually represent a high risk of fracture. Thus, finding a patient-specific predictive method to evaluate the risk of fracture is an imperative need. This work conducted a study to evaluate the influence of the size and location of a bone sarcoma. Four different locations in the femur were tested, considering sarcomas with three distinct sizes. The risk of fracture was analysed through spatial distribution maps of the von Mises effective stress and first and second principal stresses. The simulations were performed using the Finite Element Method (FEM), the Radial Point Interpolation Method (RPIM) and the Natural Neighbour Radial Point Interpolation Method (NNRPIM). The study found that sarcomas near the femoral head and with large dimensions represent a high risk of fracture. The use of meshless methods revealed to be an asset in this study, producing smoother and more accurate stress maps than FEM.

Keywords: bone, sarcoma; meshless methods, FEM, numerical simulation

INTRODUCTION

Bone is a highly frequent site of metastasis (Coleman, 1997; Post, Cremers, Kerbusch, & Danhof, 2010). Bone sarcomas usually locate at long bones, such as the femur, and are associated with a high risk of bone fracture. 71% of these fractures occur at the proximal zone or at the diaphysis of the femur bone. During simple activities, such as walking or climbing the stairs, bone sarcomas weakens the bone, affecting its levels of flexion and torsional strength (Tanck et al., 2009). However, identifying the risk of fracture using medical images still remains a problem in the field of orthopaedics since there are no reliable indicators (Hipp, Springfield, & Hayes, 1995; Miller & Whitehill, 1984). Thus, this work proposes to simulate different clinical cases of bone sarcomas in the proximal femur and find some predictive factors of fracture.

MATERIALS AND METHODS

The geometry of the femur bone was obtained with X-ray images of healthy patients. Bone sarcomas were added to the model at distinct sites and with distinct sizes. Four different locations were analysed in the proximal region. For each location, sarcomas with three different sizes were tested - A (189 mm²), B (440 mm²) and C (792 mm²). All sarcomas were designed with an ellipse shape. The simulations applied the first load case proposed by Beaupré et al. (Beaupré, Orr, & Carter, 1990). Thus, a distributed parabolic compressive load was applied at the femur's head and a tensile load at the greater trochanter. The magnitude of the load corresponded to a patient of 100 Kg and the orientation was adapted to the geometry of the femur under analysis. The numerical model was constituted by three distinct materials - cortical bone tissue, trabecular bone tissue and bone sarcoma. All materials assumed a linear elastic homogenous and isotropic behaviour, with distinct Young's modulus. A static linear elastic analysis was performed in order to evaluate the risk of fracture in the presence of a bone sarcoma. Simulations tested and compared three distinct numerical methods – FEM, RPIM and NNRPIM.

RESULTS AND DISCUSSION

The spatial distribution of the von Mises effective stress and first and second principal stresses were analysed. Results shown that von Mises effective stress increased as the size of the sarcoma also increased. Thus, regardless of its location, a sarcoma with size A had always lower levels of von Mises effective stress than a sarcoma with size C. Moreover, higher values of von Mises effective stress were obtained when the sarcoma was nearer the femur's head and had size C. The most critical zone for a sarcoma lo-

calization was then the femoral head, since it increased the risk of fracturing the femoral neck. This risk increased as the size of the sarcoma also increased. Therefore, the case with higher risk of fracture was the one with a sarcoma with size C and at the femur's head. FIGURE 1 presents the von Mises effective stress maps obtained for this case, comparing the solutions produced by each numerical method tested. By analysing the first and second principal stresses, this study found that tensile stresses concentrated at the right diaphysis and the superior region of the femoral neck, while the left diaphysis and the femoral head were under compression. The tensile zones obtained were due to the tensile load applied in the greater trochanter that reproduced the action of the abductor muscles during gait. The compressive region derived from the compressive load applied at the femur's head simulating the hip joint. Once more, stress levels were higher in the cases with a large sarcoma (size C). Regarding the numerical method tested, meshless methods (RPIM and NNRPIM) produced smoother stress distribution maps than FEM.

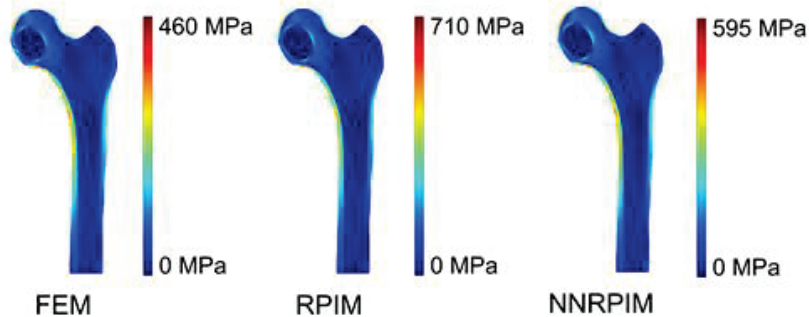


Figure 1 – von Mises effective stress maps obtained for the most critical case – sarcoma at the femur's head with size C.

CONCLUSIONS

This work evaluated the risk of fracture for different sizes and locations of a bone sarcoma. Results showed that the risk was higher for cases where the sarcoma was located at the femoral head. Moreover, the size of the sarcoma was also an important factor, since larger sarcomas led to more severe bone weakening. Meshless methods revealed to be a trustworthy and accurate alternative to FEM.

ACKNOWLEDGMENTS

The authors truly acknowledge the funding provided by Ministério da Ciência, Tecnologia e Ensino Superior – Fundação para a Ciência e a Tecnologia (Portugal), under grants: SFRH/BD/133105/2017 and by project funding MIT-EXPL/ISF/0084/2017. Additionally, the authors gratefully acknowledge the funding of Project NORTE-01-0145-FEDER-000022 – SciTech – Science and Technology for Competitive and Sustainable Industries, co-financed by Programa Operacional Regional do Norte (NORTE2020), through Fundo Europeu de Desenvolvimento Regional (FEDER).

REFERENCES

- Beaupré, G. S., Orr, T. E., & Carter, D. R. (1990). An approach for time-dependent bone modeling and remodeling-application: a preliminary remodeling simulation. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 8(5), 662–70. <http://doi.org/10.1002/jor.1100080507>
- Coleman, R. E. (1997). Skeletal complications of malignancy. *Cancer*, 80(8 Suppl), 1588–94. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9362426>
- Hipp, J. A., Springfield, D. S., & Hayes, W. C. (1995). Predicting pathologic fracture risk in the management of metastatic bone defects. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (312), 120–35. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7634597>
- Miller, F., & Whitehill, R. (1984). Carcinoma of the breast metastatic to the skeleton. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (184), 121–7. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6705334>
- Post, T. M., Cremers, S. C. L. M., Kerbusch, T., & Danhof, M. (2010). Bone Physiology, Disease and Treatment. *Clinical Pharmacokinetics*, 49(2), 89–118. <http://doi.org/10.2165/11318150-000000000-00000>
- Tanck, E., van Aken, J. B., van der Linden, Y. M., Schreuder, H. W. B., Binkowski, M., Huizenga, H., & Verdonchot, N. (2009). Pathological fracture prediction in patients with metastatic lesions can be improved with quantitative computed tomography based computer models. *Bone*, 45(4), 777–783. <http://doi.org/10.1016/J.BONE.2009.06.009>

Using meshless methods to study the structural behaviour of human chromosomes

A.C.S. Veiga¹, J. Belinha^{1,2}, R.M. Natal Jorge^{1,3}

¹Institute of Science and Innovation in Mechanical and Industrial Engineering (INEGI), Portugal
up201708851@fe.up.pt

²School of Engineering Polytechnic of Porto (ISEP), Portugal, job@isep.ipp.pt

³Faculty of Engineering of the University of Porto, Portugal, matal@fe.up.pt

ABSTRACT

This project aims to study the biomechanical behaviour of human chromosomes by calculating its first free vibrations modes using the finite element method (FEM) and the radial point interpolation method (RPIM). Thus, 2D and 3D geometric models of human chromosomes (before and after chromatid replication) were constructed and a free-vibration analysis was performed with both FEM and RPIM in the academic software FEMAS (cmech.webs.com). For each model, the first vibration modes were obtained and the corresponding vibration frequencies. The vibration modes of chromosomes show a more complex pattern as the frequency increases. The resulting frequency values for both methods were similar, which shows some significance in the study. However, in order to understand which of the two is the most reliable, a deeper study is required.

Keywords: human chromosomes, meshless methods, FEM, biomechanics

INTRODUCTION

This work proposes to study the structural behaviour of human chromosome using advanced discretization numerical techniques, such as meshless methods [1]. A chromosome is in fact a DNA molecule, containing part or all the genetic material of a living organism. Today, it is possible to visualize and virtually reconstruct the shape of human chromosomes using light microscopy, allowing the construction of detailed discretized models of human chromosomes. Furthermore, using distinct micro measurement techniques, it is possible to gauge the mechanical properties of human chromosomes [2].

MATERIALS AND METHODS

In this work, human chromosomes are discretized and numerically analysed using the finite element method (FEM) and the radial point interpolation (RPIM) meshless method [1]. Nowadays, finite element procedures are extensively used in engineering analysis and this is expected to continuously increase significantly in the next years. Meshless methods are advanced discretization techniques, which had fast development recently [1]. In opposition to FEM, meshless methods are not challenged by mesh distortion and it is not necessary to re-mesh during the analysis. Regarding the obtained variable fields, meshless methods show in general more smoothness and higher accuracy than FEM. Experimental studies estimate the Young's modulus of human chromosomes about 400 ± 20 Pa [2]. The Poisson's coefficient of human metaphase chromosomes is apparently not present in the literature. That was however experimentally obtained for newt lung cells and since the chemical and structural constitution of the chromosomes is universal to all living eukaryotes, the proximity of this mechanical property was assumed and consider $\nu = 0.069 \pm 0.005$ [3]. Regarding the density, chromosomes have in the nucleus an average 1.7 g/cm^3 [3]. For the study, two models on FEMAP were developed, both on their 2D and 3D version. The aim was to create a single chromatid human-based chromosome as Figure 1 shows and the after replication, a chromosome with two chromatids. The largest human chromosome contains about 250 Mbp, which is approximately $10 \mu\text{m}$ long and slightly more than $1 \mu\text{m}$ thick [1,4]. A model with slight shape of an eight was created using a mean value of $5 \mu\text{m}$ for the chromosome length.

RESULTS

As mentioned, this study aims to understand the vibration mode of human chromosomes using two methods, initially the FEM and then the RPIM. For the analysis, it was used the Free Vibrations – Variational Mass Lumping of FEMAS academic software (cmech.webs.com). The first free vibration modes of each model were obtained with both FEM and RPIM as seen in Figure 1. Transforming the vibration modes into fictitious deformation fields, it was possible to obtain the fictitious von Mises stress fields, allowing to understand the potential locations in which stress concentration will occur.

The obtained fictitious von Mises stress distribution allowed to understand that the higher potential deformation occurs in the zone next to the centromere, probably due to the type of structure and the most strangled, thin and fragile format in this region. Results abled to confirm that the last modes of vibration present a greater potential deformation compared to the previous ones, which was also observable by the continuously increasing frequency throughout all modes. This suggests a tendency of the bodies to experience a larger and more complex deformation as the frequency increases. This work also allowed to observe that the models in the same dimension show values within the same order of magnitude. On the other hand and finally, it is noteworthy that the results of both methods are quite similar, although the values corresponding to the RPIM are always slightly lower than those of FEM.

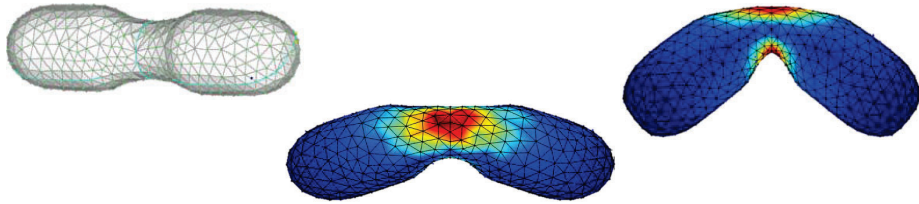


Figure 1. 3D model created of a human-based chromosome and the image results from the FEM and meshless methods simulations.

CONCLUSIONS

A biomechanical computational simulation is an excellent tool, since it allows a non-invasive approach to perform several tests in order to perceive virtually the functioning and the resistance of the various structures, so that, once the required results are collected, it can be upgraded to a more drastic and definitive method - the in-vivo/in-vitro experiments. Biomechanical applied to the health field is a study strand in expansion, of great relevance and that will surely also extend its area of approach to the chromosomes for the next years since it is a gap nowadays. In this paper the structural behaviour of human chromosomes is studied by calculating its first free vibrations modes using FEM and RPIM. All the simulation depend on the mechanical properties of the materials under study. Thus, in order to obtain results closer to reality, previous experimental studies are recommended. This is indeed relevant since the Poisson's coefficient for human chromosomes has not been found in the literature and perhaps this whole process should be initiated by this particular study. Finally, in order to compare the results of the two discrete methods studied, to perceive the tendency of relatively lower values for RPIM and to conclude on which it is the best method to be applied, a supplementary work is proposed. Although FEM has some disadvantages that RPIM tries to overcome and the kind of elements usually used (2D triangles and the 3D tetrahedral) are not the best for deformability conditions of this study, only a deeper study on this subject may reveal certainties in this topic. Thus, as foreseen developments, such mesh-dependence study is suggested, in order to understand which of these methods will be the most reliable for the biomechanical analysis of chromosomes.

ACKNOWLEDGMENTS

The authors truly acknowledge the funding provided by Ministério da Ciência, Tecnologia e Ensino Superior – Fundação para a Ciência e a Tecnologia (Portugal), under project funding MIT-EXPL/ISF/0084/2017. Additionally, the authors gratefully acknowledge the funding of Project NORTE-01-0145-FEDER-000022 – SciTech – Science and Technology for Competitive and Sustainable Industries, co-financed by Programa Operacional Regional do Norte (NORTE2020), through Fundo Europeu de Desenvolvimento Regional (FEDER).

REFERENCES

- [1] Belinha, J. (2014). Meshless Methods in Biomechanics – Bone Tissue Remodelling Analysis. (J.M. R. S. Tavares & R. M. Natal Jorge, Eds.) (Vol. 16 ed., p. 320). Lecture Notes in Computational Vision and Biomechanics, Springer Netherlands
- [2] Sun M, Kawamura R, Marko JF. Micromechanics of human mitotic chromosomes. *Phys Biol*. 2011;(8):1-10. doi:10.1088/1478-3975/8/1/015003.
- [3] Sá VDP. Biomechanical Simulation of Chromosomes. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto. 2017.
- [4] Bak AL, Zeuthen J, Building TB. Higher-order Structure of Mitotic Chromosomes. *Cold Spring Harb Symp Quant Biol*. 1963;(42):367-377.

Studying the influence of a blood clot in hemodynamics using meshless methods

M.I.A. Barbosa¹, J. Belinha², R.M. Natal Jorge³

¹Instituto de Ciência e Inovação em Engenharia Mecânica e Engenharia Industrial (INEGI), Portugal, up201405732@fe.up.pt

²School of Engineering Polytechnic of Porto (ISEP), Portugal, job@isep.ipp.pt

³Faculty of Engineering of the University of Porto, Portugal, matal@fe.up.pt

ABSTRACT

Cardiovascular diseases are one of the leading causes of death in the world, with around 15 million deaths per year. Therefore, it is important to develop strategies to allow the study of these types of diseases, in order to minimize these numbers. As such, biomechanical simulation using discrete numerical techniques appears as a unique technique to study haemodynamics. Thus, the aim of the present work is to compare the velocity profile of some discretized models of an artery, with two different shapes (tubular and bifurcated) and different meshes, using the Finite Element Method (FEM) and the Radial Interpolation Point Method (RPIM). Hence, FEMAS software (cmech.webs.com) was used and it was possible to conclude that regular meshes are preferable when compared to irregular meshes since, the latter, influences the velocity profile of the blood flow, presenting worse results. Besides that, RPIM presented better results when compared with FEM.

Keywords: Clot, Blood Flow, Velocity, meshless method, Finite Element Method

INTRODUCTION

Cardiovascular diseases cause around 15 million deaths per year. Thus, it is important to develop strategies to allow the study of these disorders, such as biomechanical simulation [1]. An injury of a blood vessel promotes loss of blood so, an intervention of the hemostatic system is required [2]. A clot is an aggregation of blood components (Fig. 1) that becomes pasted up and acts as a barrier to prevent blood loss and re-establish haemostasis [3]. Thrombosis can generate vessel occlusion and this may lead to myocardial infarction or stroke. Annually, in the United States alone, this condition costs about \$15 billion to \$30 billion and 15% to 45% of all strokes are caused by emboli [4]. Thus, the aim of the present work is to compare the velocity profile of some discretized 2D models of a rigid artery, using the FEM and meshless methods, with and without a clot.

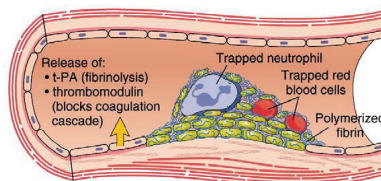


Figure 1. Schematic representation of clot. Adapted from [5].

MATERIALS AND METHODS

In order to numerically simulate blood flow, the flow theory of Zienkiewicz (suitable to simulate the flow of viscous-elastic fluids) was considered [5]. Afterwards, this rate deformation theory, initially developed for FEM, was combined with a radial point interpolation meshless method. The full formulation is now available in the academic software FEMAS software (Finite Element and Meshless Analysis Software – cmech.webs.com). Thus, using FEMAS, simplified models of arteries were constructed and the boundary conditions imposed, and the corresponding numerical analyses were performed.

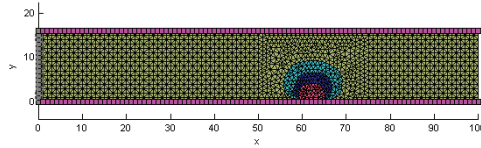


Figure 2. Representation of the imposed boundary conditions, in FEMAS.

RESULTS

The main results were the velocity profiles of the used models with and without the presence of a clot. Furthermore, it was observed that the presence of the clot significantly reduces the flow velocity and, consequently, increases blood velocity where blood was allowed to pass. The use of these two different methods (FEM and RPIM), allowed to understand that RPIM presents better results since the velocity profiles were smoother and more uniform when compared with FEM.

DISCUSSION

It was expected that the models would present a parabolic constant velocity profile along its length in the absence of any obstacle. When it comes to the models that presented a defined clot, they manifested different profiles along the artery. In the clot area, the velocity was zero since the blood flow could not pass through the clot. In the area where blood could flow, the velocity increased, and this can be explained according to the equation of flow rate. The results obtained using RPIM were better than the ones obtained with FEM (Fig.3), since this numerical technique is able to produce smoother fields and higher accuracy.

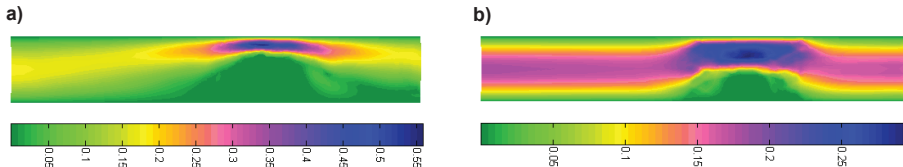


Figure 3. Color map of the velocity profile of the mixed mesh with the medium clot, using RPIM (a) and FEM (b).

CONCLUSIONS

The experience acquired with the development of this preliminary work allowed to understand better the effect of a blood clot in haemodynamics. Furthermore, it was possible to conclude that the meshless method is more suitable numerical technique to simulate blood flow.

ACKNOWLEDGMENTS

The authors truly acknowledge the funding provided by Ministério da Ciência, Tecnologia e Ensino Superior - Fundação para a Ciência e a Tecnologia (Portugal), by project funding MIT-EXPL/ISF/0084/2017. Additionally, the authors gratefully acknowledge the funding of Project NORTE-01-0145-FEDER-000022 - SciTech - Science and Technology for Competitive and Sustainable Industries, cofinanced by Programa Operacional Regional do Norte (NORTE2020), through Fundo Europeu de Desenvolvimento Regional (FEDER).

REFERENCES

- [1] Belinha J., Meshless Methods in Biomechanics, Springer; 2014.
- [2] Tokarev, A., et al., Continuous mathematical model of platelet thrombus formation in blood flow. Russian Journal of Numerical Analysis and Mathematical Modelling, 2012. 27(2): p. 191-212.
- [3] Chesnutt, J.K. and H.-C. Han, Tortuosity triggers platelet activation and thrombus formation in microvessels. Journal of biomechanical engineering, 2011. 133(12): p. 121004.
- [4] McNamara, R.L., et al., Echocardiographic identification of cardiovascular sources of emboli to guide clinical management of stroke: a cost-effectiveness analysis. Annals of internal medicine, 1997. 127(9): p. 775-787.
- [5] Cito, S., M.D. Mazzeo, and L. Badimon, A review of macroscopic thrombus modeling methods. Thrombosis research, 2013. 131(2): p. 116-124.
- [6] Zienkiewicz, O.C., et al., The Finite Element Method for Fluid Dynamics. 2014: Butterworth-Heinemann

Development of a new computational approach to simulate blood flow in vessels

M.I.A. Barbosa¹, M.S. Santos¹, J. Belinha², R.M. Natal Jorge³

¹Instituto de Ciência e Inovação em Engenharia Mecânica e Engenharia Industrial (INEGI), Portugal, up201405732@fe.up.pt

²School of Engineering Polytechnic of Porto (ISEP), Portugal, job@isep.ipp.pt

³Faculty of Engineering of the University of Porto, Portugal, matal@fe.up.pt

ABSTRACT

Cardiovascular diseases are the most common cause of death in world. Some of the causes that lead to this type of complication are aneurysms or atherosclerosis, since they promote disturbances in blood flow. Thus, computational simulation emerged as an alternative solution to traditional methods, used to understand the behaviour of blood flow, in order to contribute to the decrease of the numbers related with these types of diseases. As an alternative to the FEM, this work uses meshless methods - Radial Point Interpolation Method (RPIM) and Natural Neighbour Radial Point Interpolation Method (NNRPIM) - to simulate the blood flow, with two and three dimensional models. For this, the velocity profiles and the discharge are used to compare the methods. Besides that, the blood was assumed as a Newtonian fluid and different geometries were used. The results allow to conclude that meshless methods are suitable to simulate blood flow.

Keywords: Cardiovascular Diseases, Blood Flow, Meshless Method, Finite Element Method

INTRODUCTION

The cardiovascular system is vital for human beings to carry on with their daily lives. However, despite the development in healthcare systems, cardiovascular diseases are still prevalent in our society, with an estimated economic cost of €210 billion a year in the European Union [1]. So, the simulation of blood flow became an important way to understand the function of the cardiovascular system under normal and abnormal conditions, to design cardiovascular devices, and to diagnose and treat diseases [2]. The main objective of the present work is the development of a new computational approach to simulate blood flow.

MATERIALS AND METHODS

In order to numerically simulate the blood flow, the flow theory of Zienkiewicz (suitable to simulate the flow of viscous-elastic fluids) was considered [3]. Then, this rate deformation theory, initially developed for FEM, was combined with a radial point interpolation meshless method. The full formulation is now available in the academic software FEMAS software (Finite Element and Meshless Analysis Software – cmech.webs.com). Thus, using FEMAS, simplified models of arteries were constructed (Fig.1), and the corresponding numerical outputs were analysed.

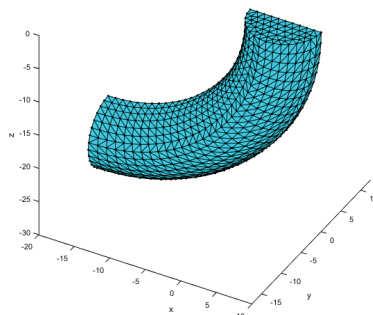


Figure 1. Representation of the quarter circular crown model in FEMAS.

RESULTS

The acquired results allowed to build colour maps of the obtained velocity field of 2D and 3D models using FEM, RPIM and NNRPIM. Comparing the three methods (Fig. 2), it was possible to observe that FEM presents better results in some of the studied cases, when compared with the ones obtained with the meshless methods. Nevertheless, generally, meshless methods are more adequate, since they promote a smoothed and uniform flow when the optimal parameters are used.

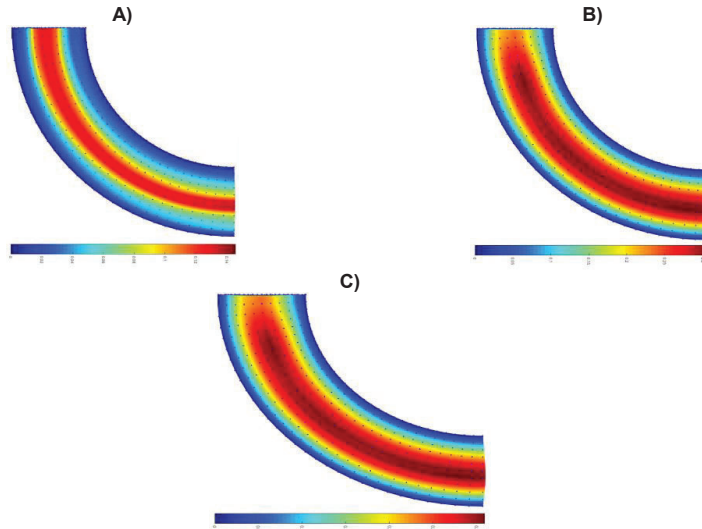


Figure 2. Obtained results with the different methods: a) FEM, b) RPIM and c) NNRPIM

DISCUSSION

Although FEM presents better results in some cases, RPIM and NNRPIM consistently provided smoother solutions. Meshless methods require more computational power (which was not available), so it was difficult to properly test new parameters and to achieve better solutions. For this reason, in some cases, FEM presented better results. Thus, in the future, with a higher computational power (capable to test the optimal parameters), it should be expected that meshless methods present better results than FEM.

CONCLUSIONS

In the present work, it was possible to conclude that meshless methods are an alternative numerical tool to simulate blood flow. However, the optimal NNRPIM and RPIM parameters for solid mechanics are not always suitable for analysing fluids. So, in future work, a deeper investigation of the optimal parameters for fluid flow analysis should be considered.

Acknowledgments

The authors truly acknowledge the funding provided by Ministério da Ciência, Tecnologia e Ensino Superior - Fundação para a Ciência e a Tecnologia (Portugal), by project funding MIT-EXPL/ISF/0084/2017. Additionally, the authors gratefully acknowledge the funding of Project NORTE-01-0145-FEDER-000022 - SciTech - Science and Technology for Competitive and Sustainable Industries, cofinanced by Programa Operacional Regional do Norte (NORTE2020), through Fundo Europeu de Desenvolvimento Regional (FEDER).

REFERENCES

- [1] A. Qiao and Y. Liu, "Medical application oriented blood flow simulation," *Clin. Biomech.*, vol. 23, no. SUPPL.1, pp. 130–136, 2008.
- [2] S. Mendis, P. Pekka, and B. Norrving, "Global Atlas on cardiovascular disease prevention and control," p. 155, 2011.
- [3] Zienkiewicz, O.C., et al., *The Finite Element Method for Fluid Dynamics*. 2014: Butterworth-Heinemann

Avaliação numérica de hastes curtas e longas na artroplastia press-fit da anca

Carlos Almeida¹, José Simões², António Ramos³

¹Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de Aveiro, Portugal

^{2,3}Escola Superior de Artes e Design, Matosinhos, Portugal, josesimoes@esad.pt

³Grupo de Investigação Biomecânica, Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de Aveiro, Portugal, a.amos@ua.pt,

RESUMO

O estudo apresentado teve como objetivo comparar três tipos de hastes aplicadas na artroplastia total da anca: haste longa (Corail) e duas hastes curtas (Silent Hip e Proxima), de conceitos distintos no que se refere ao apoio e fixação. Foram desenvolvidos quatro modelos numéricos, um fémur intato e três com as hastes femorais referidas. Nas simulações considerou-se um sistema de cargas referente a subir escadas. Os resultados revelaram que a haste curta apresenta melhor distribuição de deformações na zona proximal, permitindo uma redução do efeito *stress shielding*. Contudo, podem provocar a fratura na zona do colo femoral mais facilmente que a haste longa.

Palavras-chave: artroplastia da anca, press-fit, hastes curtas, modelo numérico

INTRODUÇÃO

A artroplastia total da anca é considerada uma das de maior sucesso, atingindo taxas da ordem de 95% a 10 anos de sobrevida [1]. Contudo, este tipo de substituição da articulação tem vindo a apresentar soluções minimalistas com hastes mais curtas de forma a preservar osso e permitir cirurgias mini invasivas. Os registos clínicos ainda são escassos e são referentes ao curto prazo, tendo mesmo alguns fabricantes removido os dispositivos do mercado. O presente estudo teve por objetivo aferir o comportamento de três soluções distintas para a articulação da anca.

MATERIAIS E MÉTODOS

Foram desenvolvidos quatro modelos, um modelo intato do fémur e três modelos implantados com próteses comerciais com registos clínicos. Os modelos selecionados são todos de fixação press-fit: haste longa da *Corail*, uma das mais aplicadas segundo diversos registos ortopédicos [1]; haste curta *Proxima*, com apoio no pescoço e lateralmente; e a haste *Silent Hip* que permite preservar os osso na região proximal. A figura 1 apresenta uma vista sagital do fémur em corte para visualizar a geometria das diferentes hastes.

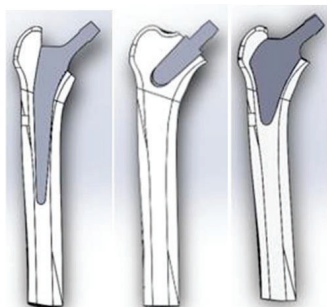


Figura 1. Diferentes hastes em estudo, Corail, Silent Hip e Proxima

A posição de implantação de cada haste foi considerada de acordo com a bibliografia, seguindo o procedimento cirúrgico referente a cada uma das hastes. Foram considerados materiais isotrópicos e de comportamento linear elástico. Considerou-se um módulo de elasticidade de 19 GPa para o osso cortical, 500 MPa para o osso esponjoso e 105 GPa para haste em titânio [2]. As forças aplicadas são as referentes à

situação de subida de escadas e encontram-se na tabela 1, onde apenas foram considerados os principais músculos [3].

Tabela 1. Forças musculares consideradas na simulação

Força (N)	X	Y	Z
Força Reação	-405	246	1719
Tensor da fâscia lata (proximal)	54	-87	-99
Abdutores	435	-32	-649
Tensor da fâscia lata (distal)	-4	5,3	143
Vasto lateral	-7	-139	697

As forças musculares foram objeto de correção após a colocação dos implantes. A correção das cargas era necessária devido às diferenças de posição do centro de colocação da cabeça, comparativamente ao centro geométrico do fêmur. No estudo foram consideradas duas situações: prótese totalmente integrada, ou seja a interface colada e prótese com interface em atrito; e com um coeficiente de atrito de 0.3.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados dos modelos numéricos permitiram a comparação entre o modelo intacto e as três situações artroplásticas simuladas. Os resultados da distribuição das deformações sem (colado) e com atrito revelaram que as hastes curtas transferem a carga na zona do colo femoral, semelhante ao fêmur intacto. As deformações principais mínimas da figura 2 mostram também uma maior transferência de carga na zona distal da haste da Corail. Relativamente a micromovimentos na interface na condição de atrito, ambas as artroplastias apresentaram valores inferiores a $50\mu\text{m}$, garantindo a sua estabilidade.

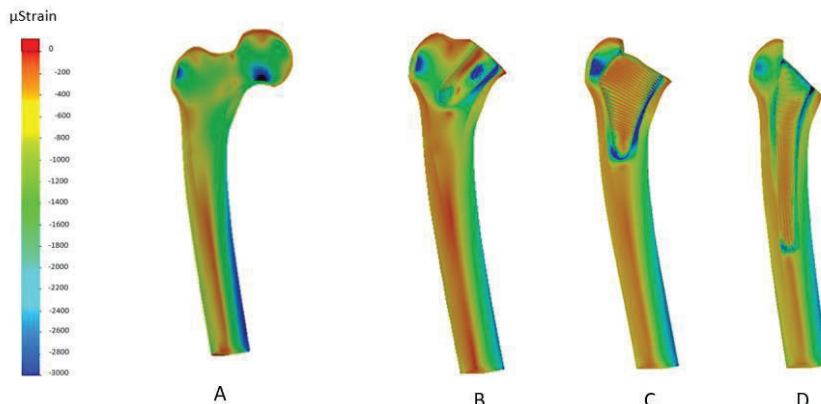


Figura 2 - Deformações principais mínimas; a) Fémur intacto; b) Haste Silent; c) Haste Proxima; d) Haste Corail

CONCLUSÕES

A comparação efetuada entre o modelo intacto e modelos implantados permitiu concluir que os modelos que apresentam comportamento semelhante ao fémur intacto são os modelos com haste curta, destacando-se a haste Silent, que apresentou um comportamento semelhante quer na situação de osseointegração, quer na situação do imediato pós-operatório.

REFERÊNCIAS

- [1] H. O. W. A. Functioning and G. Procedure, "Norwegian National Advisory Unit on Arthroplasty and Hip Fractures," vol. 8906, no. March, pp. 1–10, 2016.
- [2] A. M. Ramos, "Estudo numérico e experimental de uma nova componente femoral da prótese de anca cimentada," Universidade de Aveiro, 2006.
- [3] G. Bergmann et al., "Hip forces and gait patterns from routine activities," J. Biomech., vol. 34, pp. 859–871, 2001.

Comparative study of new plate for mandibular fractures

Tiago Semedo ¹, Michel Mesnard ², António Ramos ¹,

¹Universidade de Aveiro, Portugal, a.amos@ua.pt,

²Université de Bordeaux, France, michel.mesnard@u-bordeaux.fr

ABSTRACT

Mandibular angle fractures can be a consequence of several situations including primarily violence and traffic accidents. This study analyses the new design of a plate for improving the stability in mandible angle fractures. It compares the load transfer obtained with a commercial mini plate. The finite element model (FEM) was developed based on a condyle CT scan and implements a mini plate from DePuy Synthes. The FEM considers the 4 screws of the fixation and successively a complete and an incomplete mandible fracture. The analysis allows studying the fracture stabilization for both type of fractures and the screw diameter influence of 1.5 and 2mm diameter. The new design and the DePuy Synthes plate guarantee the fracture stabilization with less than 50µε.

Key words: mandible, fracture, load transfer, screws

INTRODUCTION

Fracture in the mandible angle represents 30% of all mandibular fractures [1]. The fracture localization is difficult to predict due to the complex mandible geometry [2]. This type of fracture presents some biomechanical challenges and anatomical difficulties: the thin cross-sectional area, the masticatory muscle insertions, the presence of the third molars in some cases (figure 1) are critical aspects. The surgery technique consisting in fixing one small bendable plate on the monocortical screws (developed by Michelet, consolidated by Champy) [3] does not really improve the stabilization but improve the access to the fracture. Then, the main goal of this study was to analyze the standard plate and to propose a new one.

MATERIALS AND METHODS

The geometry of the mandible was constructed from the CT scan of a 45-year-old patient to create the FEM [4]. Two complementary geometries were considered in the model, the cortical and the cancellous bone tissues. A complete fracture, a partial fracture in the mandible in left side was considered, A mini plate from DePuy Synthes were simulated to stabilize the angle fracture. The plate was applied using four unicortical screws - 2mm and 1.5mm in diameter successively, 6mm in length according to the Champy's method. The mandible external surface was smooth to improve the contact with the plate and simulating a surgical procedure.

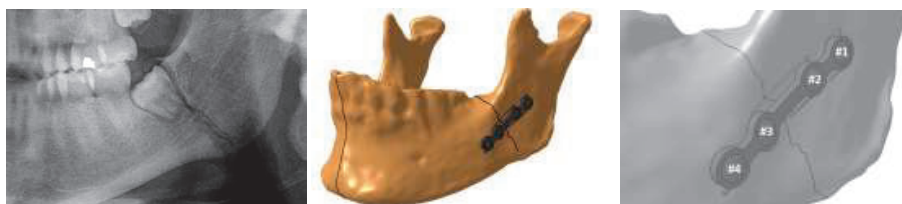


Figure 1. a) Fracture in the mandible angle, b) CAD model with a commercial plate, c) Positions of the screws.

The complete and the incomplete fractures were simulated in the mandible angle. The boundary conditions considered a load of 200N on the incisive tooth, in the load on the condyle and the action of the masseter muscles. The mechanical characteristics of the materials were borrowed from our previous studies for the bone tissues, the plate and the screws. Cancellous and cortical Bone tissues were glued. A friction factor (0.3) was taken into account between the plate and the mandible cortical bone. The fracture was simulated considering no penetration. A new design of the plate was proposed and tested according to the same conditions and considering 6 screws with different diameters.

RESULTS AND DISCUSSION

The results of the FE analysis point out the high level of the strains around the screws when loading the mandible. Critical strain values are reached around screws #4 and #1 for the complete fracture for 1.5 and 2mm screw diameters. For the fracture line the critical strains are reached in two positions, close to the fracture, the most critical for the bone consolidation. The screws with 2mm in diameter allow better stabilization of the fracture; the effect, presented in figure 2, is not significant. The maximum principal strain was critical for screws #1 and #2 with $5000\mu\epsilon$ in traction; the two other screws present lower values.

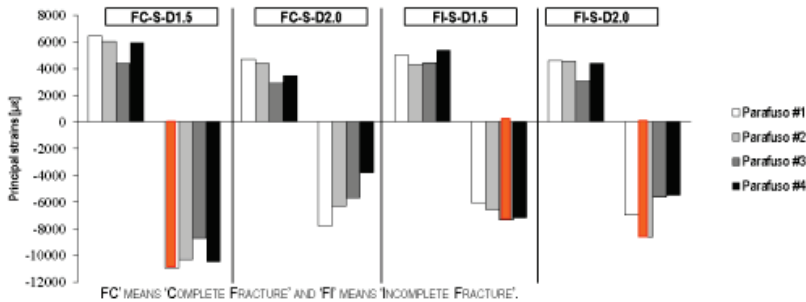


Figure 2 – Principal strains around screws

The effect of the strains around the screws depends on the plate geometry. Figure 3 proposes a new geometry. In that case, around the screws, the critical stress reached 348MPa for screw #3; the strains around the screw holes affect the fracture line. Relatively to the fracture stabilization, the two systems, with 2.0 and 1.5mm diameters, presented lower values, under $55\mu\text{m}$ (figure 3). The 2mm screws guarantee a better stabilization. The new design reduces the maximum micromovements in fracture line, up to $45\mu\text{m}$, with the 1.5mm screw.

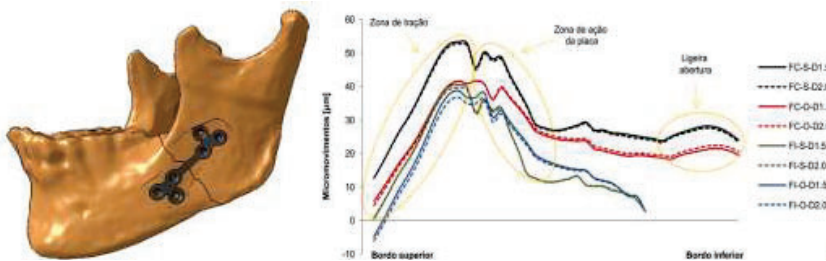


Figure 3 – Micro movements in fracture line for different screws and plates

CONCLUSIONS

The maximum micro movements observed in the fracture were $55\mu\text{m}$, which is not critical for the bone reconstruction. Then the system stabilizes the fracture independently of the diameter and the 1.5mm diameter is high enough. The results revealed that if the screws in the condyle side are near the line of fracture, the stabilization is affected. The new design improves the stabilization and reduces the micro movements when using 1.5mm diameter screws.

REFERENCES

- [1] - Morris C, Bebeau N, Brockhoff H, Tandon R, Tiwana P. A Mandibular fractures: an analysis of the epidemiology and patterns of injury in 4,143 fractures. J Oral Maxillofac Surg 73:951, 2015.
- [2] - Gear A, Apasova e, Schmitz J, Schubert W. Treatment modalities for mandibular angle fractures. J Oral Maxillofac Surg 63:655, 2005.
- [3] - Braasch D, Abubaker A. Management of mandibular angle fracture. Oral Maxillofacial Surg Clin North Am 25:591, 2013.
- [4] - Ramos A, Completo A, Relvas C, Mesnard M, Simões J. Straight, semi-anatomic and anatomic TMJ implants: The influence of condylar geometry and bone fixation screws. J Craniomaxillofac Surg 39:343-350, 2011.

A 3D homogenization technique for the mechanical characterization of trabecular bone tissue

M.Marques^{1,2}, J. Belinha³, A.F. Oliveira⁴, M.C. Manzaneres Céspedes⁵, R.M. Natal Jorge²

¹Institute of Science and Innovation in Mechanical and Industrial Engineering (INEGI), Portugal, mcmarques@inegi.up.pt,

²Faculty of Engineering of the University of Porto (FEUP), Portugal, matal@fe.up

³School of Engineering Polytechnic of Porto (ISEP), Portugal, job@isep.ipp.pt

⁴Institute of Biomedical Sciences Abel Salazar, University of Porto, Porto, Portugal (ICBAS), Portugal, afonsecaoliveira1@gmail.com

⁵Muscular and Skeletal Pathology Research, Human Anatomy and Embryology Unit, Universitat de Barcelona, Barcelona, Spain mcmazaneres@ub.edu

ABSTRACT

Bone is a material that can be classified as a hierarchical structure, where the different structural levels can be identified from the microscale to macroscale. Multiscale models enable to model the material using homogenization techniques. In this work, an innovative 3D homogenization technique for trabecular bone tissue is proposed, which uses the fabric tensor concept and a bone phenomenological material law, linking the apparent density with the trabecular bone mechanical properties. The proposed methodology efficiently homogenizes highly heterogeneous medium, allowing to define its homogenized microscale mechanical properties and to reduce the analysis computational cost (when compared with classical homogenization techniques). This methodology was validated using a set of tests with different examples to evaluate the sensibility of the correspondence of the ODF data with the input micro-CT image Representative Volume Element (RVE), representative of the trabecular micro structure. At last, some mechanical simulations, using Finite Element Methods and a meshless method, prove that exists a mechanical correlation between the models with highly heterogenous problem domains, with mechanical properties obtained from the literature, with the models with homogeneous problem domains, with mechanical properties obtained using the developed methodology.

Keywords: Multiscale, 3D Homogenization Technique, FEM, Meshless, Trabecular Bone.

INTRODUCTION

Bone biomechanics is based on the idea that load bearing bone tissues are structurally optimized for their mechanical function (Mow, Ratcliffe, & Poole, 1992; Wolff, 1986). Being one of the main computational mechanics field, bone biomechanics includes bone tissue engineering, mechanical characterization, bone remodeling and bone regeneration. Bone can be classified as a hierarchical structure, where the different structural levels can be identified from the macroscale to microscale (Wnek & Bowlin, 2008). The macroscale (the entire bone) and the microscale (the trabecular architecture level) can be defined by different physical properties due to its different functional requirements, such as bone density and corresponding mechanical properties. At the microscale, it is possible to recognize a non-homogeneous trabecular structure, which after being homogenized allows to define local anisotropic homogeneous mechanical properties, such as apparent density and directional Young moduli. Being bone a living tissue, it renews itself in the course of life by a biological process called bone remodeling (Wolff, 1986). To study the remodeling process of the bone some authors developed models that considered bone as an isotropic material, a simplistic approach on the behavior of trabecular bone, disregarding the importance of orientation in the remodeling process (Beaupré, Orr, & Carter, 1990; Carter, Fyhrie, & Whalen, 1987; Hart, Davy, & Heiple, 1984). Recent works are starting to characterize bone mechanical properties with the fabric tensor concept (Hazrati Marangalou, Ito, & van Rietbergen, 2015; Moreno, Smedby, & Pahr, 2016). The fabric tensor is a symmetric second rank tensor that characterizes the arrangement of a multiphase material, encoding the orientation and anisotropy of the material.

Back in 1985, Cowin (Cowin, 1985) developed a relation between the fourth rank elasticity tensor C_{ijkl} and a fabric tensor A , proving that an ellipsoid may be associated with the varieties of material symmetries. The fabric tensor can be obtained using morphologic-based methods, using the interface between phases of the material to estimate the fabric tensor. Most of the available techniques, using morphologic-based methods, obtain the fabric tensor applying an orientation distribution function (ODF), which is estimated from an orientation-dependent feature of interest. In mechanics, and in biomechanics, the accurate determination/characterization of the material's mechanical properties is a key parameter, which will allow to

describe and predict numerically the behavior of such materials for different scenarios. In this work, it is described a methodology that efficiently homogenizes highly heterogeneous medium, allowing to define its homogenized microscale mechanical properties and to reduce the analysis computational cost (when compared with classical homogenization techniques).

MATERIALS AND METHODS

To define the fabric tensor, it was used a similar methodology from the one developed by Whitehouse, 1974. In this methodology the number of interceptions between a parallel family line set, with direction ι , with the interface between both phases of the material is counted, $\text{Int}(\iota)$. The length of the parallel line family, h for the ι direction is also obtained. With h and ι it is possible to define an orientation distribution function (ODF), which in this case is called mean interception length (MIL). Using the ODF data, it is possible to fit and ellipsoid, from which can be extracted the corresponding ellipse parameters allowing to correlate it with the material orientation (its anisotropy). Using the phenomenological material law defined by Belinha and co-workers (Belinha, Jorge, & Dinis, 2013), and using the ellipsoid parameters, it is possible to define the mechanical properties of the respective RVE. Afterwards, with resource to the numerical methods, using the finite element methods and the meshless methods, it is possible to verify the correspondence of the obtained mechanical properties.

RESULTS

The current work provided a methodology that allows to define the mechanical properties of a micro-CT trabecular bone cuboid patch without any a-priori knowledge. Using the MIL methodology, it is possible to acquire data to define the material orientation using a distribution function. The studies performed concerning the modification of the RVE rotation, demonstrated that the methodologies used to create the fabric tensor and to obtain the mechanical properties are stable and provide good results.

Acknowledgments

The authors truly acknowledge the funding provided by Ministério da Ciência, Tecnologia e Ensino Superior – Fundação para a Ciência e a Tecnologia (Portugal), under grants: SFRH/BD/110047/2015, and by project funding MIT-EXPL/ISF/0084/2017. Additionally, the authors gratefully acknowledge the funding of Project NORTE-01-0145-FEDER-000022 – SciTech – Science and Technology for Competitive and Sustainable Industries, co-financed by Programa Operacional Regional do Norte (NORTE2020), through Fundo Europeu de Desenvolvimento Regional (FEDER).

REFERENCES

- Beaupré, G. S., Orr, T. E., & Carter, D. R. (1990). An approach for time-dependent bone modeling and remodeling-theoretical development. *Journal of Orthopaedic Research*, 8(5), 651–661. <https://doi.org/10.1002/jor.1100080506>
- Belinha, J., Jorge, R. M. N., & Dinis, L. M. J. S. (2013). A meshless microscale bone tissue trabecular remodelling analysis considering a new anisotropic bone tissue material law. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 16(11), 1170–1184. <https://doi.org/10.1080/10255842.2012.654783>
- Carter, D. R., Fyhrie, D. P., & Whalen, R. T. (1987). Trabecular bone density and loading history: Regulation of connective tissue biology by mechanical energy. *Journal of Biomechanics*, 20(8), 785–794. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(87\)90058-3](https://doi.org/10.1016/0021-9290(87)90058-3)
- Cowin, S. C. (1985). The relationship between the elasticity tensor and the fabric tensor. *Mechanics of Materials*, 4(2), 137–147. [https://doi.org/10.1016/0167-6636\(85\)90012-2](https://doi.org/10.1016/0167-6636(85)90012-2)
- Hart, R. T., Davy, D. T., & Heiple, K. G. (1984). A Computational Method for Stress Analysis of Adaptive Elastic Materials With a View Toward Applications in Strain-Induced Bone Remodeling. *Journal of Biomechanical Engineering*, 106(4), 342. <https://doi.org/10.1115/1.3138503>
- Hazrati Marangalou, J., Ito, K., & van Rietbergen, B. (2015). A novel approach to estimate trabecular bone anisotropy from stress tensors. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 14(1), 39–48. <https://doi.org/10.1007/s10237-014-0584-6>
- Moreno, R., Smedby, Ö., & Pahr, D. H. (2016). Prediction of apparent trabecular bone stiffness through fourth-order fabric tensors. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 15(4), 831–844. <https://doi.org/10.1007/s10237-015-0726-5>
- Mow, V. C., Ratcliffe, A., & Poole, A. R. (1992). Cartilage and diarthrodial joints as paradigms for hierarchical materials and structures. *Biomaterials*, 13(2), 67–97. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1550898>
- Wnek, G. E., & Bowlin, G. L. (2008). *Encyclopedia of Biomaterials and Biomedical Engineering*. (G. E. Wnek & L. B. Gary, Eds.) (2nd Editio). New York: CRC Press.
- Wolff, J. (1986). *The Law of Bone Remodelling*. Bone (Vol. 18). Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg. <https://doi.org/10.1007/978-3-642-71031-5>

The bone tissue remodelling response due to the insertion of dental implants

M.Marques^{1,2}, H.I. Gomes², M.M.A. Peyroteo^{1,2}, J. Belinha³, R.M. Natal Jorge²

¹Institute of Science and Innovation in Mechanical and Industrial Engineering (INEGI), Portugal, mcmarques@inegi.up.pt, mmmgomes@inegi.up.pt

²Faculty of Engineering of the University of Porto (FEUP), Portugal, up201608962@fe.up.pt, matal@fe.up

³School of Engineering Polytechnic of Porto (ISEP), Portugal, job@isep.ipp.pt

ABSTRACT

In the last years, the use of dental implants has increased exponentially. Nowadays, this reliable treatment shows a high success rate. Thus, due to the interest of the clinic/scientific community, it is necessary to continually study the response to the insertion of dental implant of the surrounding bone tissue. The implant changes the biomechanical environment of the mandible bone tissue, triggering the adaptation and remodelling of the bone tissue around the implant. The main purpose of the present work is to study the bone tissue remodelling of the mandibular bone due to the insertion of a dental implant. Thus, today, computational simulation methods and techniques are being used to simulate biological structures in a non-invasive and time efficient way. In order to perform the numerical analysis, meshless methods were used – the Natural Neighbour Radial Point Interpolation Method (NNRPIM). Then, the NNRPIM was combined with a mechanologic remodelling algorithm, based on the assumption that bone reorganization depends mainly on mechanical stimuli (in this case, the strain energy density field). It was possible to observe that the algorithm predicts critical regions of high and low density, as the ones found in clinical observations.

Keywords: bone remodelling, meshless methods, dental implants

INTRODUCTION

Edentulism is the designation used for partial or total absence of teeth. This condition affected about 158 million people worldwide in 2010, which corresponds to about 2.3% of the world's population. The loss of teeth is influenced by several factors, which are directly related to oral health, some examples include food, oral hygiene, smoking and alcoholism. The total number of missing teeth tends to increase as a consequence of the aging of the population. Thus, the need for solutions for partially edentulous patients increases. There are several solutions available, such as removable dental prosthesis, fixed partial denture (or bridge) and dental implant. The placement of dental implants is currently a valid treatment and with a high success rate. Its use has increased exponentially in recent years, with more than 5 million implants per year in the United States, equivalent to about 800 billion euros. It consists of a biocompatible device, placed in the maxilla / mandible bone, providing support for a prosthetic reconstruction. Currently, there are several types of implants, which can be classified as to their macro and microstructure. The characteristics of the implant aim to increase primary stability, a factor that is essential for osseointegration. Thus, this work proposes to study the bone tissue remodelling response due to the insertion of dental implants, and to compare the solutions of distinct numerical approaches – the finite element method (FEM) and meshless methods.

MATERIALS AND METHODS

Numerical methods have been playing a very important role in the biomechanical simulation of biological structures, especially when it is difficult or time-consuming to obtain results through clinical trials. Thus, computational modelling and simulation become a viable option due to its non-invasive nature and time efficiency. Thus, in order to perform a numerical analysis using a discrete numerical technique (such as the FEM or the meshless), first, it is necessary to construct a virtual discrete model of the mandibular bone structure. In turn, the dental implant will be drawn and added to the jaw. Subsequently, the external forces and physical constraints are applied to the model and then, both FEM and meshless methods are used to obtain the structural response of the bone tissue (its stress/strain fields). The stress/strain fields are used to understand the most stressed zones, in which bone should grow, and the least stressed zones, in which bone tissue should decrease. The algorithm performs this analysis iteratively, leading to a final bone tissue configuration [1].

RESULTS

The obtained results shown that below the implant it was possible to observe that the algorithm predicts high density regions oriented horizontally, which connect the cortical outer layers. However, in the region just below the implant (apical region), large resorption zones are observed. Additionally, it was possible to observe that the general density distributions of both FEM and meshless methods are similar. It was also observed that the results obtained with the remodelling algorithm, combined with the numerical method NNRPIM, are in agreement with other studies found in the literature, but using FEM [2,3].

CONCLUSIONS

The results obtained in this work show that, combining the material phenomenological law with the precision and smoothness of the tensile field obtained with the meshless methods (RPIM and NNRPIM), the remodelling algorithm allowed to accurately predict the main trabecular structures. In this study, it was used an algorithm that considers only the loading as a stimulus for bone remodelling. Thus, in the future it would be interesting to use an algorithm that besides considering the mechanical forces, consider together the relations between the metabolic activities and the trabecular architecture.

Acknowledgments

The authors truly acknowledge the funding provided by Ministério da Ciência, Tecnologia e Ensino Superior – Fundação para a Ciência e a Tecnologia (Portugal), under grants: SFRH/BD/110047/2015, and by project funding MIT-EXPL/ISF/0084/2017. Additionally, the authors gratefully acknowledge the funding of Project NORTE-01-0145-FEDER-000022 – SciTech – Science and Technology for Competitive and Sustainable Industries, co-financed by Programa Operacional Regional do Norte (NORTE2020), through Fundo Europeu de Desenvolvimento Regional (FEDER).

REFERENCES

- [1] Belinha, J. (2014). Meshless Methods in Biomechanics – Bone Tissue Remodelling Analysis. (J.M. R. S. Tavares & R. M. Natal Jorge, Eds.) (Vol. 16 ed.,p. 320). Lecture Notes in Computational Vision and Biomechanics, Springer Netherlands.
- [2] Chou, H.-Y., Jagodnik, J. J., & Muftu, S. (2008). Predictions of bone remodeling around dental implant systems. *Journal of Biomechanics*, 41, 1365–1373. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.01.032>
- [3] Lian, Z., Guan, H., Ivanovski, S., Loo, Y., Johnson, N. W., & Effect, H. Z. (2010). Effect of bone to implant contact percentage on bone remodelling surrounding a dental implant. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 39, 690–698. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2010.03.020>

Controlo postural da tíbio társica: “Efeitos” da ortótese do tipo AFO em sujeitos saudáveis

Diana Cotrim, Andreia Sousa, Rubim Santos, Augusta Silva

Escola Superior de Saúde do Porto – Instituto Politécnico do Porto, Portugal
dianacotrim@gmail.com, asp@ess.ipp.pt, ess@ess.ipp.pt, smaugusta@gmail.com

RESUMO

Objetivo: avaliar a influência do uso da ortótese AFO nos tempos de variação da atividade muscular dos músculos tibial anterior, solear e gastrocnémio medial, durante os ajustes posturais na janela temporal compreendida entre os -250 até os 50 ms relativamente ao início da marcha, sentar e levantar. Oito sujeitos voluntários com idade entre os 25-35 anos, foram avaliados com recurso à eletromiografia de superfície e à plataforma de força em dois momentos 1) sem a ortótese 2) com ortótese. Entre os dois momentos de recolha os sujeitos realizaram múltiplas tarefas funcionais básicas como marcha e sentar-levantar-sentar, com a AFO, durante o período de uma hora. Foi possível observar uma tendência para um atraso nos tempos de variação da atividade muscular dos músculos tibial anterior, solear e gastrocnémio medial nas tarefas funcionais em estudo mais pronunciada no membro homolateral à ortótese. A utilização da ortótese do tipo AFO parece induzir uma modificação dos tempos de variação da atividade muscular do tibial anterior, solear e gastrocnémio medial (homolateral e contralateral) correspondente aos ajustes posturais, nas sequências de movimento sentado para de pé, de pé para sentado e início da marcha.

Palavras-chave: ajustes posturais, ankle foot orthoses, controlo postural, eletromiografia, feedforward

INTRODUÇÃO

Os ajustes posturais da tíbio társica (TT) dependem de um *input* proprioceptivo adequado para que se possa garantir um correto *output* motor [1,2,3]. Ortóteses do tipo *ankle foot orthoses* (AFO) que mantém a TT próxima da posição neutra para auxiliar a elevação do pé durante a fase de balanço e estabilizar a TT durante a fase de apoio [4], podem condicionar o *input* periférico interferindo com a regulação neural na ativação dos ajustes posturais. A referência às vantagens da utilização desta ortótese no que respeita às características cinemáticas da marcha como cadência, comprimento do passo, velocidade da marcha e mobilidade, tem sido uma constante ao longo dos anos [5,6,7,8]. No entanto, importa perceber também o impacto da ortótese AFO no controlo postural da TT através do estudo de variáveis diretamente relacionadas com esta função como o *timing* de ativação dos músculos envolvidos nas estratégias dos ajustes posturais.

OBJETIVO

Avaliar a influência do uso da ortótese AFO nos tempos de variação da atividade muscular, durante os ajustes posturais na janela temporal dos -250 até 50 ms nas tarefas funcionais sentado para de pé, de pé para sentado e início da marcha dos músculos tibial anterior (TA), solear (SOL) e gastrocnémio medial (GM) de ambos os membros inferiores em sujeitos saudáveis.

MÉTODOS

Oito sujeitos voluntários com idade entre os 25-35 anos, saudáveis e sedentários segundo o Centro de Controlo de Doenças do American College of Sports Medicine [9], foram avaliados em dois momentos 1) sem a ortótese 2) com ortótese. Entre os dois momentos de recolha os sujeitos realizaram múltiplas tarefas funcionais básicas como marcha e sentar-levantar-sentar durante o período de uma hora utilizando a ortótese AFO. Nesses dois momentos, a atividade muscular do TA, SOL e GM, em ambos membros inferiores foi recolhida, com recurso à eletromiografia de superfície para avaliar os tempos de variação da atividade muscular durante a janela temporal dos ajustes posturais definida para esse estudo. Para o registo das forças de reação ao solo foram utilizadas duas plataformas de força embutidas no solo que permitiram identificar o início das sequências de movimento através do componente ântero-posterior do centro de pressão. Foram tidas considerações específicas para as recolhas de cada uma das tarefas como posição de sentado sem apoio do tronco e com os membros superiores ao longo do corpo; 2/3 do fémur em contato com a superfície de apoio; altura do assento ajustada a 100% do comprimento da perna. Na tarefa funcional de pé para sentado cada participante assumiu a posição de pé, com os membros superiores ao longo do corpo, sendo solicitado que mantivesse esta posição durante 60 segundos [10,11]. A recolha do início da

marcha foi precedida de uma recolha na posição de pé, com os membros superiores ao longo do corpo e os dois pés na plataforma de força pelo período de 60 segundos. Utilizou-se a componente antero-posterior do centro de pressão para determinar T0. Este foi definido como o início do intervalo de tempo com duração mínima de 50 ms durante o qual este componente assumiu um valor superior ou inferior à média do seu valor basal mais ou menos, respetivamente, 3 desvios padrão (M+3DP).

RESULTADOS E DISCUSSÃO

De acordo com os resultados obtidos foi possível observar uma modificação dos tempos de variação da atividade muscular do TA, SOL e GM em todas as tarefas funcionais avaliadas traduzida por um atraso dos ajustes posturais dos músculos estudados. Na sequência sentado para de pé com a ortótese, um atraso no tempo de variação da atividade no sentido da inibição foi observado, especialmente no SOL e GM homolateral com um atraso de -85 e -90 ms, respetivamente em relação a T0. Já no início da marcha, o membro homolateral ao uso da ortótese foi o que apresentou maior atraso nos tempos de variação durante a ativação do TA (-65ms) e inibição dos seus antagonistas SOL (-105 ms) e GM (-110 ms) Na tarefa de pé para sentado, as maiores alterações foram detetadas no comportamento do TA homo e contralateral no sentido da ativação, alcançando 0 ms no caso do TA homolateral e -90 ms no contralateral. O condicionamento mecânico induzido pela ortótese relativo à deslocação de carga sobre o retropé [12], pode justificar em parte os resultados pela possível interferência com as variações da relação comprimento/tensão dos flexores plantares e consequente input para o cerebelo. Este através da sua influência sobre os núcleos vestibulares em conjunto com o sistema reticular pode influenciar vários segmentos corporais no âmbito do controlo postural [13,14]. Estes resultados reforçam a importância dos pés, enquanto referência proprioceptiva na transição entre sequências de movimento [15], com possível enfoque a ser dado à importância da variação da relação tensão/comprimento muscular em particular dos músculos posteriores da perna, que a AFO condiciona ao manter a TT na posição neutra. Esta limitação pode interferir com o input oriundo das fibras tipo Ib, necessário à ativação de interneurónios inibitórios e possível interferência na ativação de mecanismos de inervação recíproca [15].

CONCLUSÃO

O uso da ortótese do tipo AFO parece levar à uma modificação dos tempos de variação da atividade muscular do TA, SOL e GM (homolateral e contralateral) enquadrado nos ajustes posturais, nas sequências de movimento sentado para de pé, de pé para sentado e início da marcha.

REFERÊNCIAS

- [1] Roy, G., Nadeau, S., Grave, D., Malouin, F., McFadyen, B. & Pottie, F. (2006). The effect of foot position and chair height on the asymmetry of vertical forces during sit - to - stand and stand - to - sit tasks in individuals with hemiparesis. *Clinical Biomechanics*, 21(6), 585 - 593.
- [2] Yoshida, S., Nakazawa, K., Shimizu, E., Shimoyama, I., (2008). Anticipatory postural adjustments modify the movement-related potentials of upper extremity voluntary movement. *Gait Posture* 27 (1), 97–102.
- [3] Jacobs, J., Lou, J., Kraakevik, J. & Horak, F. (2009). The supplementary motor area 10 contributes to the timing of the anticipatory postural adjustment during step initiation in 11 participants with and without Parkinson's disease. *Neuroscience* , 164(22), 877 - 885.
- [4] Cakar, E., Durmus, O., Tekin, L., Dincer, U., Kiralp, M.Z., (2010). The ankle-foot orthosis improves balance and reduces fall risk of chronic spastic hemiparetic patients. *Eur.J. Phys. Rehabil. Med.* 46 (3), 363–368.
- [5] Chen, C.L., Yeung, K.T., Wang, C.H., Chu, H.T. & Yeh, C.Y. (1999). Anterior anklefoot orthosis effects on postural stability in hemiplegic patients. *Arch Phys Med Rehabil*, 80, 1587-1592.
- [6] De Wit, D.C., Buurke, J.H., Nijlant, J.M., Ijzerman, M.J. & Hermens, H.J. (2004). The effect of an ankle-foot orthosis on walking ability in chronic stroke patients: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil*, 18, 550-557.
- [7] Pohl, M. & Mehrholz, J. (2006). Immediate effects of an individually designed functional ankle-foot orthosis on stance and gait in hemiparetic patients. *Clin Rehabil*, 20, 324–330.
- [8] Simons, C., van Asseldonk, E., van der Kooij, H., Geurts, A., Buurke, J. (2009). Ankle-foot orthoses in stroke: effects on functional balance, weight-bearing asymmetry and the contribution of each lower limb to balance control. *Clin Biomech*, 24,769-775.
- [9] Thompson W. (2001). *ACSM's guidelines for exercise testing and prescription*. (8 ed.). Philadelphia: Lippincott Williams & Williams.
- [10] Dubost, V., Beauchet, O., Manckoundia, P., Herrmann, F. & Mourey, F. (2005). Decreased Trunk Angular Displacement During Sitting Down: An Early Feature of Aging. *Physical Therapy*, 85 (5) 404 - 412.
- [11] Duarte, M., & Freitas, S. (2010). Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 14 (3), 186-92.
- [12] Kim, M., Yi, C., Yoo, W. & Choi, B. (2011). EMG and kinematics analysis of the trunk and lower extremity during sit-to-stand task while wearing shoes with different heel heights in healthy young women. *Hum Mov Sci.*, 30(3), 596–605.
- [13] Bengtsson, F. & Hesslow, G. (2006). Cerebellar control of the inferior olive. *Cerebellum*, 5 (1), 7-
- [14] Haines, D. 2008. *Neurociência Fundamental para aplicações básicas e clínicas*. 3ª Ed. Lusodidacta Editora.
- [15] Holland, A. & Lynch - Ellerington, M. (2009). The control of locomotion. In S. Raine, L. Meadows, & M. Lynch - Ellerington, *Bobath Concept: Theory and clinical practice in neurological rehabilitation* (pp. 117 - 149). UK: Wiley - Blackwell.

Comparação de características antropométricas, cinemáticas, cinéticas e de eficiência entre nadadores e nadadoras jovens do mesmo escalão competitivo

Morais JE, Neiva HP, Marinho DA

CIDESD, Universidade da Beira Interior, Portugal
morais.jorgestrela@gmail.com; henriquepn@gmail.com; dmarinho@ubi.pt

ABSTRACT

O objetivo deste estudo foi comparar um conjunto de características biofísicas e técnicas entre nadadores masculinos e femininos jovens, do mesmo escalão competitivo. A amostra foi composta por 100 nadadores jovens (48 rapazes e 52 raparigas). Um conjunto de variáveis antropométricas, cinemáticas, cinéticas e de eficiência foram avaliadas. Na performance dos 100m crol, verificou-se uma diferença de 10.27% entre sexos. Nas variáveis antropométricas, a maior diferença verificou-se na massa corporal (7.38%), nas variáveis cinemáticas foi o rácio flutuação intraciclica da velocidade-velocidade de nado (14.11%), na cinética foi na potência para sobrepor o arrasto (30.86%), e na eficiência foi o índice de nado (12.08%). Pode-se concluir que em cada conjunto de características analisadas (antropometria, cinemática, cinética, eficiência), existem variáveis que são significativamente diferentes entre sexos.

Palavras-chave: técnica, diferença competitiva, rendimento

INTRODUÇÃO

O treino de nadadores jovens, e do mesmo escalão competitivo, agrupa nadadores dos dois sexos (rapazes e raparigas). Devido às hipotéticas diferenças que possam existir entre sexos em vários parâmetros nesta faixa etária (os mais analisados em nadadores jovens são antropométricos e relacionados com a mecânica de nado), pode especular-se se nadadores dos dois sexos devem ou não treinar da mesma forma e/ou agrupados. Alguns estudos referem que não existem diferenças significativas entre nadadores pré-púberes de ambos os sexos [1]. Ainda assim, outros estudos verificaram diferenças entre sexos principalmente a nível técnico (parâmetros cinemáticos) [2]. O objetivo deste estudo foi comparar nadadores jovens (rapazes com raparigas) através de uma bateria de testes alargada (antropometria, cinemática, cinética e eficiência), de forma a perceber as principais diferenças entre sexos e a sua magnitude.

MATERIAIS E MÉTODOS

A amostra foi constituída por 48 nadadores (rapazes: 12.52 ± 0.77 anos de idade) e 52 nadadores (raparigas: 12.23 ± 0.70 anos de idade), participantes regulares em competições regionais e nacionais. Todos os nadadores faziam parte de um programa de identificação de talentos desportivos.

Recolha de dados antropométricos

A massa corporal (MC) foi avaliada com uma balança digital (TANITA, BC-730). A área de secção transversa do tronco (ASTT), a estatura (EST) e envergadura (ENV) foram avaliadas através de fotogrametria digital [3].

Recolha de dados cinemáticos e eficiência

As variáveis cinemáticas e de eficiência foram recolhidas durante três percursos de 25m crol realizado ao máximo (a média foi utilizada para análise), com recurso a velocímetro mecânico (Swim Speedometer, Swimsportec, Hildesheim, Alemanha). A velocidade de nado média (Vel , $m \cdot s^{-1}$) foi calculada durante os 15m intermediários (entre os 5 e 20m). Dois avaliadores mediram a frequência gestual (FG, $ciclos \cdot min^{-1}$, $ICC=0.997$) com um crono-frequencímetro (base 3) e, posteriormente, convertido em unidades do sistema internacional (Hz). Foram calculadas ainda a distância de ciclo (DC, m), variação intra-cíclica da velocidade (dv , adimensional), os rácios entre a DC e ENV (DC_ENV , adimensional) e a dv e Vel (dv_Vel , adimensional), velocidade hull (Vel_hull , $m \cdot s^{-1}$). As variáveis de eficiência selecionadas foram a eficiência propulsiva (η_p , %) e o índice de nado (IN $m^2 \cdot s^{-1}$).

Recolha de dados cinéticos

O método de perturbação de velocidade foi utilizado para calcular as variáveis cinéticas. Os nadadores realizaram dois percursos máximos de 25m. Um percurso em crol, e outro percurso com um corpo hidrodinâmico acoplado. Foi registado o tempo de deslocamento entre o metro 11 e 24. Foram calculados o arrasto ativo (D_a), o coeficiente de arrasto ativo (C_{Da}) e a potência para sobrepor o arrasto (P_d) [4].

RESULTADOS E DISCUSSÃO

A tabela 1 apresenta a estatística descritiva de todas as variáveis analisadas, o intervalo de confiança de 95%, e ainda a diferença entre sexos (%) assim como o efeito dessa magnitude (d). A performance apresentou uma diferença de 10.27% (d = 0.90, elevado). A maior parte das variáveis analisadas apresentaram diferenças significativas entre sexos, variando entre 1.50% (d = 0.75, moderado) na Vel_{hull} e 30.86% (d = 0.60, moderado) na P_d. Ainda assim, existiram variáveis em que não se verificaram diferenças estatisticamente significativas (por exemplo: DC = 0.12%, d = 0.26, moderado; η_p = 0.38%, d = 0.03, baixo). Este estudo teve como principal objetivo comparar um conjunto de variáveis antropométricas, cinemáticas, cinéticas e de eficiência entre nadadores jovens masculinos e femininos [1,2]. Na literatura existente sobre a diferença entre sexos, em nadadores pré-púberes, não parece existir uma evidência concreta sobre a existência ou ausência de diferenças. Ainda assim, neste estudo foi possível constatar que para além de diferenças nas dimensões corporais (antropometria), verificaram-se diferenças cinemáticas (mecânica de nado), cinéticas e de eficiência. A hipotética existência de diferenças (ou não), tem um efeito direto no planeamento do treino destes atletas. Isto deve-se ao facto de os treinadores optarem por prescrever o mesmo treino a atletas masculinos e femininos, do mesmo escalão competitivo, nestas faixas etárias.

Tabela 1. Dados descritivos e intervalo de confiança de 95% (IC95) para a amostra completa (rapazes e raparigas juntos), só rapazes, só raparigas e o efeito do sexo. É apresentada a diferença média (%) entre rapazes e raparigas, e o efeito da magnitude da diferença (d de Cohen).

	Todos					Rapazes		Raparigas		Δ	d
	Média±1DP	IC95	F	p	η^2	Média±1DP	IC95	Média±1DP	IC95		
Antropometria											
MC (kg)	48.85±8.29	47.20;50.50	5.81	0.018	0.06	50.76±8.58	48.29;53.22	47.01±7.65	44.86;49.17	7.38%	0.46
EST (m)	1.59±0.07	1.57;1.60	9.51	0.003	0.09	1.61±0.08	1.59;1.64	1.56±0.06	1.54;1.59	2.99%	0.71
ENV (m)	1.66±0.08	1.65;1.68	9.15	0.003	0.09	1.69±0.08	1.67;1.71	1.64±0.07	1.62;1.66	2.94%	0.66
ASTT (m ²)	0.066±0.010	0.064;0.068	0.102	0.750	0.00	0.067±0.010	0.064;0.070	0.066±0.010	0.063;0.069	1.14%	0.10
Cinemática											
Vel (m·s ⁻¹)	1.30±0.14	1.28;1.33	27.58	<0.001	0.22	1.38±0.13	1.34;1.42	1.24±0.11	1.21;1.27	9.78%	1.16
dv (adimensional)	0.09±0.02	0.08;0.10	0.299	0.586	0.00	0.09±0.03	0.08;0.10	0.09±0.02	0.08;0.10	3.37%	0.00
FG (Hz)	0.84±0.10	0.82;0.86	11.62	0.001	0.11	0.88±0.10	0.85;0.91	0.81±0.09	0.79;0.84	7.61	0.74
DC (m)	1.55±0.19	1.51;1.59	1.64	0.202	0.02	1.58±0.19	1.52;1.64	1.53±0.19	1.48;1.59	3.05%	0.26
DC_ENV (adimensional)	0.93±0.09	0.91;0.95	0.015	0.904	0.00	0.93±0.09	0.90;0.96	0.93±0.10	0.90;0.96	0.12%	0.00
dv_Vel (adimensional)	0.07±0.02	0.06;0.08	3.59	0.061	0.03	0.07±0.02	0.06;0.07	0.08±0.02	0.07;0.08	14.11%	0.50
Vel_hull (m·s ⁻¹)	1.90±0.04	1.89;1.91	9.33	0.003	0.09	1.92±0.04	1.90;1.94	1.89±0.04	1.88;1.91	1.50%	0.75
Eficiência											
IN (m ² ·s ⁻¹)	2.05±0.42	1.97;2.14	10.49	0.002	0.10	2.19±0.44	2.06;2.32	1.92±0.36	1.82;2.02	12.08%	0.67
η_p (%)	29.82±3.92	29.04;30.60	0.002	0.962	0.00	29.88±4.27	28.66;31.11	29.77±3.60	28.75;30.78	0.38%	0.03
Cinética											
D _a (N)	52.76±29.26	46.96;58.57	4.92	0.029	0.05	59.90±32.54	50.56;69.25	45.90±24.09	39.12;52.68	23.37%	0.49
C _{da} (adimensional)	0.43±0.20	0.39;0.47	0.565	0.454	0.01	0.42±0.17	0.37;0.47	0.44±0.23	0.37;0.51	4.95%	0.10
P _d (W)	71.17±44.96	62.25;80.10	7.84	0.006	0.07	84.47±51.31	69.73;99.21	58.40±33.70	48.92;67.88	30.86%	0.60
Performance (s)	74.25±8.80	72.50;76.00	18.16	<0.001	0.15	70.55±8.41	68.14;72.97	77.80±7.70	75.64;79.97	10.27%	0.90

CONCLUSÕES

Pode concluir-se que de todas as variáveis analisadas, na sua maioria verificaram-se diferenças significativas entre sexos. As principais diferenças registaram-se em parâmetros relacionados com a mecânica de nado. Assim, sugere-se que os treinadores prestem alguma atenção no planeamento do treino, quando englobam nadadores de ambos os sexos.

REFERÊNCIAS

- [1] Zuniga, J., Housh, T. J., Mielke, M., Hendrix, C. R., Camic, C. L., Johnson, G. O., Housh, D. J., & Schmidt, R. J. (2011). Gender comparisons of anthropometrics characteristics of young sprint swimmers. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25, 103-108.
- [2] Morais, J. E., Garrido, N. D., Marques, M. C., Silva, A. J., Marinho, D. A., & Barbosa, T. M. (2013). The influence of anthropometric, kinematic and energetic variables and gender on swimming performance in youth athletes. *Journal of Human Kinetics*, 39, 203-211.
- [3] Morais, J. E., Costa, M. J., Mejias, E. J., Marinho, D. A., Silva, A. J., & Barbosa, T. M. (2011). Morphometric study for estimation and validation of trunk transverse surface area to assess human drag for on water. *Journal of Human Kinetics*, 28, 5-13.
- [4] Kolmogorov, S., & Duplicheva, O. (1992). Active drag, useful mechanical power output and hydrodynamic force in different swimming strokes at maximal velocity. *Journal of Biomechanics*, 25(6), 311-318.

Analysis of the influence of different optimization-cost functions in the simulation of the human movement

Sérgio B. Gonçalves and Miguel Tavares da Silva

IDMEC, Instituto Superior Técnico, Universidade de Lisboa, Portugal,
sergio.goncalves@tecnico.ulisboa.pt, miguelsilva@tecnico.ulisboa.pt

ABSTRACT

The present work evaluates the influence of different optimization cost functions in the three-dimensional (3D) simulation of human motion. The analysis focuses on the simulation of several movements of the human arm, considering a multibody dynamics formulation with natural coordinates combined with an optimal control strategy. The applicability of each condition will be evaluated by comparing the simulation outcomes with experimental data. Preliminary results indicate that dynamic effort cost functions tend to produce good predictions of the human movement.

Keywords: Motion Simulation, Optimization, Multibody System Dynamics, Natural Coordinates, Biomechanics

INTRODUCTION

The advent of computers allowed the application of simulation methodologies in the study of human motion. Biomechanics and gait analysis are good examples where these methodologies have been successfully applied. Several works analyse not only the mechanical aspects behind human movement but also their physiological mechanisms. Others use simulation methods to predict the outcome of different surgical procedures or rehabilitation protocols [1,2].

The success of these methodologies is in part related with their ability in simulating new inputs and conditions *in silico*, avoiding time-consuming, and sometimes expensive, experimental tests. However, the simulation of intricate mechanical systems with a large number of degrees-of-freedom, such as full-body models, is still an issue due to the complexity of the problem to solve. Within the different methods used to simulate this type of problems, multibody dynamics methodologies stand out due to their efficiency during the simulation of complex models. When used alongside with optimization methodologies, multibody dynamics can be used to model not only the motion of the human body, but also the mechanical behaviour of the muscle and tendon apparatus [3].

An important issue when optimization techniques are used is the strategy and the optimization cost function applied during the simulation. Several works address the influence of the cost function in the quality of the obtained results, showing that different performance criteria can result in different patterns [4,5]. Therefore, this work aims to analyse the influence of different cost functions and optimization strategies in the simulation of the human movement. The simulation makes use of the methodology proposed in [6], in which a multibody dynamics formulation with natural coordinate is used alongside with an optimal control strategy. The performance of different energy-related and trajectory control functions will be tested, while simulating different arm movements, considering single objective and multi-objective optimization methodologies. Results are compared with experimental data and discussed accordingly.

METHODOLOGY

For running the simulation, the methodology proposed in [6] is applied. The methodology considers a multibody dynamics formulation with natural coordinates alongside with an optimal control strategy, to study the human movement. It follows a predicative approach, i.e. both the state variables, defined as the drivers of the biomechanical model in study, and the control variables, representative of the force and torques, are optimized simultaneously, while the equations of motion (EOM) are treated as equality constraints. This way, the coordinates of the system are optimized directly without using integration steps, which are in general computationally heavy. The methodology was successfully applied in the simulation of different biomechanical models, representative of the human arm [6,7], considering several cost functions.

In the present work, three optimization strategies are considered. The first one considers the analysis of each cost function individually, considering a nonlinear optimization. Different energy-related cost functions, namely mechanical energy, dynamic effort, metabolic energy, jerk, are tested (see Tab. 1). The second strategy considers also the use of a nonlinear constrained optimization, however the cost function is computed as a weighted sum of different performance criteria. In this analysis, trajectory control functions, i.e., functions that relate the kinematic outputs with some control patterns, are also considered. Finally, the third strategy considers the use of a multi-objective goal optimization, considering all the performance criteria

addressed before. The evaluation of each function/strategy is performed by comparing the simulation outcomes with the results obtained for inverse dynamic analysis of the same movement. Two programs are used to run the simulation: *Apollo* – an in-house 3D multibody dynamics software used in the definition of the mechanical system from a multibody perspective and in the evaluation of the EOM; and *MATLAB* – a computational environment used to solve the NLP problem (*fmincon* with SQP and *goalattain*).

Table 1. Performance criteria used in optimization cost function

Performance Criteria		
Dynamic Effort	$\frac{\tau^T \cdot \tau}{\tau_{max}}$	τ – Joint Torques
Mechanical Energy	$\sum_i^{nt} \tau_i \cdot \dot{q}_i $	q – Generalized coordinates of the model
Metabolic Energy	\dot{E}	E – Metabolic Energy
Jerk	$\dot{\tau}^T \cdot \dot{\tau}$	q^* – Reference coordinates
Trajectory Control	$\sum_{i=1}^{n_q} q_i^* - q_i $	

RESULTS AND DISCUSSION

The implemented methodology allowed to successfully simulate the movement of catch an object in 3D. Preliminary results show slightly differences between the different cost functions used and different weights (see Fig. 1). As suggested in literature, dynamic effort-related cost functions tend to present good representations of the human movement. As expected, the use of control trajectories alongside with energy-related criteria yield patterns similar to the ones observed experimentally. The use of weighted functions resulted in some problems in the methodology convergence, in particular for cases in which the weights of the control trajectory function were higher than 0.4.

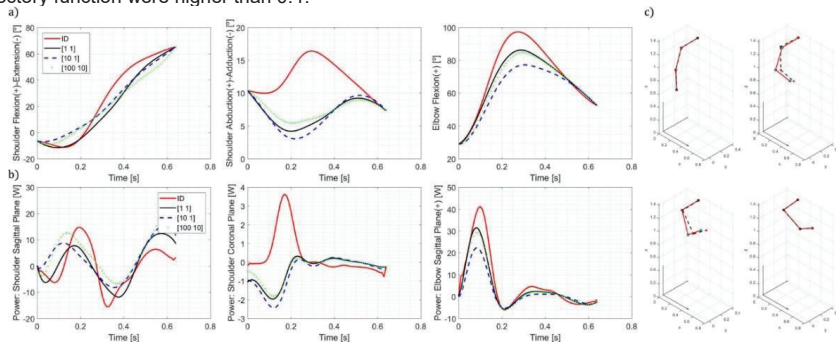


Figure 1. Results obtained for an inverse dynamics analysis (ID) and 3 multi-objective optimizations of the catch an object movement (1st entry of each list in the legend represent the weight used for the dynamic effort criteria and the second one the weight for the trajectory control): a) Kinematics; b) Dynamics; c) 3D model kinematics.

Acknowledgements

Authors would like to acknowledge the support of *Fundação para a Ciência e a Tecnologia* (FCT) through project LAETA (UID/EMS/50022/2013) and PhD scholarship (SFRH/BD/51574/2011).

REFERENCES

- [1] S. L. Delp, J. P. Loan, M. G. Hoy, F. E. Zajac, E. L. Topp, and J. M. Rosen, "An interactive Graphics-Based Model of the Lower Extremity to Study Orthopaedic Surgical Procedures," *IEEE Trans. Biom. Eng.*, vol. 37, 8, 1990.
- [2] B. J. Fregly, J. A. Reinbolt, K. L. Rooney, K. H. Mitchell, and T. L. Chmielewski, "Design of patient-specific gait modifications for knee osteoarthritis rehabilitation," *Biomed. Eng. IEEE Trans.*, vol. 54, no. 9, pp. 1687–1695, 2007.
- [3] A. R. Oliveira, S. B. Gonçalves, M. de Carvalho, and M. T. Silva, "Development of a Musculotendon Model Within the Framework of Multibody Systems Dynamics," in *Multibody Dynamics*, Springer, 2016, pp. 213–237.
- [4] M. Ackermann and A. J. van den Bogert, "Optimality principles for model-based prediction of human gait," *J. Biomech.*, vol. 43, no. 6, pp. 1055–60, Apr. 2010.
- [5] Y. Xiang, J. S. Arora, and K. Abdel-Malek, "Physics-based modeling and simulation of human walking: a review of optimization-based and other approaches," *Struct. Multidiscip. Optim.*, vol. 42, no. 1, pp. 1–23, Mar. 2010.
- [6] S. B. Gonçalves and M. T. Silva, "Development of a Multibody-based Methodology for Simulation of Biomechanical Systems using Natural Coordinates," in *7º Congresso Nacional de Biomecânica*, 2017.
- [7] S. B. Gonçalves and M. T. Silva, "Development of a Multibody-Based Methodology for Motion Simulation of Biomechanical Systems using Natural Coordinates," in *The 5th Joint Int Conf on Multibody System Dynamics*, 2018.

Tissue analysis and the potential effect of combination therapy after the use of vibration plate and administration of strontium

Barletta-Salvatore, A.A. Pedro Henrique; Carneiro, S. R. Dandara dos Santos; Dantas, D. Dafne; Oliveira, D. Caio; Liberato, B. Emily; Campo-Moraes, M. Laise; Almeida, S. Renata; Barreto, C. Isabela; Rosa, P. Fabiana; Câmara-Pereira, S. Eliana
Federal University of Bahia, Bahia, 40110-100 Brasil
elianacp@ufba.br

ABSTRACT

Some therapeutic strategies are used to treat bone lesions. One possibility is the use of the vibrating plate. The vibratory wave is obtained from technological innovation equipment used to mechanically improve the bone mineral density and muscle tone. Another possibility is the strontium ranelate drug. It is used prophylactically for osteopenia and osteoporosis, and its potential toxic effects, such as gastrointestinal disorders and increased risk for thromboembolism, are debatable. Combined systemic therapeutic strategies are the alternative to reduce regeneration time and tissue repair in critical injury situations, but mechanisms and potential outcomes are poorly understood. The objective of this research is to evaluate the tissue response after the application of vibratory waves in the critical defect caused in rat calvaria, treated with vibratory plate and administration of strontium ranelate. Twenty male rats (*Rattus norvegicus*), albino, with a body mass between 350 and 450 grams were used. After performing a critical defect of equal diameter (8.5mm) in their calvaria, they were distributed in four experimental groups: empty defect (DV), defect and late vibratory waves (VTD), vibratory wave and strontium ranelate (OVRE), and strontium ranelate (ER). After 48 hours of surgery, vibration wave therapy was instituted in the DOVT and OVRE groups, according to the experimental protocol (60 Hz, 3 times a week, for 20 minutes, for 15 days). On the 16th postoperative day, all animals were sacrificed and their specimens processed for histomorphological analysis and serum analysis. The following were observed: neoformed osteoid matrix; Metabolic and serum changes. Combination therapy favored bone repair in the critical defect provoked. However, the variations in the coagulogram and metabolic indicate potential toxic effects in part of the samples studied.

Keywords: Innovation, Biotechnology, Toxicity, Movement vibrating plate, Strontium

Tissue analysis and the potential effect of combined therapy after HaAlg implant and vibratory plate

Barletta-Salvatore, A.A. Pedro Henrique; Carneiro, S. R. Dandara dos Santos; Dantas, D. Dafne; Oliveira, D. Caio; Liberato, B. Emily; Campo-Moraes, M. Laise; Almeida, S. Renata; Barreto, C. Isabela; Rosa, P. Fabiana; Câmara-Pereira, S. Eliana

Federal University of Bahia, Brasil
elianacp@ufba.br

ABSTRACT

Therapeutic strategies are increasingly used and promote the repair of tissues in situations of critical musculoskeletal injuries, such as biomaterial, movement and vibratory wave. Biomaterial is the natural or artificial substance, which acts in biological systems, partially or totally as a biological substitute. Mimetiza, restores or increases tissues, organ and / or function in the body, temporarily or permanently. Hydroxyapatite (ha) is a hexagonal arrangement mineral, the main constituent of the inorganic phase of the bone, and may form some biological substitutes. Due to its high rate of biocompatibility and osseointegration, it has been widely used in the biomedical area, in the production of prostheses and implants. Another therapeutic possibility is the vibrating plate. A recent biotechnological resource used to promote, biomechanically, the increase in bone mineral density and muscle tone. Combined therapeutic strategies (local or systemic) are increasingly employed in an attempt to optimize tissue repair time, including in situations of critical defect. The objective of this research was to evaluate the tissue response after bioceramic implantation (calcium hydroxyapatite and 5% alginate - haalg 5%) in the critical defect caused in calvaria of rats treated with the vibrating plate. Twenty male rats (*rattus norvegicus*), albino, with a body mass between 350 and 450 grams were used. After performing a critical defect of equal diameter (8.5mm) in their calvaria, they were distributed in four experimental groups: empty defect (dv), defect and vibratory waves (dov), defect and biomaterial haalg 5% (db), defect and combination therapy (dtc). After 48 hours of surgery, vibration wave therapy was instituted in the dov and dtc groups, according to the experimental protocol (60 hz, 3 x / week, for 20 min, for 15 d). On the 16th postoperative day, all animals were anesthetized. The biopsies were collected, which were processed for histomorphological analysis. Bone neof ormation was observed, with recruitment of active osteoblasts, neovascularization, mononuclear inflammatory infiltrate and diffuse distribution fibroblasts; presence of osteocytes in the remaining bone. Metabolic and serum changes. In skeletal muscle tissue, preservation of the distribution and regularity of its fibers. Combination therapy favored bone repair in the critical defect provoked. Preserved the distribution pattern of muscle fibers.

Keywords: innovation, biotechnology, vibration plate, movement, regeneration repair

Reconstrução do movimento humano planar através da utilização de coordenadas mistas e mínimos quadrados

Ivo F. Roupa, Sérgio B. Gonçalves e Miguel Tavares da Silva

IDMEC, Instituto Superior Técnico, Universidade de Lisboa, Portugal
ivo.roupa@tecnico.ulisboa.pt, sergio.goncalves@tecnico.ulisboa.pt, miguel SILVA@tecnico.ulisboa.pt

RESUMO

A consistência cinemática dos dados experimentais é um passo essencial para garantir a qualidade dos resultados produzidos em análise cinemática do movimento humano com modelos biomecânicos de corpos rígidos. Neste trabalho propõe-se uma metodologia que associa a utilização de coordenadas totalmente Cartesianas (CTC) com coordenadas mistas (CM) e que permite, simultaneamente, através da solução do problema cinemático numa perspectiva de mínimos quadrados, obter a consistência cinemática do modelo biomecânico e minimizar a diferença entre as coordenadas consistentes e as adquiridas experimentalmente. A metodologia proposta é aplicada na análise cinemática da marcha humana e os resultados obtidos discutidos em conformidade.

Palavras-chave: Reconstrução do Movimento; Coordenadas Totalmente Cartesianas; Coordenadas Mistas; Mínimos Quadrados.

INTRODUÇÃO

A análise do movimento humano em ambiente clínico ou académico tem como princípio de funcionamento a utilização, em associação, de sistemas ópticos de aquisição de movimento com modelos biomecânicos determinísticos de natureza computacional. Enquanto os primeiros garantem a aquisição experimental das trajectórias tridimensionais de um conjunto de marcadores retro-reflectores colocados em eminências ósseas previamente definidas e que, no seu conjunto, definem o movimento em análise (ver Fig. 1(a)), os segundos proporcionam a infra-estrutura matemática que suporta a definição da topologia e cinemática do modelo e que permite relacionar a componente experimental adquirida com as características físicas intrínsecas ao sistema biológico em análise.

Na sua definição matemática, um modelo biomecânico requer a utilização de um conjunto de coordenadas generalizadas que especifiquem, de forma inequívoca, a sua cinemática, i.e., a posição e a orientação de cada um dos seus segmentos anatómicos durante o decurso da análise [1–3]. Neste trabalho foram utilizadas coordenadas totalmente Cartesianas (CTC) para esse efeito [3]. Estas coordenadas, como o próprio nome indica, utilizam apenas as coordenadas cartesianas de um conjunto criterioso de pontos e vectores para definir a cinemática do sistema, sendo, por esse motivo, a sua utilização de particular interesse atendendo à natureza, já referida, dos dados experimentais colhidos pelos sistemas ópticos.

A utilização de CTC na construção do modelo biomecânico requer a discretização do sistema biológico num sistema multicorpo onde cada segmento anatómico é definido como um corpo rígido genérico constituído por um ponto localizado no seu centro de massa e por um vector unitário de direcção [3], como se observa na Fig. 1(b). As coordenadas do ponto localizado no centro de massa são utilizadas para definir a trajectória do corpo no plano e para dar suporte à origem do seu referencial local, ao passo que as componentes do vector unitário de direcção são utilizadas para definir a orientação do corpo e do referencial local.

Uma das dificuldades inerentes à aquisição e análise do movimento humano relaciona-se com o mapeamento das coordenadas dos marcadores, obtidas experimentalmente, com as trajectórias e orientações a prescrever aos corpos rígidos do modelo biomecânico, e que melhor reproduzam os dados experimentais adquiridos. A resolução deste problema não é trivial dado que as coordenadas de cada marcador são reconstruídas de forma independente das coordenadas dos restantes e também porque, como em todos os procedimentos experimentais, os dados adquiridos estão afectados de erro (e.g. erro do movimento da pele[4]), o que faz com que as distâncias entre marcadores não se mantenham constantes ao longo da análise, confrontando a existência de corpos rígidos na definição do modelo biomecânico. Este problema é usualmente designado por problema da consistência cinemática dos dados experimentais e é frequentemente resolvido através da realização de um pré-processamento cinemático destes dados que visa a obtenção da referida consistência e que antecede a análise cinemática [5].

Neste trabalho propõe-se uma solução alternativa para o problema descrito anteriormente, na qual as trajectórias angulares dos graus-de-liberdade do modelo são calculadas ao mesmo tempo que a realização da análise cinemática do sistema, sendo que o método proposto garante simultaneamente a consistência cinemática das trajectórias obtidas e a minimização da diferença entre estas e as adquiridas expe-

perimentalmente. O método proposto passa por associar um conjunto de coordenadas angulares – designadas por coordenadas mistas (CM) [6] – ao vector de CTC utilizadas na definição do modelo biomecânico, sendo que será adicionada uma nova CM por cada grau-de-liberdade angular do sistema. Por cada CM adicionada será também introduzida uma equação de constringimento cinemático que irá expressar a interdependência entre as CM e as CTC. Para completar o método serão também introduzidos constringimentos cinemáticos adicionais de guiamento associados às coordenadas de cada marcador experimental e que relacionam estas com as CM e com as CTC.

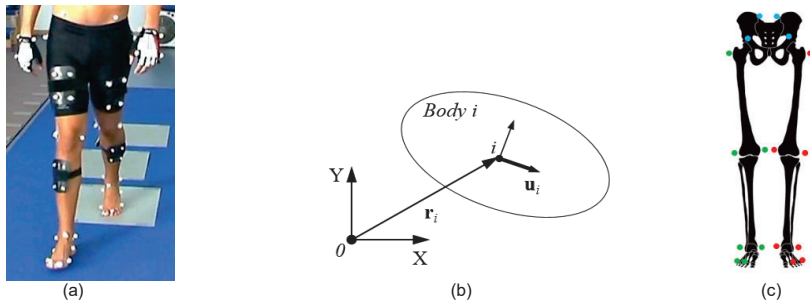


Fig 1: a) Aquisição experimental; b) Corpo rígido genérico em CTC; c) Protocolo de aquisição utilizado.

Procedendo deste modo o vector de constringimentos cinemáticos do modelo terá dimensão superior ao número total de coordenadas, pelo que a resolução deste sistema de equações, sobre-constrangido, realizar-se-á utilizando uma abordagem com mínimos quadrados [7], a qual permite obter a solução das equações do problema de cinemática que melhor se ajusta aos dados experimentais recolhidos. Assim, no presente trabalho realizou-se uma análise cinemática de um modelo planar da parte inferior do corpo humano composto por 7 segmentos anatómicos e 18 marcadores, adaptado do modelo PlugInGait[8]. A modelação e análise foram realizadas através de um programa desenvolvido em Python 2.7 pelos autores que permite realizar a análise cinemática de sistemas multicorpo com CTC e no qual foi adicionada a metodologia proposta com CM. A aquisição dos dados experimentais foi realizada no Laboratório de Biomecânica de Lisboa utilizando 14 câmaras Qualysis™ de infravermelhos com uma frequência de obtenção de 100 Hz. As variáveis cinemáticas obtidas foram comparadas com os dados disponíveis na literatura recorrendo ao coeficiente de correlação intraclass (ICC) [9] e ao gráfico de Bland Altman [10]. Com base nos resultados obtidos foram retiradas conclusões relativamente à eficácia da reconstrução do movimento humano planar através da associação de CM com CTC e a sua resolução através da utilização de mínimos quadrados.

Agradecimentos

Os autores gostariam de agradecer à Fundação para a Ciência e Tecnologia e ao centro LAETA pelo suporte através das bolsas (SFRH/BD/51574/2011 e UID/EMS/50022/2013).

REFERÊNCIAS

- [1] G. Jalon and E. Bayo, *Kinematic and Dynamic Simulation of Multibody Systems: The Real-Time Challenge*. New York: Springer Verlag, 1993.
- [2] P. Nikravesh, *Computer-aided analysis of mechanical systems*, 1st ed. NJ, Prentice Hall, 1988.
- [3] I. Roupa, S. B. Gonçalves, and M. T. Silva, "Dynamic Analysis of Planar Multibody Systems with Fully Cartesian Coordinates," in *Int. Conf. on Multibody System Dynamics - IMSD 2018*, 2018.
- [4] R. Stagni, S. Fantozzi, A. Cappello, and A. Leardini, "Quantification of soft tissue artefact in motion analysis by combining 3D fluoroscopy and stereophotogrammetry: a study on two subjects.," *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, vol. 20, no. 3, pp. 320–9, Mar. 2005.
- [5] M. T. Silva, "Human Motion Analysis using Multibody Dynamics and Optimization Tools," Universidade Técnica de Lisboa - Instituto Superior Técnico, 2003.
- [6] J. G. De Jalon, A. Avello, and J. Cuadrado, "an Efficient Computational Method for Real-Time Multibody Dynamic Simulation in Fully Cartesian Coordinates," *Comput. Methods Appl. Mech. Eng.*, vol. 92, no. 3, pp. 377–395, 1991.
- [7] H. Pina, *Métodos Numéricos*. Lisboa, 2010.
- [8] Vicon, "Plug-In-Gait modelling instructions," 2002.
- [9] P. E. Shrout and J. L. Fleiss, "Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability.," *Psychol. Bull.*, vol. 86, no. 2, pp. 420–8, Mar. 1979.
- [10] P. Sedgwick, "Limits of agreement (Bland-Altman method)," *BMJ Br. Med. J.*, vol. 1630, no. March, pp. 1–2, 2013.

Biomechanical analysis as a preventive measure to develop work-related musculoskeletal disorders

Sandra Gagulic^{1,2,3}, Susana Barata^{2,3}, Inês Diogo^{2, 3}

¹RECI – Piaget institute, Portugal sandragagula@gmail.com

²Health School Viseu – Piaget Institute, Portugal

³Planycorpo, Fisioterapia Lda. Nelas, Portugal

ABSTRACT

Ergonomic risks are one of main causes of development of muscle skeletal disorders. Biomechanical analysis of ergonomic risks is one of the most important tasks in labor context in order to prevent muscle skeletal disorders. A descriptive study was conducted purpose of analyze the risk of work-related muscle skeletal disorders in shoulder joint among automotive industrial workers. Ergonomic risk assessment methodology by body area was used in order to evaluate the biomechanical risk of worker develop injuries and implement preventive strategies in work context. Visual input of risk in bodychart immediately allow the need of preventive organizational measures.

Keywords: work-related muscle skeletal disorders, biomechanics, ergonomic, labor task

INTRODUCTION

Work-related muscle skeletal disorders (WMSDs) are common among assembly line employees, especially in the shoulder region due to the static, monotonous and repetitive work¹. Ergonomic evaluation of the workstation allows us to characterize of the level of risk and definition of intervention priorities in related MSDs. One of the fundamental bases of this evaluation is the biomechanical analysis of the tasks performed by the worker. The prevention of WMDDs has been particularly studied in order to find solutions that enable the promotion of a correct ergonomic behavior in the workplace². Operators of industrial sewing machines perform mainly manual tasks and repetitive movements in very short cycles during the working hours.

MATERIAL AND METHODS

A descriptive study was developed using a convenience sample with the purpose of analyze the risk of work-related muscle skeletal disorders in shoulder joint among automotive industrial workers. Sewing operators from automotive industry were chosen due to task requirement. Ergonomic assessment was based on ergonomic risk assessment methodology by body area (MARZC) 3. According with MARZC's methodology the risk of developing WMDs is presented in 4 categories (table 1).

Risk	
1	Low risk of WMDs-acceptable workstation, where posture is acceptable if not maintained or repeated for long periods.
2	Moderate risk of WMDs – Detailed analyses of workstation and modifications may be necessary.
3	High risk of WMDs – Detailed analyses of workstation and modifications are needed (in a short time period).
4	Very high risk of WMDs - Detailed analyses of workstation and modifications are urgent.

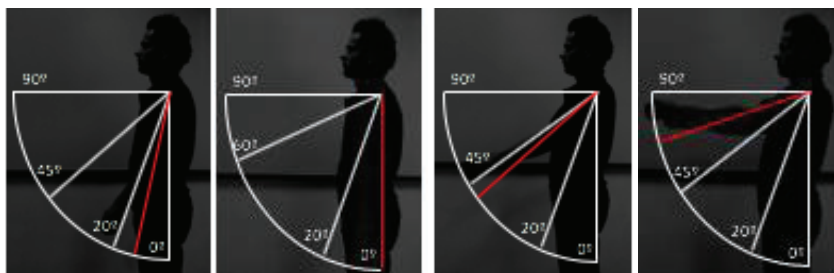
Table 1 - MARZC's methodology of WMDs risk.

This evaluation is based on an initial collection of several video recordings of the work cycles used to determine the type and duration of the main tasks associated with the functions of the operator. For each of these tasks observed, recorded and analyzed with the worker, a large joint bilaterally complex (head/cervical, trunk/ dorsal/lumbar, shoulder/arm, elbow/forearm, wrist/hand/finger, hip, knee, ankle/foot) is determined for its risk classification (with the use of digital Goniometry), per task, task's cycle and body area. Then a risk level is attributed according ergonomic and physical risk based in posture, level of force undertaken and repeatability of the task.

RESULTS AND DISCUSSION

The evaluation of the tasks using the MARZC method allows a visual picture of the main areas at risk through a body chart. This representation is based on the overall postures during the tasks, application of force and repetitive movements.

Using the MARZC method ergonomic risk is presenting in bodychart that characterizes risk for each of the body regions evaluated. This methodology found movements that were excessive to the joints, especially because of the range of movement and repetitions performed. The ergonomic risk assessment allows us to prevent a possible short-term development of MSDs. Determination of ergonomic risk is an important tool in workplaces in order to prevent and minimize muscle disorders and develop strategies to reduce prevalence and incidence of these impairments that reduce the productivity and quality of life of workers. The ergonomic considerations presented are based on the anthropometrical study Of the Portuguese population (Universidade do Minho, 2007) and Standard EN ISO 14738:2002 – *Safety of Machinery – Anthropometric requirements for the design of workstations at machinery*.



Job Post: Stitching pocket line

Key tasks	Image	Organizational data	Ergonomic risk/ physical exposure Posture/ Movements	Force	Musculoskeletal issues
Carries the piece to mark; Puts pocket liner on top of the machine; Press pedal to sew;		Position of the pedal in incorret alignment with hip joint. Chair bad adapted to the work dimensions Turnover task: no rotability Tools and work equipment: Use of scissors on hard material, increasing the risk of mechanical compression injury. Load risk: Low risk Job break: High risk Concentration technical process: Medium risk Visual space and visual acuity: Medium risk Fine motricity: High risk Task concentration: High risk Monotonous of work: High risk Conflicts with colleagues: Medium risk		Repetitive movements MMC	High risk of cervical injury due to maintained neck flexion (placement of the piece). High risk of trunk injury due to maintained position during the tasks. High risk of shoulder, elbow and cuff injury due to repetitive movements.

CONCLUSION

The ergonomic risk assessment allows us to conclude that the technical work gesture of these sewing machine operators presents high levels of musculoskeletal injury, which may trigger short-term development of WMDs. A specific and judicious biomechanics analysis adjusted to the work task is of utmost importance in the ergonomic evaluation of the workplace.

REFERENCES

- [1] Amin, S. G. (2011). A study to determine the influence of workload on nursing personnel. Western Michigan University.
- [2] Dehghan, N., Choobineh, A. R., & Hasanzadeh, J. (2013). Interventional ergonomic study to correct and improve working postures and decrease discomfort in assembly workers of an electronic industry. *Iran Occupational Health*, 9(4), 71- 79.
- [3] Carrelhas, V., (2010). Desenvolvimento de uma metodologia para avaliação do risco de LMERT por zona corporal. Tese de Mestrado. Universidade do Minho. Guimarães.

Predicting the influence of processing parameters on the thickness of Ti6Al4V thin-walled plates made by SLM

G. Miranda¹, S. Faria², F. Bartolomeu¹, E. Pinto³, N. Alves³, F.S.Silva¹

¹Center for Micro-Electro Mechanical Systems (CMEMS-UMinho)

University of Minho, Guimarães, Portugal, gmiranda@dem.uminho.pt

²CMAT - Centre of Mathematics, Department Mathematics and Applications

University of Minho, Guimarães, Portugal

³Centre for Rapid and Sustainable Product Development (CDRSP)

Polytechnic Institute of Leiria, Leiria, Portugal

ABSTRACT

This work investigates Selective Laser Melting (SLM) technology capability to fabricate Ti6Al4V thin-walled plates and to assess the influence of laser power and scan speed on their dimensions, as isolated parameters but also their interactions, by applying response surface methodology (RSM). Complex correlations of SLM process parameters were found, giving rise to a non-linear equation. This analysis resulted in a model that can be used to optimize the manufacture of Ti6Al4V thin-walled plates by SLM, which can be used for the design of customized load-bearing implants with suitable strength and stiffness.

Keywords: Thin-walled plates, Ti6Al4V, Selective laser melting, Processing parameters, Predictive models

INTRODUCTION

Additive Manufacturing technologies gather several advantages over other conventional routes, like a low material wastage and the possibility to fabricate parts having a high degree of complexity without the need of expensive tooling and post-processing [1, 2]. These technologies allow the production 3D parts directly from a CAD model that is sliced into successive layers by software, for preparing the fabrication of the part, layer by layer [3]. One of the most used AM technologies is Selective Laser Melting. SLM processing parameters highly influence the properties of the final component, both their mechanical (strength, stiffness, etc.) and physical (density, etc.) properties as their dimensional and geometrical accuracy. SLM parameters like laser power; scan speed; hatch spacing and powder layer thickness [4] need to be attentively selected in order to obtain parts with minimum manufacturing defects and therefore minimizing their effects on their properties. In addition, in order to reduce the need of post-processing steps it is necessary to foresee the deviations inherent to SLM technology, in order to fabricate near-net shape parts with accurate dimensions. An isolated energy density analysis during SLM fabrication is not sufficient, once it has been reported that similar energy densities can lead to different outcomes [4], thus it is necessary to assess the influence of isolated processing parameters and also their correlations.

Ti6Al4V is a titanium alloy abundantly used in biomedical applications mainly due to a high corrosion resistance, biocompatibility and mechanical properties [5]. The emergence of SLM for manufacturing Ti6Al4V thin-walled parts require a deep understanding of the process, in order to achieve higher repeatability and quality [6]. These thin-walled parts can be an excellent choice for the design of customized load-bearing implants with suitable strength and stiffness. Mathematical models based on experimental data can help to predict the influence of SLM parameters on a specified property or on a given part dimensions.

EXPERIMENTAL

Ti6Al4V powdered alloy purchased from SLM Solutions GmbH, Germany was used to produce the thin-walled plates on a SLM equipment from SLM Solutions (model 125 HL). This equipment, equipped with a Yb-Faser-Laser having a spot of 87 μm , provides an inert gas flow during the production of the parts. For the production of these specimens, a powder layer thickness of 30 μm was used, while scan spacing was maintained constant. The platform temperature was maintained constant at 200°C. The thin-walled plates (see Figure 1) were produced with an average height of 5 mm (not including supports).

The plan of experiments for the production of the thin-walled plates included 24 different combination of processing parameters, selected in order to assess the influence of laser power and scan speed on the obtained specimen's thickness. Scanning Electron Microscopy (SEM) images were acquired on the top face of the thin-walled plates in order to perform thickness measurements.

Multiple regression analysis was applied to the experimental data obtained as described above, in order to obtain the mathematical models for the thickness of these plates as a function of the selected variables (laser power and scan speed). The significant main factors and their interactions were assessed by performing analysis of variance (ANOVA).



Figure 1. Ti6Al4V thin-walled plates on the building platform after SLM fabrication.

RESULTS AND DISCUSSION

The developed model shows that by increasing power, higher thickness is obtained, as proven by the expressive positive values obtained for the coefficients of laser power. Higher energy density, promoted by increasing laser power, promotes a larger melt pool, thus leading to thicker parts. As for scan speed, the mathematical model shows an opposite influence as proven by the negative coefficients found for scan speed. When increasing speed, lower thickness is obtained and energy density can explain this trend, once a lower energy is delivered per second in a given area, when scan speed is increased. Figures 2 (a) and (b) show thin-walled plates produced using the same laser power (100 W) but different scan speeds (600 and 1250 mm/s), demonstrating the aforementioned influence of speed on these plates thickness.

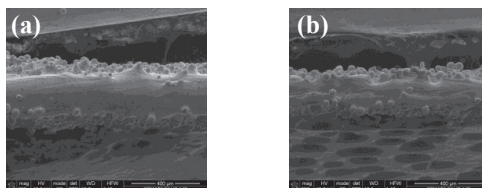


Figure 2. Ti6Al4V thin-walled plates fabricated using (a) 100 W, 600 mm/s and (b) 100 W, 1250 mm/s.

CONCLUSIONS

The obtained model unveils complex correlations of SLM processing parameters, through a non-linear equation. This model can be used to optimize the manufacture of Ti6Al4V thin-walled plates by SLM.

Acknowledgments

This work is supported by FTC through the grant SFRH/BPD/112111/2015 and the projects PTDC/EMS-TEC/5422/2014 and NORTE-01-0145-FEDER-000018-HAMaBICo. Additionally, this work is supported by FCT with the reference project UID/EEA/04436/2013, by FEDER funds through the COMPETE 2020 – Programa Operacional Competitividade e Internacionalização (POCI) with the reference project POCI-01-0145-FEDER-006941.

REFERÊNCIAS

- [1] Busachi A., Erkoyuncu J., Colegrove P., Martina F., Watts C., Drake R. (2017). A review of Additive Manufacturing technology and Cost Estimation techniques for the defence sector, CIRP Journal of Manufacturing Science and Technology, 19, 117-128.
- [2] Galati M., Iuliano L. (2018). A literature review of powder-based electron beam melting focusing on numerical simulations, Additive Manufacturing 19, 1-20.
- [3] Tan X.P., Tan Y.J., Chow C.S.L., Tor S.B., Yeong W.Y. (2017). Metallic powder-bed based 3D printing of cellular scaffolds for orthopaedic implants: A state-of-the-art review on manufacturing, topological design, mechanical properties and biocompatibility, Materials Science and Engineering: C, 76, 1328-1343.
- [4] Bartolomeu F., Faria S., Carvalho O., Pinto E., Alves N., Silva F.S., Miranda G. (2016). Predictive models for physical and mechanical properties of Ti6Al4V produced by Selective Laser Melting, Materials Science and Engineering: A, 663, 181-192.
- [5] Strnad G., Chirila N. (2015). Corrosion Rate of Sand Blasted and Acid Etched Ti6Al4V for Dental Implants, Procedia Technology, 19, 909-915.
- [6] Tapia G., Elwany A.H., Sang H. (2016). Prediction of porosity in metal-based additive manufacturing using spatial Gaussian process models, Additive Manufacturing, 12, 282-290.

Estudo térmico numérico em sarcomas ósseos

Cláudia C. Rua¹, Vânia C.C. Oliveira², Paulo A.G. Piloto³, Elza M.M. Fonseca⁴, Jorge Belinha⁵, Renato N. Jorge⁶, José C. Vasconcelos⁷

^{1,3} LAETA, INEGI, Instituto Politécnico de Bragança (IPB), Departamento de Mecânica Aplicada, Portugal, claudiarua_17@hotmail.com, ppiloto@ipb.pt

² Centro Hospitalar do Porto, Instituto de Ciências Biomédicas Abel Salazar, Universidade do Porto (CHP-ICBAS), Portugal, vaniacoliveira@gmail.com

^{4,5} LAETA, INEGI, Instituto Superior de Engenharia do Porto (ISEP), Departamento de Engenharia Mecânica, Portugal, elz@isep.ipp.pt, job@isep.ipp.pt

⁶ LAETA, INEGI, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto (FEUP), Departamento de Engenharia Mecânica, Portugal, rnatal@fe.up.pt

⁷ Serviço Médico de Imagem Computorizada Boavista (SMIC), Diretor Clínico SMIC Boavista, Porto, Portugal, vaspor@sapo.pt

RESUMO

Com a evolução da ciência e das novas tecnologias de diagnóstico, foi possível observar uma melhoria contínua nos tratamentos em geral e no auxílio da qualidade de vida dos doentes. Os tumores podem ser benignos, podendo verificar-se um crescimento anormal de células sem capacidade de invadir outros tipos de tecidos e órgãos (metástase) ou malignos, em que as células crescem mais rápido e invadem outros tecidos. Podem ainda ser primários ou metastáticos, devido à disseminação de células cancerígenas sistémicas. Os sarcomas são tumores malignos raros formados a partir de tecido mesenquimatoso e que frequentemente se situam nas extremidades. O objetivo deste trabalho relaciona-se com a avaliação da minimização da evolução de sarcomas ósseos através da injeção de ampolas de cimento PMMA que preencherão o espaço da lesão lítica tumoral. A produção de calor devido ao efeito da polimerização do cimento ósseo pode resultar em danos irreversíveis de necrose no tecido adjacente. No entanto, este fenómeno pode, em alguns casos, beneficiar clinicamente situações patológicas. Pretende-se assim obter, uma avaliação do efeito benéfico da produção de calor em tecidos com sarcoma. A análise cuidada dos parâmetros clínicos e dos materiais envolvidos são essenciais na avaliação deste estudo.

Palavras-chave: sarcoma, tumor ósseo, cimento PMMA, temperatura

INTRODUÇÃO

Os sarcomas do osso e dos tecidos moles são tumores heterogéneos que se formam a partir de tecido ósseo, tecido conjuntivo, tecido cartilageneo, tecido muscular, tecido adiposo, nervos periféricos e vasos sanguíneos, geralmente nas suas extremidades. Estes tumores incidem em qualquer idade e em qualquer região do corpo do doente.

Até há poucas décadas, o tratamento cirúrgico dos sarcomas passava quase exclusivamente pela amputação do membro afetado. A partir dos anos 70-80, os avanços na quimioterapia, avaliação radiológica, técnicas cirúrgicas e a própria tecnologia de materiais e implantes de reconstrução, conduziram a avanços com o desenvolvimento da cirurgia de preservação do membro e conseqüente melhor qualidade de vida do doente [1].

A cimentação é uma técnica utilizada por exemplo em procedimentos percutâneos como vertebroplastia, cifoplastia, osteoplastia e sacroplastia [2]. O desenvolvimento de substitutos ósseos sintéticos tem vindo a ganhar cada vez mais importância nas últimas décadas. Os cimentos ósseos são biomateriais sintéticos compostos por um polímero (pó) e um componente líquido (monómero), utilizados com muito sucesso em diversas aplicações médicas, tal como na cirurgia ortopédica e dentária. Uma das principais aplicações dos cimentos ósseos é a fixação de próteses, através do preenchimento do espaço livre entre a prótese e o osso. A introdução de cimento ósseo no tecido tem como objetivo tratar ou prevenir fraturas patológicas vertebrais e extraespinhais e aliviar a dor em doentes com osteoporose e metástases ósseas [2].

Atualmente, há uma grande variedade de cimentos injetáveis disponíveis para utilização. Todos os profissionais devem estar familiarizados com as diferenças em termos de síntese química, viscosidade, tempos de polimerização, biocompatibilidade, resistência mecânica, radiopacidade e propriedades reológicas.

Os cimentos ósseos mais utilizados são os acrílicos, nomeadamente o PMMA (polimetilmetacrilato), devido às suas propriedades estruturais, físicas, excelente biocompatibilidade, fácil manipulação e baixo custo. Uma das desvantagens na utilização de cimentos ósseos é o desenvolvimento da necrose térmica nos tecidos, durante o processo de polimerização do próprio cimento. Naturalmente, os profissionais clínicos devem avaliar cuidadosamente cada situação e ter um conhecimento dos resultados esperados e possíveis

complicações. A compreensão das vantagens e limitações dos diferentes materiais de preenchimento é crucial para um procedimento bem-sucedido.

O PMMA, devido às suas propriedades estruturais e físicas, possui uma reação exotérmica em que a dimensão volumétrica se altera durante o processo de polimerização com a geração de calor [3]. O calor gerado pode levar à necrose térmica das células e também à formação de tensões residuais.

Existem vários estudos acerca da reação exotérmica da polimerização do cimento e resultados preditivos sobre o aumento da temperatura, função da polimerização dependente do tempo [3], [4], [5]. O processo de polimerização liberta uma grande quantidade de calor, podendo a temperatura alcançar 90°C dentro do organismo. A polimerização muda o volume do cimento, uma vez que a mistura encolhe inicialmente, expande na fase de libertação de calor e diminui novamente quando arrefece. Em teoria o monómero perde 20% do seu volume inicial. A apresentação das propriedades do cimento e o seu manuseio são importantes para que as diferentes fases (mistura, processamento e endurecimento ou cura) permitam alcançar os resultados esperados.

Neste trabalho, o principal objetivo é avaliar a minimização da evolução de sarcomas ósseos através da injeção de ampolas de cimento PMMA no preenchimento do espaço da lesão lítica tumoral. Esta metodologia permite verificar na interface cimento - tecido adjacente, um aumento de temperatura que poderá minimizar o crescimento de metástase ósseas.

Serão efetuados diferentes modelos computacionais, obtidos por avaliação de imagens médicas, para grupos de análise (género, idade, órgão afetado e patologia associada). Estes parâmetros serão obtidos durante a prática clínica da autora num serviço de radiologia médica.

O modelo computacional incorpora uma análise térmica, em regime transiente, pela utilização do método de elementos finitos. As propriedades dos materiais constituintes (cimento, osso) são obtidas em função de valores disponíveis na literatura. Os resultados a obter, serão campos de temperatura, em que o efeito do processo de cura do cimento poderá determinar o maior alcance da área afetada pelo efeito térmico e consequente necrose do tecido com lesão. Serão comparados resultados, entre os diferentes modelos computacionais, pela utilização de diferentes composições de cimento ósseo comerciais e respetivas curvas de polimerização.

REFERÊNCIAS

- [1] Lima S., Correia J., Alegrete N., Coutinho J., Costa G. (2013). Cirurgia de salvamento de membro no tratamento de sarcomas ósseos em idade pediátrica. *Revista Portuguesa de Ortopedia e Traumatologia*, 21(1), 37-43.
- [2] Konstantinos Katsanos, Tarun Sabharwal, Andreas Adam (2010). Percutaneous Cementoplasty. *Seminars in Interventional Radiology*, 27(2), 137-147.
- [3] Pérez, M. A., Nuño, N., Madrala, A., García-Aznar, J. M., Doblaré, M. (2009). Computational modelling of bone cement polymerization: Temperature and residual stresses. *Computers in Biology and Medicine*, 39, 751-759.
- [4] Huiskes, R. (1980). Some fundamental aspects of human joint replacement. *Acta Orthop. Scand.*, 185, 10-208.
- [5] Vânia C. C. Oliveira, Elza M. M. Fonseca, A. F. Oliveira, Jorge Belinha, Cláudia C. Rua, Paulo A. G. Piloto, Renato N. Jorge (2018). Computational model to predict the temperature distribution produced by bone cement. *Journal of Mechanical Engineering and Biomechanics*, 3(2), 8-13.

Understanding mechanobiology – Linking the mechanical stimulation to cellular response

F. Melo-Fonseca^{1,2}, Inês Mendes Pinto³, M. Gasik⁴, F. S. Silva¹, G. Miranda¹

¹ Center for Micro-Electro Mechanical Systems (CMEMS-UMinho), University of Minho, Campus de Azurém, Guimarães, Portugal

francisca.fonseca@hotmail.com, fsamuel@dem.uminho.pt, gmiranda@dem.uminho.pt

² MIT Portugal Program, School of Engineering, University of Minho, Guimarães, Portugal

³ INL – International Iberian Nanotechnology Laboratory, Braga, Portugal

ines.m.pinto@inl.int

⁴ Department of Chemical and Metallurgical Engineering, School of Chemical Engineering, Aalto University Foundation, Finland
michael.gasik@aalto.fi

ABSTRACT

Mechanical loading plays a crucial role throughout humans' lifetime since their embryonic development up to the tissues' homeostasis. Depending on the cell type and location, these mechanical stimuli regulate specific cell functions, namely gene expression, cell growth, differentiation and death. Cells are highly dynamic and it still remains unclear how cells sense these forces and convert them into biochemical responses. This review aims to provide an introductory research of the load-sensitive cells' mechanobiology present in the bone tissue. Subsequently, this study will contribute to design novel orthopedic implants that overcome their current impaired fixation to the natural bone.

Keywords: Mechanobiology, Mechanosensing, Mechanotransduction, Orthopedic Implants

INTRODUCTION

The human blastocyst is an early embryonic structure which contains less than 100 cells. During human's development and growth this number increases, as the reported total cell number of a human being ranges between 10^{12} and 10^{16} (Bianconi et al., 2013). Cells are constantly subjected to mechanical stimuli, both intrinsic tensions generated by active cell contraction that occur in the absence of external forces, and extrinsic shear, tensile and compressive forces applied from external loads (Vining & Mooney, 2017). The ability of cells to sense and respond to the mechanical properties of the matrix by generating forces and sensing the deformation field induced in their environment is called mechanosensing (Perrault, 2016). The mechanism through which cells convert mechanical stimuli on their environment into biochemical responses is called mechanotransduction (Humphrey, Dufresne, & Schwartz, 2014; Li, Eyckmans, & Chen, 2017; Perrault, 2016; Vining & Mooney, 2017), much faster than the chemical transduction (Perrault, 2016). Cells' complex structure and their integration with the extracellular matrix (ECM) facilitates the mechanotransduction, for example, by the presence of glycoproteins attached on cells' surface. Among other constituents, bone tissue is composed by bone basic multicellular units including osteoblasts (bone forming cells), osteoclasts (bone resorption cells) and osteocytes (responsible for bone tissue maintenance) (Flores-silva et al., 2015; Roseti et al., 2017). Mechanical unloading results in an unbalance between osteoclast bone resorption and osteoblast bone formation, leading to bone loss. This unloading also results in a decrease of the differentiation capacity of Mesenchymal Stem Cells (MSC) into osteoblasts (Blaber et al., 2014). Hence, mechanical stimulation at the bone-implant interface is crucial to prevent bone loss and ultimately impaired fixation of orthopedic implants (Apostu, Lucaciu, Berce, Lucaciu, & Cosma, 2017; Gasik, 2017).

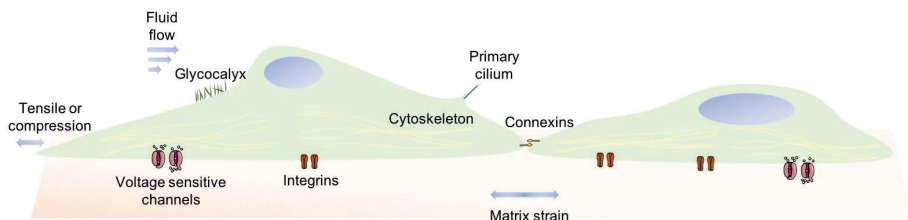


Figure 1. Intrinsic and extrinsic forces and mediators of mechanotransduction.

Cells are constantly subjected to shear flow, stretching, cyclic strain and generated tensions, where stimuli magnitude is highly dependent on the tissue itself (Uto, Tsui, Deforest, & Kim, 2017). The bone tissue is mechanically stimulated due to the gravitational forces and muscle contractions. These, in turn, result in small deformations of the tissue which generate matrix strain and interstitial flow. While the first is applied directly through the cell attachments, fluid flow is sensed through the cell membrane and both cause cell deformation (Perrault, 2016). Several cellular structures play an important role on mechanosensing, including integrins, cytoskeleton, primary cilium, glycocalyx, connexins and voltage sensitive channels, as it is represented in Figure 1.

RESULTS AND DISCUSSION

The majority of the mechanobiology studies use polymeric substrates to cultivate MSC *in vitro* which enables the manipulation of physical, chemical and biological parameters of interaction. Although it allows to investigate how mechanical forces regulate stem cell behavior, these polymeric substrates strains are far from those achieved by metallic orthopedic implants and also do not directly correlate with the microscale loading promoted on the cells (Vining & Mooney, 2017).

Overview studies on the mechanotransduction are crucial since the fundamental study on the preferred loading (type of stress, strain magnitude and frequency) would allow the design of a pro-active implant that can induce the appropriate strain (and stress) to achieve a physiological osteogenic activity.

REFERENCES

- Apostu, D., Lucaciu, O., Berce, C., Lucaciu, D., & Cosma, D. (2017). Current methods of preventing aseptic loosening and improving osseointegration of titanium implants in cementless total hip arthroplasty: a review. *Journal of International Medical Research*, 0(1–16), 030006051773269. <https://doi.org/10.1177/0300060517732697>
- Bianconi, E., Piovesan, A., Facchin, F., Beraudi, A., Casadei, R., Frabetti, F., ... Canaider, S. (2013). An estimation of the number of cells in the human body. *Annals of Human Biology*, 40(6), 463–471. <https://doi.org/10.3109/03014460.2013.807878>
- Blaber, E. A., Dvorochkin, N., Torres, M. L., Yousuf, R., Burns, B. P., Globus, R. K., & Almeida, E. A. C. (2014). Mechanical unloading of bone in microgravity reduces mesenchymal and hematopoietic stem cell-mediated tissue regeneration. *Stem Cell Research*, 13(2), 181–201. <https://doi.org/10.1016/j.j.scr.2014.05.005>
- Florencio-silva, R., Rodrigues, G., Sasso-cerri, E., Simões, M. J., Cerri, P. S., & Cells, B. (2015). Biology of Bone Tissue: Structure, Function, and Factors That Influence Bone Cells. *BioMed Research International*, 2015. <https://doi.org/10.1155/2015/421746>
- FROST, & M., H. (1964). The Laws of Bone Structure. Springfield IL. *Charles C. Thomas*. Retrieved from <https://ci.nii.ac.jp/naid/10006607916/>
- Gasik, M. (2017). Understanding biomaterial-tissue interface quality: combined *in vitro* evaluation. *Science and Technology of Advanced Materials*, 18(1), 550–562. <https://doi.org/10.1080/14686996.2017.1348872>
- Humphrey, J. D., Dufresne, E. R., & Schwartz, M. A. (2014). Mechanotransduction and extracellular matrix homeostasis. *Nature Reviews Molecular Cell Biology*, 15(12), 802–812. <https://doi.org/10.1038/nrm3896>
- Li, L., Eyckmans, J., & Chen, C. S. (2017). Designer biomaterials for mechanobiology. *Nature Materials*, 16(12), 1164–1168. <https://doi.org/10.1038/nmat5049>
- Perrault, C. M. (2016). In Vitro Bone Cell Models: impact of Fluid Shear Stress on Bone Formation. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 4, 1–22. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2016.00087>
- Roseti, L., Parisi, V., Petretta, M., Cavallo, C., Desando, G., Bartolotti, I., & Grigolo, B. (2017). Scaffolds for Bone Tissue Engineering: State of the art and new perspectives. *Materials Science & Engineering C*, 78, 1246–1262. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2017.05.017>
- Rubin, C. T., & McLeod, K. J. (1994). *Promotion of Bony Ingrowth by Frequency-Specific, Low-Amplitude Mechanical Strain. CLINICAL ORTHOPAEDICS AND RELATED RESEARCH Number* (Vol. 298). Retrieved from https://s3.amazonaws.com/academia.edu.documents/45577090/Promotion_of_bony_ingrowth_by_frequency-20160512-10590-7nopjk.pdf?AWSAccessKeyId=AKIAIWOWYYGZ2Y53UL3A&Expires=1536918110&Signature=08GMswWsggynNbf5KHejs8gfd68%3D&response-content-disposition=inline%3Bfilename%3DPromotion_of_Bony_Ingrowth_by_Frequency-.pdf
- Uto, K., Tsui, J. H., Deforest, C. A., & Kim, D. (2017). Dynamically tunable cell culture platforms for tissue engineering and mechanobiology. *Progress in Polymer Science*, 65, 53–82. <https://doi.org/10.1016/j.progpolymsci.2016.09.004>
- Vining, K. H., & Mooney, D. J. (2017). Mechanical forces direct stem cell behaviour in development and regeneration. *Nature Reviews Molecular Cell Biology*, 18(12), 728–742. <https://doi.org/10.1038/nrm.2017.108>

A preliminary numerical study to analyse stress and strain distribution in skin wounds

Ana Guerra¹, Jorge Belinha², Renato Natal Jorge³

¹INEGI, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Portugal, aguerra@inegi.up.pt

²ISEP, Instituto Superior de Engenharia do Porto, Portugal, job@isep.ipp.pt

³FEUP, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Portugal, rnatal@fe.up.pt

ABSTRACT

Wounds have a high economic and social impact in our society. However, there is still a lack of wound healing non-invasive methodologies able to fully describe this biological process in humans. Computational models are very useful tools to simulate biomechanical and biochemical problems in order to improve humans' health. In fact, computational modelling is a very useful tool to predict stress profiles around the skin wounds, especially because do not exist methodologies to measured stress experimentally *in vivo*

Keywords: skin wounds, stress analysis, strain analysis

INTRODUCTION

Human skin is the largest human organ and an important physical barrier that allows body homeostasis. During wound healing, this mechanically flexible organ is capable to repair itself. Nevertheless, the wound represents an abrupt change in the skin continuum, leading to stress concentrations in surrounding wound area. Advanced discretization techniques are suitable computational tools to simulate biomechanical problems allowing the analysis of the displacement field and the corresponding stress and strain fields [1]. Therefore, this study aimed to construct a 2D model of skin wounds with different depths and to analyse the stress and strain fields obtained. Additionally, the same fields were also analysed in a model that simulate the suturing process.

MATERIALS AND METHODS

In this study, the finite element method (FEM) and two distinct meshless methods - the radial point interpolation method (RPIM) and natural neighbour radial point interpolation method (NNRPIM) - were used to analyse the stress and strain fields obtained in each simulation. FEM is a widely used numerical method, however, it is mesh-dependent being the mesh quality very important to obtain accurate results. In order to overcome FEM limitations other numerical methods were developed. Meshless methods allow to discretize the problem domain using only a set of nodes without any pre-established relations. These meshless methods construct the interpolation functions using the Radial Point Interpolators techniques, combining radial basis functions with polynomial functions to obtain the approximation [2]. Being this a preliminary study, only small-strain elastic-static assumptions were considered. The typical geometry and mechanical properties of the several tissues involved in the simulation were obtained from the available literature. In the end, the results from the FEM and meshless formulations were compared.

RESULTS AND DISCUSSION

For the three advanced discretization techniques used, the simulations' results demonstrated that higher levels of stress were observed in the end of the wound (Figure 1). In what concerns to the strain field, hypodermis presented the higher values (Figure 2). In the model that simulates the suturing process, the higher levels for stress and strain were obtained in the area around the wound, with the FEM, RPIM and NNRPIM. Accordingly, computational modelling can be a very useful tool to predict stress profiles around the skin wounds, especially because today there are no methodologies to measured stress experimentally *in vivo*.

CONCLUSION

Although this is a preliminary study to assess the performance of numerical methods in the analysis of stress profile distribution in the human skin, it was possible to conclude that FEM, RPIM and NNRPIM are valid tools. In future works, it is intended to refine the model parameters and to include the hyperelastic and the anisotropic behaviour of the human skin. Numerical simulations of wound closure could be a useful tool to determine the appropriate surgical technique to close skin wounds. In the future, these methodologies could

help the surgeons to decide the best incision and surgical technique in order to minimise scarring and promote healing.

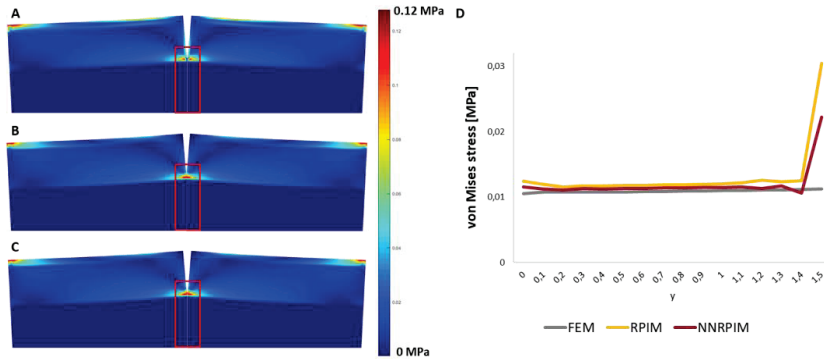


Figure 1. (A) von Mises stress isomap obtained with FEM. (B) von Mises stress isomap obtained with RPIM. (C) von Mises stress isomap obtained with NNRPIM. (D) von Mises stress measured in specific points in the area marked with the rectangle in the images, for the three advanced discretization techniques.

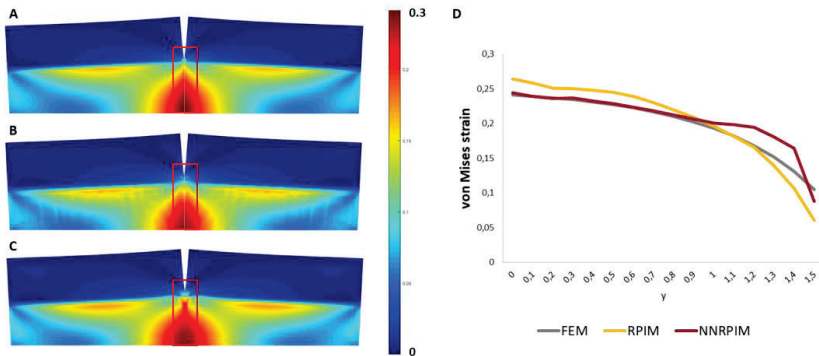


Figure 2. (A) von Mises strain isomap obtained with FEM. (B) von Mises strain isomap obtained with RPIM. (C) von Mises strain isomap obtained with NNRPIM. (D) von Mises strain measured in specific points in the area marked with the rectangle in the images, for the three advanced discretization techniques.

Acknowledgements

The authors truly acknowledge the funding provided by Ministério da Ciência, Tecnologia e Ensino Superior – Fundação para a Ciência e a Tecnologia (Portugal), under grants SFRH/BD/133894/2017, and by project funding MIT-EXPL/ISF/0084/2017. Additionally, the authors gratefully acknowledge the funding of Project NORTE-01-0145-FEDER-000022 – SciTech – Science and Technology for Competitive and Sustainable Industries, co-financed by Programa Operacional Regional do Norte (NORTE2020), through Fundo Europeu de Desenvolvimento Regional (FEDER).

REFERENCES

- [1] Tepole, A. B., Gosain, A.K., & Kuhl, E. (2014). Computational modeling of skin: Using stress profiles as predictor for tissue necrosis in reconstructive surgery. *Computers and Structures*, 143, 32–39.
- [2] Belinha, J. (2014). *Meshless Methods in Biomechanics*. Springer.

Gait characteristics and eletromyographic activity in people with diabetes in early stages of the International Working Group on Diabetic Foot Classification Risk

Maria Miguel de Carvalho

LABIOMEPE- Porto University Biomechanics Laboratory
mariamiguelvcarvalho@gmail.com

RESUMO

Diabetes mellitus is a serious metabolic and chronic disease, characterized by high blood glucose levels. As the epidemic continues to expand, diabetes is not only considered a health crisis, but a global societal catastrophe, responsible for great mortality and morbidity worldwide. More than half of patients who have diabetes for more than 20 years develop diabetic peripheral neuropathy, one of the most common and costly complication of diabetes. Diabetic peripheral neuropathy has been associated with biomechanical alterations in gait, particularly at the lower limb. Indeed, with alteration of walking patterns has a common characteristic of this disease, the gait analysis of diabetic patients with peripheral neuropathy has been the subject of several studies.

Assessment of gait aims to increase the knowledge and understanding of the human gait, either as an end in itself or in order to improve medical diagnosis or treatment in the future. In diabetic patients with peripheral neuropathy, three-dimensional movement analysis allows the study and identification of movements and musculoskeletal strategies and may be useful to detect, in an early stage, the influence of peripheral neuropathy on walking and lower limbs performance, providing decisive information on the evolution, characteristics and detrimental consequences of this disease.

The aim of this study was to characterize the gait and investigate electromyographic activity deviations of people with diabetes in early stages of the International Working Group on Diabetic Foot (IWGDF) Risk Classification System. Data were generated from two groups: diabetic subjects with no peripheral neuropathy (level 0 of the IWGDF) and diabetic subjects with peripheral neuropathy, with arterial disease and/or a foot deformity (level 2 of the IWGDF). The study was conducted in Porto Biomechanics Laboratory, University of Porto (LABIOMEPE-UP) by means of a Motion Capture system (MoCap), 3D-instrumented gait analysis system, and four force platforms. The electromyography activity of the gastrocnemius medialis and tibialis anterior muscles for both legs was monitored throughout the gait cycle, in synchrony with the MoCap system.

A range of gait alterations were evident in participants with peripheral neuropathy including significantly slower gait speed, shorter steps, lower cadence, restriction of lower-limb joint mobility and altered electromyographic patterns of the lower limb muscles. This group also showed a trend to produce less ground reaction force in amplitude through the gait cycle and later in time, which could contribute for the differences observed in speed and cadence.

Overall, the results of this study highlights the biomechanical differences in gait of people with diabetes classified in distinct risk groups. It's also shown the importance of gait analysis to provide accurate and reliable knowledge of gait characteristics and compensatory strategies adopted at a given time, and also over time, as a factor for prevention, diagnosis and innovation for the diabetic population.

Future research is necessary to evaluate gait disorders in diabetic peripheral neuropathy, particularly in terms of gait under 'real-life' conditions in more challenging environments, inverse dynamics and net joint moments. Further studies to identify the muscle activity pattern alterations, and clarify the specific factors related to diabetic peripheral neuropathy are also required.

Keywords: Diabetes, Diabetic Peripheral Neuropathy, Gait, Electromyography, Biomechanics.

Numerical/experimental model for assessing residual tooth strength due to wear or restoration

Mai M. Alhmdan^{1,2,3}, Jonathan C. Knowles², Ailbhe McDonald¹, Carla Lopes⁴, Joana Machado⁴, Pedro Sousa⁴, Mário A P Vaz^{4,5}

¹Prosthodontics Unit, Department of Restorative Dentistry, Eastman Dental Institute, London, UK
mai.alhmdan.13@ucl.ac.uk

²Division of Biomaterials and Tissue Engineering, Eastman Dental Institute, London, UK

³Department of Prosthetic Dental Sciences, College of Dentistry, King Saud Univ., Riyadh, Saudi Arabia

⁴INEGI – Institute of Science and Innovation in Mechanical and Industrial Engineering, Porto, Portugal
cnlopes@inegi.up.pt

⁵FEUP – Faculty of Engineering of the University of Porto, Porto, Portugal gmavaz@fe.up.pt

ABSTRACT

Dental literature has shown that loss of tooth structure within the coronal aspect of the tooth crown can alter its stress distribution during masticatory loads [1]. In the same way it has been well demonstrated that the fracture resistance of the restored teeth is lower than sound ones [2]. So, the combined effect of the quality and quantity of the remaining coronal tooth structure together with its position and exact dimension on the teeth strength still need further evaluation. Therefore, the major aim of this research is to map the strains in the remaining tooth structure and to evaluate the teeth strength with different amounts of tooth loss. To do this, a numerical model of tooth structure will be created and experimentation will be used to generate the wear and to measure the remaining resistance of the tooth in an in vitro study.

Key words: dental wear, coronal stress, ESPI, finite elements

INTRODUCTION

The goal of the present work is to create a finite element model of a molar tooth approaching its geometry and internal constitution which can be used to assess the tooth strength for different tooth wear and restoration. To achieve this a 3D model of a natural tooth was achieved using a 3D scanning system - DAVID System[®] (Figure 1). After assessing the 3D external geometry the point cloud was used in SolidWorks[®] CAD software to generate the 3D model, defining the internal channels, different type solid tissues and boundary conditions.



Figure 1. 3D shape acquisition of the natural tooth with DAVID System[®].

All the data produced with CAD was adjusted according to standard dimensions of natural tooth obtained from a literature search (Figure 2a), however it was not possible to find reliable dimensions for molar tooth. Being so, it is necessary to define the thickness and the height of the enamel, as well as the dimensions of the dentin and pulp. In a study conducted by Musani *et al.* [3], the dimensions described are not in

accordance with the geometry of the present work. Concerning to dental pulp, there are no dimensions described. As the enamel is the most resistant material it was decided to consider a thickness of 0.5 mm the whole surface of the crown. To perform the *in vitro* measurements the tooth was placed on a resin base which was also simulated in the numerical model (Figure 2b).

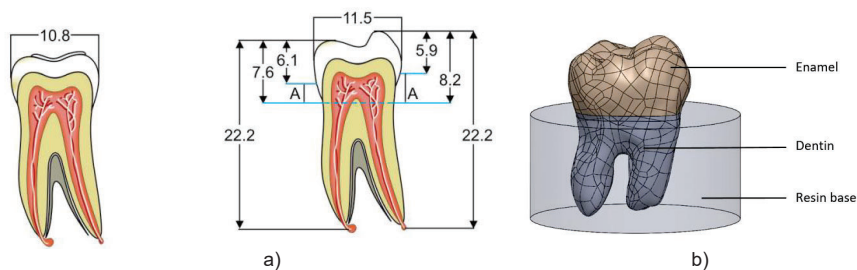


Figure 2. a) Dimensions of the mandibular molar tooth [1] and, b) Final 3D model with the resin base.

The model has been inputted in ABAQUS® software for stress evaluation for several loading conditions and wearing/restoration geometries. The mechanical properties used to simulate the different dental tissues and restoration materials are shown in Table 1. The numerical model will be adjusted according to experimental data obtained by measurements performed with Electronic Speckle Pattern Interferometry (ESPI). ESPI is a laser interferometry technique that allows to obtain the displacement of the surface of the tooth with sub micrometric resolution [4]. An experimental setup for tooth wear simulation will be also assembled using acid etching on the crown surface. The chemical erosion will be controlled by adjusting the etching time and solution dilution.

Table 1. Mechanical properties of materials: Young's modulus and Poisson's ratio.

Material	Young's modulus (GPa)	Poisson's ratio	Reference No.
Pulp	0.002	0.45	[3]
Enamel	84.1	0.33	[5]
Dentin	18.6	0.31	[6]
Bis-acryl resin	4.9	0.3	[7]
Type II gold	96.6	0.35	[8]
IPS Empress	67.2	0.3	[9]
Panavia 21 resin cement	3	0.35	[10]

REFERENCES

- [1] Soares PV, Santos-Filho PC, Gomide HA, Araujo CA, Martins LR, Soares CJ. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part II: strain measurement and stress distribution. *J Prosthet Dent.* 2008;99(2):114-22.
- [2] Pereira J, Pereira A, McDonald A, Petrie J, Knowles. Effect of cavity design on tooth surface strain. *The Journal of prosthetic dentistry.* 2013;110(5):369-75.
- [3] Musani I, Prabhakar A. Biomechanical stress analysis of mandibular first permanent molar; restored with amalgam and composite resin: a computerized finite element study. *International journal of clinical pediatric dentistry.* 2010;3(1):
- [4] Jaime M. Monteiro, Hernani Lopes, Mário A.P. Vaz, Cássia B. Corrêa, Luiza Mello; "Holographic Techniques Applied In Dentistry Studies"; IRF2013 - 4th International Conference on Integrity, Reliability and Failure; Funchal, 23-27 June 2013; pág 449
- [5] Craig RG, Peyton FA, Johnson DW. Compressive Properties of Enamel, Dental Cements, and Gold. *Journal of Dental Research.* 1961;40(5):936-45.
- [6] McGuinness NJP, Wilson AN, Jones ML, Middleton J. A stress analysis of the periodontal ligament under various orthodontic loadings. *European journal of orthodontics.* 1991;13(3):231-42.
- [7] Schwantz JK, Oliveira-Ogliari A, Meereis CT, Leal FB, Oglhari FA, Moraes RR. Characterization of Bis-Acryl Composite Resins for Provisional Restorations. *Brazilian dental journal.* 2017;28(3):354-61.
- [8] Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. *The Journal of prosthetic dentistry.* 2005;94(4):321-9.
- [9] Yamanel K, Yamanel K, ccedil, Ccedil, Aglar A, Uuml, et al. Effects of different ceramic and composite materials on stress distribution in inlay and onlay cavities: 3-D finite element analysis. *Dental Materials Journal.* 2009;28(6):661-70.
- [10] Yi Y-J, Kelly JR. Effect of occlusal contact size on interfacial stresses and failure of a bonded ceramic: FEA and monotonic loading analyses. *Dental materials.* 2008;24(3):403-9.

Dispositivo biomecânico para ciclismo adaptado na classe C5

Francisco Sousa¹, João Marouvo¹, Paulo Amaro^{1,3}, Gustavo Cardoso², Luis Roseiro^{1,3}

¹ Instituto Politécnico de Coimbra - ISEC, Instituto Superior de Engenharia de Coimbra, Coimbra, Portugal
francisco.c.sousa10@hotmail.com, joaovasco78@hotmail.com,
pamaro@isec.pt, lroseiro@isec.pt;

² Quantum Ortopédicos, Coimbra, Portugal, quantumortopedicos@gmail.com

³ Laboratório de Biomecânica Aplicada, Instituto de Investigação Aplicada, Instituto Politécnico de Coimbra

RESUMO

O ciclismo adaptado, também designado por paraciclismo, é um desporto que envolve a prática de ciclismo por pessoas portadoras de limitações físico-motoras. Apesar de recorrer a bicicletas convencionais, pelas particularidades e limitações físicas de cada praticante, é necessário proceder a adaptações que permitam a sua utilização de modo seguro. Neste trabalho é apresentado um dispositivo biomecânico para a prática desta modalidade desportiva, na classe C5, desenvolvido para um atleta possuidor de agenesia de mão, representante da Seleção Portuguesa de Paraciclismo. O dispositivo, desenvolvido especificamente para o atleta, permite a compensação necessária na prática de ciclismo, a melhoria na postura do atleta, a sua segurança e o aumento do seu rendimento. Além disso, o conceito de dispositivo que se apresenta pode ser adaptável para compensação na prática de ciclismo noutros tipos de limitação física.

Palavras-chave: Ciclismo Adaptado, Dispositivo de Compensação, Biomecânica Desportiva

INTRODUÇÃO

De amadores a profissionais, os atletas de ciclismo adaptado enfrentam obstáculos e derrubam barreiras dia após dia. Muitos deles, esforçam-se desde pequenos para ultrapassar as dificuldades que lhes são impostas, mas, na maioria das vezes, não conseguem alcançar o objetivo desejado. Uma das maiores dificuldades que enfrentam passa pelo facto de não possuírem as adaptações necessárias, que lhes permitam o ajuste à bicicleta, garantindo o conforto, segurança e rendimento necessários para a prática da modalidade. Acresce ainda que as adaptações padrão que possam existir no mercado, salvo exceções, não se enquadram no atleta, dadas as particularidades da limitação de cada um. Assim, as soluções adequadas devem passar pelo projeto direcionado, numa linha de “alfaiate”, com soluções desenvolvidas e implementadas por medida, como é o caso dos dispositivos desenvolvidos para o atleta Telmo Pinão [1]. Neste sentido, a engenharia e em particular a biomecânica, podem desempenhar um papel relevante no apoio a este tipo de atletas. E quando se alia o ensino da engenharia com o projeto e implementação deste tipo de soluções, o resultado final poderá ser ainda mais importante.

O presente trabalho descreve um dispositivo de compensação, desenvolvido para a prática de ciclismo adaptado por um atleta portador de agenesia na mão esquerda, uma limitação congénita traduzida pela ausência da mão. Após a identificação e caracterização da limitação física do atleta, o projeto do dispositivo assentou num sistema de encaixe, baseado no conceito do pedal de encaixe, composto por um conjunto de elementos estruturais, um deles ajustável, e que permite ao atleta um posicionamento adequado na bicicleta, exercer força em ambos os sentidos, ou seja, empurrar e puxar o guiador na sua direção, aumentando o seu rendimento e conforto, sem comprometer a sua segurança, dado que e em caso de queda o desacoplamento é garantido pelo sistema de encaixe.

MATERIAIS E MÉTODOS

O dispositivo apresentado pode ser caracterizado por três partes, que se apresentam na figura 1. Uma prótese de adaptação ao braço, um componente de interface e um sistema de fixação ao guiador, ajustável. O fabrico da prótese teve por base a obtenção de um molde em gesso (negativo), desde o coto até à parte inferior do cotovelo do atleta, sendo depois produzido um positivo após a consolidação do mesmo. O seu fabrico envolveu a deposição de várias camadas de fibra de carbono em matriz de resina epóxi, sendo a extremidade embebida na base de um espigão do tipo parafuso, de modo a ser ancorado o componente de interface. Este elemento estrutural (figura 1 b), com geometria cilíndrica, foi modelado geometricamente em Solidworks®, de modo a incluir o componente macho de um sistema de encaixe de pedais, da marca Zeray, e simultaneamente garantir a fixação ao espigão da prótese. Este sistema permite a regulação com recurso a uma contraporca. O sistema de encaixe ao guiador foi também modelado geometricamente através do software Solidworks®. Este sistema é composto por três elementos estruturais. Dois dos elementos encaixam no guiador, com aperto através de parafusos, garantindo deste modo a ancoragem do dispositivo. O terceiro elemento encaixa nos anteriores através de um sistema de posicionamento angular, discreto, e com bloqueio através de pernos de fixação. Neste elemento é aparafusada a fêmea do sistema de encaixe de pedais, permitindo deste modo o simples encaixe e desencaixe do dispositivo.

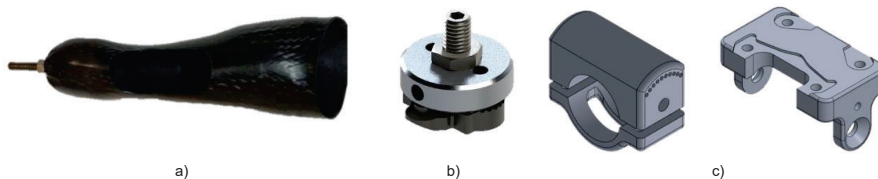


Figura 1- a) Adaptação ao Braço e Mão, em Material Compósito; b) Componente de Interface; c) Geometria 3D do Sistema de Encaixe ao Guiador.

O estudo do comportamento estrutural destes componentes foi feito através do método dos elementos finitos, recorrendo ao software SolidWorks®, com uma análise estática linear. Os resultados mostraram uma resistência e rigidez adequadas para os vários componentes do dispositivo. Os diversos elementos modelados foram produzidos através de fabrico subtrativo, com recurso a um centro de maquinaria de 5 eixos da marca Haas.

RESULTADOS E CONCLUSÕES

A figura 2 mostra o dispositivo produzido e a forma como encaixa no guiador, assim como o posicionamento no atleta. Os testes funcionais ao dispositivo foram feitos num sistema de simulação de prova, em rolo e em estrada, com sucessivo aumento do nível de exigência para o ciclista. A observação visual comparativa mostrou uma postura do ciclista na bicicleta adequada para a prática da modalidade. O ciclista reportou também uma significativa melhoria na sua postura, assim como no seu rendimento, tendo passado a conseguir pedalar em pé e implementar força ascendente e descendente no contacto do braço esquerdo com o guiador. Além disso, a segurança do atleta passou a ficar garantida com o dispositivo, já que em caso de queda, o dispositivo desencaixa.



Figura 2 – a) Dispositivo Final; b) Testes Funcionais.

Agradecimentos

Os autores agradecem a colaboração do atleta Manuel Ferreira, da equipa ADRAP, da Seleção Portuguesa de Paraciclismo e da Federação Portuguesa de Ciclismo.

REFERÊNCIAS

[1] Gomes, A. (2014). Projeto de um Dispositivo Biomecânico para Ciclismo Adaptado em Alta Competição. (Instituto Superior de Engenharia de Coimbra).

Effects of flexibility and endurance on musculoskeletal injuries of lower limb of football players

Gustavo Desouza^{1,2}, Patrícia Pinto², Sandra Gagulic^{1,2}

¹RECI, Instituto Piaget, Portugal, gustavodesouza@gmail.com

²ESS Jean Piaget, Instituto Piaget de Viseu, Portugal, ri-nascimento@hotmail.com

ABSTRACT

Football is the most popular sport in the world. It is a mode where there is a high number of injuries. The football player assumes a semiflexion posture of the hip and knee, in the conduction of the ball, running and passing, and this semiflexion can be fixed, making the posterior muscular chain susceptible to shortening. With limited flexibility and imbalance of forces athletes are more exposed to injuries such as muscle stretching, bruising and ligament ruptures. The objective of this study is to analyze the effects of a physical therapy intervention program by promoting increased flexibility in the lower limbs of soccer players and increased cardiorespiratory endurance. The data collection for the initial evaluation of the present study was done through the application of adapted questionnaires and two functional tests: Sit and Reach flexibility test to assess the flexibility of the lumbar spine and lower limb; and the Six Minutes test (adapted) to evaluate the resistance. The sample of the present study had 9 participants (4 of the experimental group and 5 control group) with mean age of 25.00 ±3.78 years. The experimental group had a significant improvement in flexibility ($p = 0.043$) and decreased pain ($p = 0.036$) and some improvement in functional capacity in number of turns to the field. The intense and repetitive training of the athletes provides muscle hypertrophy and decreased flexibility, a decrease that can lead to injuries. These injuries can occur from lack of warm-up or stretching before a game or workout. A well-designed stretching program is important to improve athlete performance, since well stretched muscles tend to increase their efficiency.

Keywords: Sports rehabilitation; sports injuries; incidence of football injuries; flexibility, resistance

INTRODUCTION

According to the Portuguese Institute of Sport and Youth (IPDJ, 2018), high-performance sport is now recognized as an important factor for sports development. Football, as the most popular sporting modality, challenges the player's physical fitness since it requires a variety of skills at different intensities, these components play an important role and require maximum strength and anaerobic potency (Van Beijsterveldt, Van Der Horst, Van De Port, & Backx, 2013). It is also the modality responsible for a high number of sports injuries (Fonseca et al., 2007) with the highest occurrence in the dominant lower limb (62.9%) (Rahnama, Bambaiechi, & Daneshjoo, 2009). Athletes suffer an organic adaptation process, such as postural deviations and musculoskeletal changes that added to the technicalities of the sport and errors in the movements performance technique may increase the prevalence of injury during exercise. Intense and repetitive training of athletes provides muscle hypertrophy and decreased flexibility (Ribeiro et al., 2003; Leite & Neto 2003; Prado, 2004). The soccer player assumes a semiflexion posture of the hip and knee, in the conduction of the ball, running and passing, and this semiflexion can be fixed, with limited flexibility and imbalance of forces athletes are more exposed to injuries such as muscle stretching, bruising and ligament ruptures. Thus, ideal levels of flexibility aim to improve joint range, strength and speed of movements during exercises, making them more accurate (Prado, 2004; Bertolla, 2007). This research aims to analyze the effects of a Physiotherapy intervention program by promoting increased flexibility in the lower limb of soccer players and increased cardiorespiratory endurance.

METHODOLOGY

The present study was carried out among the male young-adult players aged between 18 and 35 years of the club Association Os Vouzelenses with training at least 3 times a week.

The data collection for the initial evaluation of the present study was done through the application of the questionnaire characterizing the sport activity with the characterization of the lesions (Fuller et al., 2006); severity of injury (Fuller et al., 2006) and absence time after injury; as well as the application of the Body Discomfort Assessment Scale (Corlett and Bishop, 1976); the Sit and Reach Flexibility Test (Wells & Dillon, 1952) and the Six Minute Test (Cooper, 1968).

An exercise program adapted by FIFA's medical research department called "The 11", has been implemented, which aims to reduce the most common injuries in football and adapted to the sample with the inclusion of exercises that aim to increase flexibility and endurance.

The intervention program was implemented for all participants, 2 times a week for 35 minutes and over a period of 8 weeks. At this time a reevaluation was carried out. Data were analysed using a statistical analysis program - SPSS version 24.0. Mann-Whitney Non-parametric test were used (comparing the same group at different times), setting the level of significance at $p \leq .05$.

RESULTS AND DISCUSSION

The sample of this study was composed of 9 male participants, with average age of 25 ±3.78 years, with an average height of 1.76 ±7.05 meters and average weight of 73.56 ±4.56, being divided randomly into two groups, Experimental Group (EG, n= 4) and Control Group (CG, n= 5).

Regarding the lesions, 22.2% of the participants reported that they had a ruptured muscle injury, 22.2% had a meniscus injury and 22.2% had a ligament rupture.

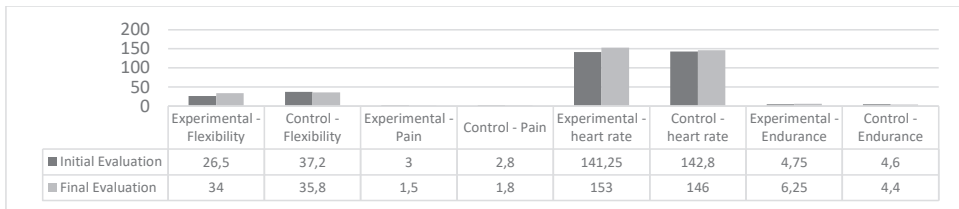
In the analysis of flexibility, the initial evaluation in the EG was the mean of 26.50. In the reassessment of this same group the mean was 34.00 (p= 0.034). In the CG the mean flexibility was 37.20 in the initial evaluation and 35.80 in the final evaluation (p= 0.074).

Regarding the discomfort / pain, in the initial evaluation in the EG the average amount of discomfort / pain is 3.00. In the re-evaluation of this same group the mean is already 1.50 (p= 0.036); In the CG, the initial evaluation obtained a mean of discomfort / pain of 2.80 and the final evaluation of 1.80 (p= 0.015).

Regarding heart rate after the test, the EG had a mean heart rate of 141.25 bpm. In the final evaluation the mean was 153.00 bpm (p= 0.191). The CG mean heart rate was 142.80 bpm at baseline, and 146.00 bpm (p= 0.341).

In relation to the number of laps, the EG obtained the average number of laps in the field of 4.75; In the reevaluation there was an improvement of the mean of turns with 6.25 (p= 0.765). In the CG, the average number of laps was 4.60 in the initial evaluation and 4.40 in the final evaluation (p= 0.228).

These comparative data can be observed in graph 1.



Graph 1 - Analysis of the variables by group and by phase

CONCLUSION AND DISCUSSION

Intense and repetitive training of athletes provides muscle hypertrophy and decreased flexibility. Some authors explain that soccer injuries can occur frequently because of lack of warm-up or stretching before a game or training. One way to prevent such injuries is to implement training plans that aim to increase flexibility through stretching. Thus, focusing on this reality, this study refers to the importance of the physiotherapist in sports in order to intervene in an early and preventive way through specific training programs emphasizing the importance of training flexibility in the preparation of footballers.

The present study demonstrated significant improvements in the experimental group in the variables of flexibility and pain reduction, and in some factors there were improvements, such as the number of field trips, but that did not translate into significant differences, due to the reduced number of the sample, as well being, the objective of the flexibility intervention program was very successive. The same did not occur with the resistance program since the results obtained were lower than was expected. Then the awakening to this theme.

REFERENCES

Bertolla, F. et al. (2007). Efeito de um programa de treinamento utilizando o método pilates na flexibilidade de atletas juvenis de futsal. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*. São Paulo, V. 13(4).

Fonseca, S., Ocarino, J., Da Silva, P., Bricio, R., Costa, C., & Wanner, L. (2007). Caracterização da performance muscular em atletas profissionais de futebol. *Revista Brasileira de Medicina Do Esporte*, 13(3), 143–147.

Fuller, C., Ekstrand, J., Junge, A., Andersen, T., Bahr, R., Dvorak, J. Hagglund, M., McCorry, P. & Meeuwisse, W. (2006) . *Consensus statement on injury definitions and data collection procedures in studies of football (soccer) injuries*. *The British Journal of Sports Medicine*; 40:193-201.

IPDJ, I. P. (2018). *Medida de apoio ao alto rendimento*. Obtido de Instituto Português do Desporto e Juventude: <http://www.idesporto.pt/conteudo.aspx?id=13&idMenu=5>

Leite, C. & Neto, F. (2003). Incidência de lesões traumato-ortopédicas no futebol de campo feminino e sua relação com alterações posturais. *Revista Digital*, Buenos Aires, v. 9(61).

Prado, A. (2004). O método iso-stretching na otimização das aptidões para a prática do futebol de campo. *Saúde*, Santa Maria, v. 30(1-2).

Rahnama, N., Bambaiechi, E., & Daneshjoo, A. (2009). The epidemiology of knee injuries in Iranian male professional soccer players. *Sport Sciences for Health*, 5(1), 9– 14.

Ribeiro, C. et al. (2003). *Relação entre alterações posturais e lesões do aparelho locomotor em atletas de futebol de salão*. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, São Paulo, v. 9(2), p. 91-97.

Van Beijsterveldt, A., Van Der Horst, N., Van De Port, I., & Backx, F. (2013). How effective are exercise-based injury prevention programmes for soccer players: A systematic review. *Sports Medicine*, 43(4), 257–265.

Dynamic measurement of architectural changes in tibialis anterior muscle during contractions based on ultrasound imaging

Vanessa Cunha, Pawel Buljaski, Pedro Jacinto, Jorge Martins
IDMEC, Instituto Superior Técnico, Universidade de Lisboa, Portugal
vanessa.cunha@tecnico.ulisboa.pt, pawel.buljaski@tecnico.ulisboa.pt,
pedro.miguel.jacinto@tecnico.ulisboa.pt, jorgemartins@tecnico.ulisboa.pt

ABSTRACT

An exciting revolution is underway in the fields of rehabilitation and assistive robotics, where technologies are being developed to actively aid or restore legged locomotion to individuals suffering from muscular impairments or weakness, neurologic injury, or amputations affecting the lower limbs. For the development of these assistive technical aids it is important to take into account the intrinsic dynamics of the ankle.

The broad aim of this research project is to arrive at dynamical and realistic models reproducing the ankle joint motion and its motor control. During this project, functional electrical stimulation (FES) is used to excite the dynamics of the ankle joint; ultrasound imaging to track the motion of the muscle-tendon junction and its internal displacement; a wireless optical tracking system for the acquisition of the kinematic data and a robotic manipulator to estimate both the resultant ankle joint force and torque.

Using this experimental in-vivo setup, where outputs ankle torque, ankle angle and internal tendon displacement during FES activated TA are measured, the black box problem of muscle-tendon dynamics can be minimized.

KEYWORDS: ankle joint, neuromusculoskeletal system, motor control, muscle-tendon junction

INTRODUCTION

An important issue in motor control is understanding the basic principles underlying the accomplishment of natural movements.

The possibility to obtain, by means of the system input and output transfer function, data regarding the in vivo mechanics of the muscle joint unit may represent a novel tool to investigate the functional features of different muscle groups. In fact, the understanding of the human neuromusculoskeletal system and the uncovering of its motor control laws may be useful for designing FES equipment as well as training and rehabilitation procedures.

The aim of this study is to observe the dynamic response of the ankle joint unit by means of the analysis of the motor response during electrical stimulation of the peroneal nerve. Additionally, we used a conventional US imaging technique coupled with corresponding spatial positions to measure the in vivo human tibialis anterior (TA) muscle architecture features during maximal voluntary contraction and at rest. Understanding these muscle architecture changes of the TA could have implications for rehabilitation, the analysis of normal gait cycle, biomechanical modelling, as well as the design of neurorehabilitation technologies.

METHODS

Experimental Setup

One healthy young male adult aged 24 years, 1.72 meters tall and 70 kg in weight, volunteered to participate in the study. The participant has no recent (<12 months) history of lower limb injury or surgery and no preexisting neuromuscular disorders.

A system combining an ultrasound imaging machine (Aloka Prosound 2) equipped with a linear probe (UST-568), an optical motion analysis system (Polaris Spectra System, NDI, Germany), a FES device (ISTIM Modular Stimulation System) and KUKA Lighthweight Robot 4+ with JR3 force sensor was used to collect the data.

The devices were connected to a personal computer via USB interface. An interactive graphical user interface was developed using MATLAB to facilitate the establishment of the synchronous communication between devices as well as to store the acquired data. UDP protocol was used for time synchronization (25 Hz) in the system.

Data Acquisition

Two different experiments were performed. Both were performed with the subject sitting in an upright position in a chair with the feet being able to hang freely with an approximate knee flexion of 90 degrees. The initial experiment A was performed to measure the architectural parameters of human TA muscle in vivo. Ultrasound scans of the TA muscle belly were performed during the maximum voluntary contraction and at rest to assess in vivo the following anatomical changes: muscle volume, thickness and width, muscle cross-sectional area and pennation angle. Conventional B-mode ultrasound images of the TA muscle were acquired at approximately 25 frames/s and with an image depth of 60 mm. Transverse measurements were taken by placing the probe perpendicular to the direction of the TA muscle, sweeping scan from the distal to proximal end of the muscle belly. In order to overcome eventually faulty acquisitions, three transverse US scans of the entire TA muscle belly were performed during the maximal dorsiflexion contractions of the right foot and at rest to assess muscle volume, muscle cross sectional area, muscle thickness, and pennation angle.

In experiment B, the subject's TA muscle was activated using the FES device by setting a biphasic square-wave pulse train with a frequency of 30 Hz, an amplitude of 30 V, and a pulse duration of 400 μ s. The stimulation was delivered to the peroneal nerve placing a surface self-adhesive electrode pair. Throughout the experiment B, the subject remained seated, in an upright position with a knee joint flexion angle of 90° and an initial ankle angle of 20° plantarflexion. Tendon displacement was measured by ultrasound system, while ankle angle and ankle torque were measured with the KUKA LWR and JR3, respectively. Results from experiment B were used to calculate force output from the TA and tendon stiffness.

RESULTS

The estimated values for TA muscle architecture parameters at neutral ankle position and during MVP are consistent with in vivo estimated values from the literature [2, 3]. The average value of TA tendon stiffness was 23.2 ± 3.9 N/mm and therefore consistent with other literature [4].

Table 1. Summary of results from experiment A. Changes in TA muscle architecture parameters at 50% of muscle length at rest and during MVC.

Muscle parameter	Rest	Maximum Voluntary Contraction
CSA (mm ²)	777.8 \pm 46.6	1089.4 \pm 75.8
Thickness (mm)	28.9 \pm 1.3	31.3 \pm 1.3
Width (mm)	39.5 \pm 1.2	41.8 \pm 3.9
Muscle volume (cm ³)	278.9 \pm 11.3	279.9 \pm 10.1
Pennation angle (°)	11.3 \pm 0.5	17.3 \pm 0.9

Table 2. Summary of results from experiment B. Dorsiflexion torque, tendon stiffness and estimated TA force during contraction induced by FES device.

	FES-induced contraction
Ankle torque (Nm)	6.3 \pm 2.0
Tendon stiffness (N/mm)	23.2 \pm 3.9
Predicted TA force (N)	178.0 \pm 33.1

CONCLUSION

The aim of this study was to design and implement an experimental protocol that can estimate quantitatively and characterize the dynamic response of the ankle joint unit by means of the analysis of the torque signal recorded during electrical stimulation of the peroneal nerve.

In this work, the motor response was observed when the stimulation parameters adopt the most used values. However, further research is required to examine and modeling muscle response under different electrical stimulation signals.

This evaluation of the passive mechanical properties of the muscle can provide some insight on the effect of applied loading or restriction of movement for both structure and function and how FES can influence the motor response.

REFERENCES

- [1] Melo, P., Silva, M. T., Martins, J., and Newman, D. (2015). A Microcontroller Platform for the Rapid Prototyping of Functional Electrical Stimulation-Based Gait Neuroprostheses: Rapid Prototyping Platform for Gait Neuroprostheses," *Artificial Organs*, vol. 39, pp. 56-66.
- [2] M. R. Muñoz, M. G. Sánchez and A. I. Cuesta-Vargas (2015). Tibialis anterior analysis from functional and architectural perspective during isometric foot dorsiflexion: a cross-sectional study of repeated measures. *Journal of Foot and Ankle Research*. vol. 8, no. 74, pp. 1-9.
- [3] Aggeloussis, N., Giannakou, E., Albracht, K., Arampatzis, A. (2010). Reproducibility of fascicle length and pennation angle of gastrocnemius medialis in human gait in vivo. *Gait Posture*, 31, pp. 73–77.
- [4] M. Ito, Y. Kawakami, Y. Ichinose, S. Fukashiro, and T. Fukunaga (1998). Nonisometric behavior of fascicles during isometric contractions of a human muscle. *Journal of Applied Physiology*, vol. 85, pp. 1230–1235.

Patient specific implants using additive manufacturing

B. Athayde Malafaya¹, M.C. Marques¹, I.A. Ferreira¹, M.M.F. Machado¹, J. Belinha², F.J.L. Alves³, R.M. Natal Jorge³

¹Instituto de Ciência e Inovação em Engenharia Mecânica e Engenharia Industrial (INEGI), Portugal, up201708854@fe.up.pt, mcarques@inegi.up.pt, iaferreira@inegi.up.pt, mmachado@inegi.up.pt;

²School of Engineering Polytechnic of Porto (ISEP), Portugal, job@isep.ipp.pt

³Faculty of Engineering of the University of Porto, Portugal, falves@fe.up.pt, rnatal@fe.up.pt

ABSTRACT

This work explores the potential of Addictive Manufacturing (AM) in the production of Patient Specific Implants (PSI). AM is commonly known as 3D printing and it is an emerging advanced manufacturing technique with potential to change the industry of medical prostheses, through the creation of personalized prostheses adapted to the patient's body. In fact, the manufacturing freedom of AM allows to create structurally optimized prostheses using topologic optimization, by reducing the amount of material and the overall weight of prostheses [1]. Within the scope of this work, customized implants are designed using CAD tools. Additionally, the designed implants are structurally analysed using the finite element method (FEM) and advanced discretization meshless techniques [2]. In the end, as prove of concept, a final prototype of the implant using the AM technique is produced.

Keywords: 3D printing, meshless methods, Finite Element Method

INTRODUCTION

Additive Manufacturing (AM) technologies offer several advantages over traditional manufacturing techniques, such as customization and almost complete freedom in the fabrication. In opposition to subtractive manufacturing, AM consists in layer-by-layer material addition, which process can be visualized in Fig. 1. Today, the world is witnessing a revolution in health care, with the rapidly expansion of biomedical application for AM. There are several 3D printing techniques available. Nevertheless, this work focus mainly in the fuse filament fabrication (FFF) technique using polylactic acid (PLA). The most attracting feature of FFF is its low cost, allowing to build real scale prototypes and test geometric solutions. Additionally, FFF permits to fabricate parts with locally controlled properties by changing deposition orientation and deposition density.

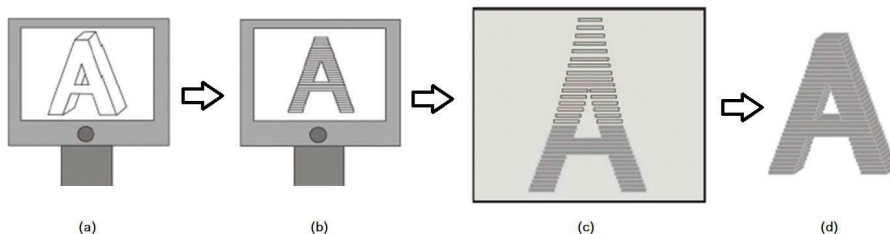


Fig. 1. Additive Manufacturing summarized into 3 stages: (a) drawing the object in CAD; (b) preparing its print with slicing software; (c) 3D printing layer-by-layer; (d) final part. Adapted from [3].

MATERIALS AND METHODS

First, the patient's local anatomy is obtained from medical imaging techniques, such as computational tomography (CT) scan or magnetic resonance imaging (MRI). Using 3D-Slicer ©, the medical images are segmented and a STL file is generated. Afterwards, the STL file is exported to SOLIDWORKS ©, in which a 3D model is built. Then, the external or internal implant is virtually built fitted to the patient's specific geometry. A 3D tetrahedral mesh is generated and exported to the academic structural analysis software FEMAS – Finite Element and Meshless Analysis Software (more details in cmech.webs.com). In FEMAS,

the structural integrity of the virtual implant is analysed using a simple elasto-static analysis with the finite element method and other advanced discretization techniques, such as meshless methods. In the end, after the virtual structural validation, the implant is produced using the FFF AM technique using polylactic acid (PLA), a low-cost and renewable thermoplastic.

RESULTS

The virtual FEM model was submitted to forces and displacement constrains simulating the patient's daily activities. Thus, the structural analysis of the Patient Specific Implants (PSI) allowed to identify the PSI's locations under higher stress. In accordance with stress levels, the locations in which the stress exceeded the ultimate stress of the PLA were iteratively reinforced with more material. This iterative procedure allowed to achieve a PSI suited to the patient's anatomy and, at the same time, resistant enough to endure daily activities.

CONCLUSIONS

This work allowed to understand the full path in the production by FFF-AM technique of patient's specific implants, regardless the anatomical location for the implant. Although the implants produced in the scope of this work are in PLA, the presented production pipeline can be extended to other AM techniques and materials. This works shows some of the immediate potential of AM in biomechanics and in health care.

ACKNOWLEDGMENTS

The authors truly acknowledge the funding provided by Ministério da Ciência, Tecnologia e Ensino Superior - Fundação para a Ciência e a Tecnologia (Portugal), under grants: SFRH/BD/110047/2015, and by project funding MIT-EXPL/ISF/0084/2017. Additionally, the authors gratefully acknowledge the funding of Project NORTE-01-0145-FEDER-000022 - SciTech - Science and Technology for Competitive and Sustainable Industries, cofinanced by Programa Operacional Regional do Norte (NORTE2020), through Fundo Europeu de Desenvolvimento Regional (FEDER).

REFERENCES

- [1] Huo J, Dérand P, Rännar LE, Hirsch JM, Gamstedt EK, Failure location prediction by finite element analysis for an additive manufactured mandible implant, *Medical Engineering and Physics*, (2015), Vol.37, p. 862-869.
- [2] J. Belinha. *Meshless Methods in Biomechanics - Bone tissue remodelling analysis*. Springer, (2014) Vol.16, p. 320
- [3] European Space Agency. Hot firing of world's first 3D-printed platinum thruster chamber. *PHYS.org*, (2015). Available from: <https://phys.org/news/2015-06-hot-world-3d-printed-platinum-thruster.html>

Poly (glycerol sebacate) addition to 3D printed poly (ϵ -caprolactone) based scaffolds for cartilage regeneration: morphological, thermal and mechanical properties

Pedro Morouço, Diana Reis, Sara Biscaia, Tânia Viana

¹Centre for Rapid and Sustainable Product Development, Polytechnic Institute of Leiria, Portugal, pedro.morouco@ipleiria.pt; diana.reis@ipleiria.pt; sara.biscaia@ipleiria.pt; tania.viana@ipleiria.pt

RESUMO

Polymers are extensively used for the fabrication of 3D scaffolds in tissue engineering. One of the most commonly used is poly(ϵ -caprolactone) (PCL), due to its good solubility, FDA approval, low melting point, and exceptional blend-compatibility. However, slow degradation rate, poor wettability, low mechanical properties and lack of cell adhesion and integration are major drawbacks of PCL, namely when aiming to mimic cartilage compressive properties.

It is well documented in the literature that hyaline cartilage has remarkable mechanical properties (elastic modulus of ~123MPa; mechanical tensile strength of 17 MPa; compressive modulus varying between 0.53 and 1.82 MPa; and compressive stress between 14-59 MPa) and lasting durability, despite its few millimetres of thickness. Instead, biodegradable elastomers may offer the possibility to engineer implantable structures resembling the elasticity of some native tissues.

Poly (glycerol-sebacate) (PGS) is a polyester elastomer with useful properties of biocompatibility and in vivo biodegradation; remaining the processing conditions difficult to extend the range of applications. Limited to conventional processes (e.g. freeze drying, melt moulding, electrospinning), it hinders the fabrication of patient-specific constructs with controlled architectures, interconnectivity between pores, porosity and pore size.

Thus, the main aim of the present work was to examine the feasibility for producing extrusion-based PCL scaffolds reinforced with PGS.

MATERIALS AND METHODS

Commercial PGS (Regenerez®) was obtained from Sigma-Aldrich. PCL polymer (CAPA® 6500, Mw: 50 kDa) was purchased from Perstorp Caprolactones (Cheshire, UK). Mixtures were prepared using chloroform (analytical grade) from Scharlau Chemie (Barcelona, Spain) and ethanol 70%. PGS-PCL and PCL membranes were prepared by solvent casting, to obtain 3D scaffolds through an additive manufacturing system. PCL pellets were dissolved in chloroform:ethanol (9:1) mixture at 50°C and the solution was deposited in Petri dishes and dried at room temperature. The mixtures were prepared through the dissolution of PCL pellets and PGS in chloroform:ethanol (9:1) mixture at 50°C; PGS-PCL ratios were 0-100%; 15-85%; 30-70%; 45-55%; 60-40%, respectively. After obtaining a homogeneous solution, the PGS-PCL mixture was deposited in Petri dishes and dried at room temperature; drying time was dependent on the concentration ratios.

Scaffolds were produced by using a bioextrusion system. All 3D structures were prepared with an inter-filament distance of 350 μ m, nozzle diameter of 300 μ m and 0°/90° pore configuration. Control PCL and PGS-PCL scaffolds were obtained using the different processing conditions (depending on the different concentration ratios). The surface topographies of scaffolds were examined by optical microscope Daffodil MCX100 (Micros Austria) connected to a digital camera at a magnification of 40x. In addition, A SkyScan 1174™ (software version 1.1, Bruker, Kontich, Belgium) high-resolution μ CT scanner was used to access the 3D microstructure and porosity of the produced scaffolds. The thermal properties of the samples were evaluated with a STA 6000 (Perkin Elmer). FT-IR analyses of all samples were performed with an ATR Fourier transform infrared spectrometer (Alpha FT-IR spectrometer, Bruker, Belgium). Scaffolds mechanical behaviour was assessed by uniaxial unconfined compression tests using a universal testing machine with an extension rate of 1 mm.min⁻¹.

RESULTS AND DISCUSSION

In Figure 1 the PGS-PCL 3D structures are presented. It was possible to obtain a controlled architecture with a porous structure, and with remarkable flexibility. PGS induced an increase ($p < 0.01$) in TD_{on} and TD_p, suggesting that adding PGS within the PCL network enhances the thermal stability. For PGS-PCL spectra the main change observed, comparing to PCL alone, was an intense OH stretch indicating that the hydroxyl groups are hydrogen bonded, C-O stretching in the crystalline phase and a stretching band of a methylene group.

These features, promoted that the incorporation of PGS induced higher compressive modulus to the scaffolds ($p < 0.01$), increasing the resemblance to the properties of native human cartilage.

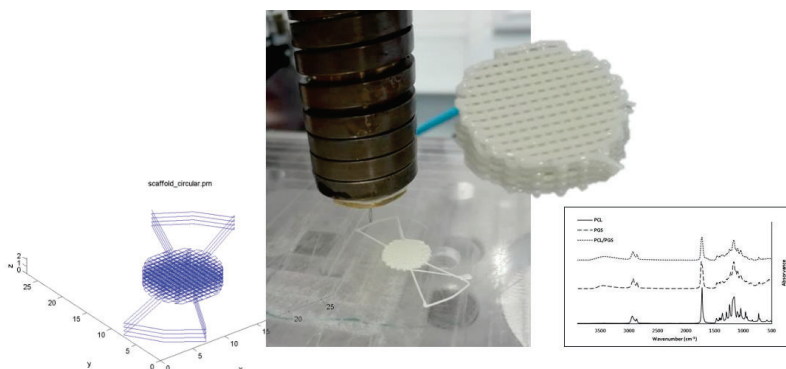


Figure 1. PGS-PCL extrusion-based production.

CONCLUSIONS

3D scaffolds were successfully produced, with very high reliability ($Cv < 5\%$). To the best of our knowledge, this are the first PGS-PCL scaffolds produced by additive manufacturing, promoting elastic features to PCL-based scaffolds. Indeed, the present work demonstrated the feasibility of 3D printing PGS-PCL in a controlled manner, resembling their properties to the ones presented by human cartilage.

Acknowledgments

This research was supported by the European Regional Development Fund (FEDER), through COMPETE2020 under the PT2020 program (POCI-01-0145-FEDER-023423).

Additive manufacturing in biomechanics and biomedical engineering: trends and challenges

B. Athayde Malafaya¹, M.C. Marques¹, I.A. Ferreira¹, M.M.F. Machado¹, J. Belinha², F.J.L. Alves³, R.M. Natal Jorge³

¹Instituto de Ciência e Inovação em Engenharia Mecânica e Engenharia Industrial (INEGI), Portugal; up201708854@fe.up.pt, mcmarques@inegi.up.pt, iaferreira@inegi.up.pt, mmachado@inegi.up.pt;

²School of Engineering Polytechnic of Porto (ISEP), Portugal, job@isep.ipp.pt

³Faculty of Engineering of the University of Porto, Portugal, rnatal@fe.up.pt, falves@fe.up.pt

ABSTRACT

A few years ago, it was forecasted that additive manufacturing (AM) would revolutionize the way products would be designed and manufactured [1]. Nowadays, not just that has been confirmed, but AM also has revolutionized the way products are distributed to end users. Today, after downloading the STL file of the product, an end user can comfortably print his/her product at home in his/her 3D printer.

Over the years, due to its capability to manufacture complex geometries, the AM technology has gained academic and industrial interest. Furthermore, AM technology allows to develop new material solutions from the combination of two or more materials and from the material spatial distribution at the micro-scale. Over the years, several AM technologies have emerged, such as: material extrusion; powder bed fusion; vat photopolymerization; material jetting; binder jetting; sheet lamination; directed energy deposition, among many other variations. However, there is still a lack of comprehensive set of design principles, manufacturing guidelines, and standardization of best practices [1]. In the specific case of biomechanics and biomedical engineering, AM technologies have contributed with the development of environmentally friendly materials, patient specific implants, ultra-high-performance and multifunctional biological materials [1]. This work aims to present the state-of-the-art of 3D printing and AM techniques for biomechanics and biomedical engineering research community, showing the remaining obstacles, recent discoveries and future trends. Furthermore, the most important aspects of the AM technology and its evolution are presented and discussed. In the end of this work, the future research directions and exploration fields for biomechanics and biomedical engineering are presented.

Keywords: 3D printing, Additive Manufacturing, Biomechanics, Biomedical Engineering

INTRODUCTION

Additive manufacturing (AM) is one of the most promising areas in component manufacturing since it enables the printing of a wide variety of functional prototypes with complex geometries. Therefore, it has become a very popular technique in many areas, as shown in Fig. 1. In the biomedical area, AM has a wide range of applications, since it provides the fast production of customized components: dental prosthesis, surgical tools, hearing aids, among others. For the biologic tissues and organs manufacturing, it is still at an early stage, due to the complexity of its manufacturing and design [2].

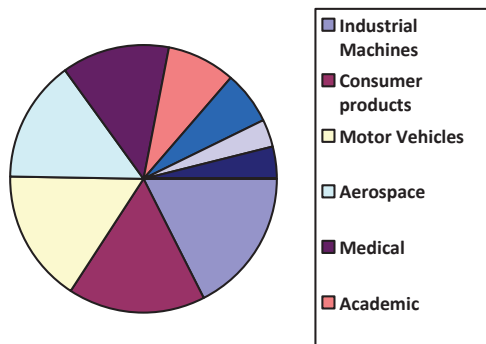


Fig. 1. The use of Additive Manufacturing based on each industrial sector. Database from [3].

AM TRENDS

In recent years, AM has been extending its range of applicability in biomedics. Therefore, a new concept has emerged, named 3D bioprinting, which consists in 3D printing with biological materials (with cells). 3D bioprinting provides biocompatible and biodegradable prototypes which can be implanted in live organisms [3]. Electron Beam Melt (EBM) and Direct Metal Laser Sintering (DMLS) technologies have been used to produce customized orthopaedic implants, due to the characteristics of the final material and dimensional precision [4]. In 2010, it was developed and implanted the first human pelvic implant customized to a specific patient [4]. This implant was metallic-based, and the bone growing was stimulated to improve the implant long-term fixation [4]. In the last 15 years, the development of this technique has represented a very important asset in tissues engineering, regenerative medicine and surrounding medical areas. Furthermore, AM has also been used to assist surgical planning [3]. Thereby, it is possible to produce 3D functional tissue, such as bones, blood vessels and so on [3]. Nowadays main trends consist in product innovation and increased research, so manufacturers are focusing on creating and delivering low-volume, low-cost solutions and products that can be used in a variety of areas or industries [5].

AM CHALLENGES

AM has become a very popular technique due to its error reduction, high-level precision, capacity of customized production, simultaneous use of multiple materials, low production time, etc [5]. However, its application has been limited by materials' costs and materials' (un)availability. Additionally, the lack of know-how to use this technology [5] has been delaying its progression. Biomedical industry is also concerned about the mechanical properties, specially related to fatigue, so they have been using AM in low-risk situations, as body parts with low range of mobility [4]. Therefore, in order to become the dominant technology, AM must expand to new industries and adopt some trendy strategies to become more popular, such as being environment-friendly [2]. In the future, this technology must reduce environmental impact, as energy and material consumption and greenhouse gas emissions [2].

CONCLUSIONS

This work provided an understanding of how the additive manufacturing has been developed in the biomechanics and biomedical field. Although the focus of this work is the application in biomedical sector, additive manufacturing has a large range of application fields, such as aerospace, industrial machines, etc. In medical field, to produce biological tissue and organs, AM is still at an early stage, so further studies are required in this area. Also, there are a few parameters that could improve AM popularity, such as reducing the environmental impact.

ACKNOWLEDGMENTS

The authors truly acknowledge the funding provided by Ministério da Ciência, Tecnologia e Ensino Superior - Fundação para a Ciência e a Tecnologia (Portugal), under grants: SFRH/BD/110047/2015, and by project funding MIT-EXPL/ISF/0084/2017. Additionally, the authors gratefully acknowledge the funding of Project NORTE-01-0145-FEDER-000022 - SciTech - Science and Technology for Competitive and Sustainable Industries, cofinanced by Programa Operacional Regional do Norte (NORTE2020), through Fundo Europeu de Desenvolvimento Regional (FEDER).

REFERENCES

- [1] Wei Gao, Yunbo Zhang, Devarajan Ramanujan, Karthik Ramani, Yong Chen, Christopher B. Williams, Charlie C.L. Wang, Yung C. Shin, Song Zhang, Pablo D. Zavattieri. The status, challenges, and future of additive manufacturing in engineering. *Computer-Aided Design*. 69 (2015) 65–89.
- [2] Pinkerton, Andrew J. Lasers in additive manufacturing. *Optics & Laser Technology*. 78 (2016) 25-32.
- [3] Ligon, Samuel Clark, et al. Polymers for 3D printing and customized additive manufacturing. *Chemical reviews* 117.15 (2017) 10212-10290.
- [4] Unwin, Paul. Fabricating specialised orthopaedic implants using additive manufacturing. *Laser 3D Manufacturing*. Vol. 8970. International Society for Optics and Photonics, 2014.
- [5] Relvas, Carlos. *O Mundo da Impressão 3D e o Fabrico Digital*. Engebook. (2018) 294.

Intrinsic and functional stiffness vs. antagonist co-activation: a correlational analysis in stroke patients

Edgar Ribeiro¹, Augusta Silva¹, Liliana Pinho², Rubim Santos¹, Francisco Pinho³, Andreia S. P. Sousa¹

¹School of Health, Polytechnic of Porto, Portugal, edgar_ribeiro7@hotmail.com; smaugusta@gmail.com; rss@ess.ipp.pt; asp@ess.ipp.pt

²CESPU, Institute of Research and Advanced Training in Health Sciences and Technologies and School of Health, Polytechnic of Porto, Portugal, oliveira.lilianaraquel@gmail.com

³CESPU, Institute of Research and Advanced Training in Health Sciences and Technologies and Technology School, Polytechnic Institute of Cávado and Ave, Portugal, franciscopinho@gmail.com

ABSTRACT

Tonus has been considered the basis of central nervous system (CNS) functional adaptation to fulfill the dual purpose of movement and postural control [1]. Among the multiple pathologies of CNS, stroke has been the most investigated in the context of tonus dysfunction, typically through measures involving the evaluation of muscle resistance against stretching at rest [2]. However, the recent evidence demonstrating that the increased muscle resistance obtained under these conditions is more related to intrinsic components, being not associated to movement dysfunction [3], turn relevant the assessment of biomechanical variables that could reflect tonus dysfunction in a highly demanding postural control functional context, like upright standing [4] and postural phases of gait initiation and stand-to-sit [5, 6]. By representing muscle synergies organization within postural tone to increase joint stiffness and postural stability, antagonist co-activation at the ankle level would reflect tonus dysfunction in poststroke subjects [7]. Furthermore, the evaluation of ankle stiffness through the analysis of stabilometric data obtained by a force platform during a functional task such as upright standing [8], here called functional stiffness, may also be used as a functional alternative to intrinsic stiffness assessment. Based on the previously exposed, it can be hypothesized that functional stiffness, rather than intrinsic stiffness, would best reflect the muscle synergies involved in the maintenance of postural stability during functional tasks.

The main aim of the present study was to evaluate the level of correlation between intrinsic stiffness at rest, functional stiffness in upright standing and antagonist co-activation in upright standing and postural phases of gait initiation and stand-to-sit, at the ankle joint of post-stroke subjects.

Key words: Tonus; Motor Control; Stroke; Stiffness; Antagonist co-activation.

METHODS

The contralesional (CONTRA) and ipsilesional (IPSI) limbs of eight participants with a history of ischemic stroke in the subcortical territory of middle cerebral artery for at least 6 months were evaluated (Table 1). Ankle intrinsic stiffness evaluation at neutral position (NP) was performed in seated position with knee extension by an isokinetic dynamometer programmed in passive mode at 5°/sec, according to Sousa [9]. Functional stiffness values in the anteroposterior direction were obtained during 15sec of upright standing on a force platform, according to the method proposed in Winter [8]. The antagonist co-activation of the tibialis anterior (TA)/soleus (SOL), TA/gastrocnemius medialis (GM) and Ventral/Dorsal pairs of each limb was calculated for upright standing and postural phases of the transition to gait and sitting, which were defined by the analysis of ground reaction forces and center of pressure (CoP) data obtained by two force platforms. The averaged values of three valid trials of intrinsic stiffness, functional stiffness and antagonist co-activation were used for analysis.

Table 1. Characterization of the participants according to gender, age (years), weight (kg), height (cm), lesion location (confirmed by computed tomography), injured hemisphere and evolution time (months).

ID	Gender	Age	Weight	Height	Lesion Location	Injured Hemisphere	Evolution Time
1	Female	39	65	170	Cortico-subcortical	Left	27
2	Male	47	95	176	Lenticulo-capsular	Right	30
3	Male	34	86	185	Lenticulo-capsular	Right	18
4	Female	32	60	173	Cortico-subcortical	Right	30
5	Female	38	68	163	Lenticulo-capsular	Right	24
6	Male	61	89	176	Lenticulo-capsular	Right	6
7	Female	57	65	160	Striato-capsular	Left	12
8	Female	54	75	158	Fronto-parieto-insular	Right	90

RESULTS

A significant and high correlation was found between antagonist co-activation of IPSI TA/SOL pair in upright standing and functional stiffness ($r=0.810$; $p=0.015$) (Table 2). There were no statistically significant correlations between intrinsic stiffness and antagonist co-activation and functional stiffness variables in none of the limbs.

Table 2. Correlation between intrinsic stiffness, functional stiffness and antagonist co-activation variables (with the respective correlation coefficient (r) and test value (p)).

Co-activation variables			Stiffness variables	
Functional task	Muscle pair	Limb	"NP" IPSI	Functional stiffness
Upright standing	TA/SOL	IPSI	0.036 (0.939)	0.810 (0.015)
	TA/GM		0.143 (0.760)	0.690 (0.058)
	Ventral/Dorsal		0.286 (0.535)	0.667 (0.071)
Gait initiation	SOL/TA		0.486 (0.329)	-0.214 (0.645)
	GM/TA		0.314 (0.544)	-0.179 (0.702)
	Dorsal/Ventral		0.314 (0.544)	-0.179 (0.702)
Stand-to-sit initiation	SOL/TA		0.071 (0.879)	-0.190 (0.651)
	GM/TA		0.464 (0.294)	-0.333 (0.420)
	Dorsal/Ventral		0.321 (0.482)	-0.476 (0.233)
			-0.357 (0.432)	
Functional task	Muscle pair	Limb	"NP" CONTRA	Functional stiffness
Upright standing	TA/SOL	CONTRA	-0.250 (0.589)	0.357 (0.385)
	TA/GM		0.250 (0.589)	0.452 (0.260)
	Ventral/Dorsal		-0.357 (0.432)	0.286 (0.493)
Gait initiation	SOL/TA		0.600 (0.208)	-0.357 (0.432)
	GM/TA		0.543 (0.266)	-0.250 (0.589)
	Dorsal/Ventral		0.771 (0.072)	-0.214 (0.645)
Stand-to-sit initiation	SOL/TA		0.107 (0.819)	0.143 (0.736)
	GM/TA		0.714 (0.071)	0.405 (0.320)
	Dorsal/Ventral		0.464 (0.294)	0.048 (0.911)
			-0.214 (0.645)	
			r (p value)	

CONCLUSIONS

The global tendency for significant correlations between antagonist co-activation in upright standing and functional stiffness, coupled with the absence of significant correlations between intrinsic stiffness and antagonist co-activation and functional stiffness variables, seems to demonstrate, as hypothesized, the relation between motor control variables evaluated in dynamic conditions and that muscle resistance to passive stretching does not seem to reflect the behavior of these muscles involved in muscle synergies during a functional task.

REFERENCES

- [1] Latash, M.L. and V. Zatsiorsky (2015), *Biomechanics and Motor Control: Defining Central Concepts*. Elsevier Science.
- [2] Kim, D.Y., et al. (2005), Biomechanical assessment with electromyography of post-stroke ankle plantar flexor spasticity. *Yonsei Med J.* 46(4), 546-54.
- [3] Dietz, V. and T. Sinkjaer (2007), Spastic movement disorder: impaired reflex function and altered muscle mechanics. *Lancet Neurol.* 6(8), 725-33.
- [4] Sousa, A.S., et al. (2016), Influence of prolonged wearing of unstable shoes on upright standing postural control. *Hum Mov Sci.* 45, 142-53.
- [5] Sousa, A.S., A. Silva, and R. Santos (2015), Ankle anticipatory postural adjustments during gait initiation in healthy and post-stroke subjects. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 30(9), 960-5.
- [6] Silva, A., et al. (2013), Activation timing of soleus and tibialis anterior muscles during sit-to-stand and stand-to-sit in post-stroke vs. healthy subjects. *Somatosens Mot Res.* 30(1), 48-55.
- [7] Latash, M.L. and X. Huang (2015), Neural control of movement stability: Lessons from studies of neurological patients. *Neuroscience.* 301, 39-48.
- [8] Winter, D.A., et al. (2001), Ankle muscle stiffness in the control of balance during quiet standing. *J Neurophysiol.* 85(6), 2630-3.
- [9] Sousa, A.S.P., R. Santos, and A. Silva (2017), Ankle Intrinsic Stiffness in Subcortical Poststroke Subjects. *J Mot Behav.* 49(3), 265-272.

Biodegradable multi-material implants for temporomandibular joint disc repair

Pedro Morouço¹, Carla Moura¹, Luis Francisco², David Ângelo³, Nuno Alves¹

¹Centre for Rapid and Sustainable Product Development, Polytechnic Institute of Leiria, Portugal
pedro.morouco@ipleiria.pt, carla.moura@ipleiria.pt, nuno.alves@ipleiria.pt

²Superior School of Technology and Management, Polytechnic Institute of Leiria, Portugal
lcof_10@hotmail.com

³Faculty of Medicine, Universidade de Lisboa, Centro Hospitalar de Setúbal, Portugal
david.serrano.angelo@gmail.com

RESUMO

The temporomandibular joint (TMJ) is the articulation between the glenoid fossa and articular eminence of the temporal bone and the mandibular condyle, with a fibrocartilaginous disc interposed. Tissue engineering (TE) may offer a permanent treatment to eliminate symptoms of the temporomandibular disorders (TMD), such as chronic and orofacial pain. TMJ disc TE attempts to respond to the lack of regeneration and self-repairing capacity of this fibrocartilaginous tissue. A proper implant, mimicking the TMJ disc properties and biomechanical environment and offering a long-term solution for TMD, has not been developed yet. To contribute to these efforts, scaffolds and hydrogels, mimicking the shape of the sheep TMJ disc, were produced using different materials, poly(ϵ -caprolactone) (PCL) and poly(ethylene glycol) diacrylate (PEGDA), in separate, or as a multi-material structure.

MATERIAL AND METHODS

PCL scaffolds were produced using the BioExtruder and different production parameters were evaluated, namely, (i) nozzle (extrusion head) temperature, which were 78°C, 80°C and 86°C, (ii) fibres' diameter with 200 μ m and 300 μ m, and the influence of (iii) the surrounding biological environment, placing the scaffolds in distilled water (dH₂O), at 37°C for 24 hours. PCL scaffolds' geometry was obtained by reverse engineering of a sheep TMJ disc and the fibers alignment was 0° and 90°. PEGDA hydrogels were produced in a concentration of 20% w/v, dissolved in aqueous solution of 0.5M of 2-[4-(2-hydroxyethyl) piperazin-1-yl]ethanesulfonic acid (HEPES) buffer. Photopolymerization was induced through the addition of 0.1% w/v 2,2-dimethoxy-1,2-diphenylethanone (DMPA) photoinitiator to 10mL of PEGDA solution in a transparent Petri dish, followed by UV light (λ =365nm) exposure.

PCL scaffolds were produced and then, a layer of PEGDA was photopolymerized surrounding the PCL scaffold, forming the sandwich-type of composite (multi-material) structure. Scaffolds and hydrogels' mechanical behaviour was assessed by uniaxial unconfined compression tests using a universal testing machine with an extension rate of 1 mm.min⁻¹. Micro-computed tomography was used to access the 3D microstructure of PCL scaffolds produced at different temperatures and with different filament diameters, to evaluate the influence of these production parameters. The wettability of the specimens was evaluated by static CA measurement on a Theta Lite optical tensiometer.

RESULTS AND DISCUSSION

The scaffolds were morphologically analysed, and their final dimensions were 25.74 \pm 0.12 mm and 12.77 \pm 0.02 mm, in the mediolateral and anteroposterior directions, respectively, and the base area was 298 \pm 12 mm². Through μ CT it was possible to analyse the surface per volume ratio (SVR) and porosity of the scaffolds. SVR was considerably different among the different groups. The group T86 presented the lowest SVR (0.83 \times 10⁻² μ m⁻¹), while the \emptyset 200 group has the highest value (1.68 \times 10⁻² μ m⁻¹, twice the SVR of the group T86). With exception of the T86 group (31.20 %), all groups have roughly the same porosity, between 60.13 % and 62.75 % (twice the porosity of the group T86). These values are relatively close to the TMJ disc reference porosity (70 %). Taking this into account, it can be stated that, for TMJ disc TE, the scaffolds of the group T78/ \emptyset 300 seem to present the adequate pore size (284 \pm 31 μ m) and SVR (1.53 \times 10⁻² μ m⁻¹). All PCL scaffolds presented a superior compressive modulus compared to the native disc (compressive modulus of 0.050-5 MPa; yield stress of 1,91 MPa), although the scaffolds with filaments of 200 μ m present a closer value of compressive modulus (11.59 \pm 0.36 MPa) and yield stress (1.98 \pm 0.16MPa). Probably, this is due to the fact that pores of \emptyset 200 have, in the transversal plane, a pore with an area \sim 1.7 times bigger than the area of the \emptyset 300 pores, and the compressive load is applied perpendicularly to this plane. The simulation of the *in vivo* biological environment led to significant mechanical changes in the compressive modulus but did not present significant differences in the yield stress. After 24h in water at 37°C, the scaffolds of the group BIO \emptyset 300 presented a compressive modulus almost 20%

lower than the scaffolds of the group Ø300 (21.22 ± 1.25 MPa to 17.54 ± 0.95 MPa, $p < 0.05$), and considering the scaffold with a filament diameter of $200 \mu\text{m}$ there were no significant changes (11.59 ± 0.36 MPa to 11.67 ± 1.04 MPa). The tested hydrogels presented a compressive modulus of 1.30 ± 0.15 MPa, a maximum compressive stress of 0.30 ± 0.03 MPa and a shear modulus of 0.43 ± 0.08 MPa. These results are within the range of reported values for the native TMJ disc (0.05-5 MPa for compressive modulus and 0.3-2.0 MPa for shear modulus). Joining the best of the scaffolds and the PEDGA hydrogels it was hypothesised that a PCL core would confer the necessary strength to compression loads and a PEGDA shell would provide the necessary lubrication and diminish friction. The performed tests to the multi-material scaffold showed significant changes in the compressive modulus, proving that this method offers a long-term solution for TMD.

CONCLUSIONS

Due to the lack capacity of regeneration and self-repairing of the TMJ disc, combining different materials through TE, that mimic the properties of the TMJ disc, can lead to alternatives to the current treatments of TMD. In this study was combined PCL scaffolds, that provide the necessary mechanical properties, with PEDGA hydrogels, that promotes lubrication and diminish friction, showing a promising solution for TMD.

Sistema de *biofeedback* para apoio a terapia ocupacional

Sara Almeida Alberto¹, Alexandra Castro², Maria José Costa³ e Miguel Tavares da Silva⁴

¹IDMEC, Instituto Superior Técnico, Universidade de Lisboa, Portugal, sara.a.alberto@tecnico.ulisboa.pt

²Hospital Dona Estefânia, Centro Hospitalar Lisboa Central, Portugal, xana-mc@hotmail.com

³Hospital Dona Estefânia, Centro Hospitalar Lisboa Central, Portugal, mjc102@gmail.com

⁴IDMEC, Instituto Superior Técnico, Universidade de Lisboa, Portugal, miguel SILVA@tecnico.ulisboa.pt

RESUMO

Este trabalho tem como objectivo o desenvolvimento no motor de jogos *Unity* de uma aplicação que permita aos utilizadores realizar exercícios terapêuticos no contexto de um jogo sério, no qual interagem com um ambiente virtual através de um sistema de sensores inerciais (*F.A.B.TM System*), recebendo retorno visual (*biofeedback*) em relação à postura e movimento do seu corpo. O jogo visa providenciar apoio a sessões de terapia ocupacional (TO) de utilizadores entre os sete e os treze anos de idade, e nas quais o objectivo seja o de aumentar a flexibilidade do cotovelo. De modo a ajustar os parâmetros do jogo à população alvo foi criado um grupo de controlo de dez elementos que jogaram o jogo e providenciaram o seu parecer qualitativo. A aplicação foi depois testada num doente com patologia nesta articulação durante sete sessões de TO. Os resultados obtidos demonstram interesse clínico na aplicação e um aumento de motivação do doente mas, devido ao reduzido número de casos patológicos analisado, não foi possível avaliar a sua influência na eficiência da terapia. Os resultados obtidos, no entanto, encorajam o desenvolvimento de aplicações terapêuticas com *biofeedback*, com base em jogos sérios, para utilização em contextos de TO.

Palavras-chave: *Biofeedback*, Motor *Unity*, Sensores Inerciais, Jogos Sérios, Terapia Ocupacional

INTRODUÇÃO

No âmbito da terapia ocupacional (TO) com crianças, as actividades lúdicas são de grande importância, não só pelo papel que têm no seu desenvolvimento motor, mas também por providenciarem uma forma natural de aumentar a sua motivação nas actividades terapêuticas em que estão envolvidas, contribuindo para o aumento da eficiência dessas mesmas actividades [1].

Os avanços tecnológicos em aquisição de movimento, jogos e realidade virtual, têm levado ao aparecimento de aplicações nas quais é possível interagir com ambientes virtuais, em tempo real, através de movimento, recebendo retorno visual (*biofeedback*) dessa acção. A utilização destes sistemas para a criação de jogos sérios (*serious games*), que promovam a realização de actividades terapêuticas por interação em tempo real com um ambiente virtual, corrijam os movimentos do paciente e permitam ainda a aquisição de dados para posterior análise e utilização na planificação de numa reabilitação motora de precisão, especificamente talhada para as necessidades de um dado utente, é uma ideia em desenvolvimento mas com resultados preliminares muito encorajadores, estando no entanto ainda por provar que haja um aumento da eficiência terapêutica face à utilização de técnicas convencionais de terapia [2, 3].

O propósito deste trabalho é assim o desenvolvimento, no motor de jogos *Unity*, de uma aplicação que permita aos utilizadores realizar exercícios terapêuticos no contexto de um jogo sério, no qual interagem com um ambiente virtual através de um sistema de sensores inerciais (*F.A.B.TM System*), recebendo *feedback* visual em relação à postura e movimento do seu corpo. A aplicação permite também recolher informação biomecânica quantitativa que o terapeuta poderá utilizar para avaliar o desempenho funcional da estrutura fisiológica em terapia e, com essa informação, planificar as sessões seguintes do tratamento.

MÉTODOS

A aplicação com fins terapêuticos foi desenvolvida no motor de jogos *Unity*, que é uma plataforma gratuita de desenvolvimento 2D e 3D, que proporciona ambientes de realidade virtual (RV) e realidade aumentada (RA) de grande qualidade [4]. O *Unity* foi apresentado pela primeira vez em 2005 e permite a programação das aplicações em diferentes linguagens, sendo que a presente aplicação foi desenvolvida em C#. A aplicação tem o ambiente de utilização apresentado na Fig. 1(a). Para a obtenção deste ambiente foram associados ao programa três *assets* obtidos da *asset store*: o *voxel scifi environment*, que permitiu a criação dos cenários virtuais onde o jogo se desenvolveu, o *database control pro*, que permitiu estruturar e gerir a base de dados para registo e gestão de utilizadores com a estrutura apresentada na Fig. 1(b), e o *mesh chart free*, que proporcionou a visualização gráfica de resultados biomecânicos relevantes, como representado na Fig. 1(c).

O jogo terapêutico foi pensado para o apoio a sessões de TO de utilizadores entre os sete e os treze anos de idade, com o objectivo de promover o aumento da flexibilidade do cotovelo através de exercícios sem resistência, tendo ainda parâmetros para impedir progresso no jogo no caso da realização de movimentos de subs-

tuição. De modo a avaliar se o jogo criado pode ser considerado terapêutico, foi analisado o seu potencial terapêutico através da aplicação de um método que avalia a relação entre os três aspectos seguintes: o jogador, o jogo e a terapia [5]. De modo a ajustar os parâmetros do jogo à população em estudo, foi criado um grupo de controlo de dez sujeitos, de idade 9 ± 2 anos (4 do sexo feminino) que jogaram o jogo e providenciaram o seu parecer qualitativo. A avaliação da viabilidade da aplicação criada, foi testada num caso de estudo de um sujeito de 13 anos do sexo masculino a realizar TO no Hospital D. Estefânia, após uma luxação lateral total do cotovelo esquerdo. O sujeito utilizou a aplicação em sete sessões, sendo também questionado acerca de parâmetros subjetivos, nomeadamente o conforto dos sensores, grau de dor durante o uso da aplicação, adequação dos parâmetros do jogo e a sua opinião em relação à experiência.

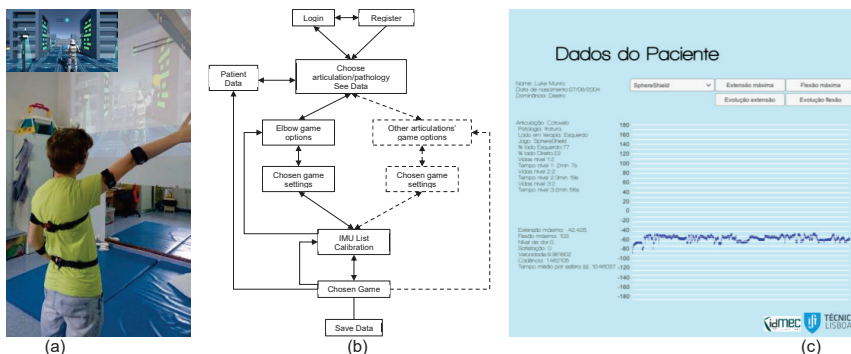


Figura 1. Aplicação terapêutica: a) ambiente de utilização; b) estrutura de gestão de dados; c) visualização de resultados.

RESULTADOS

Os sujeitos do grupo de controlo reportaram conforto com o equipamento e a sua utilização revelou que o jogo poderia ser utilizado para promover o aumento de flexibilidade de ambos os cotovelos. O tamanho reduzido da amostra não permitiu tirar conclusões acerca do ajuste de parâmetros para diferentes idades ou outros factores. O sujeito com patologia reportou ter sentido um elevado grau de interesse e satisfação, assim como referiu ausência de dor relevante durante o uso da aplicação. O jogo foi considerado de dificuldade adequada. A terapeuta demonstrou interesse na aplicação, nomeadamente pela capacidade de permitir a restrição de movimentos de substituição e de permitir a aquisição de dados de relevância biomecânica. Em concreto, a análise dos ângulos de extensão e flexão do cotovelo denota a existência de flutuações ao longo das sessões, sem uma tendência para a recuperação. Estes resultados estão de acordo com a avaliação da terapeuta e devem-se ao facto de este paciente ter sofrido calcificações, tornando o processo terapêutico mais lento.

CONCLUSÕES

Os resultados obtidos a nível de aumento de motivação de pacientes, correção de movimentos e obtenção de dados foram promissores [6]. Os resultados quantitativos estão de acordo com as medições realizadas pela terapeuta, validando a aplicação como meio de obtenção desses dados. De modo a validar o valor terapêutico da aplicação, seria necessário realizar estudos com um maior número de participantes, um maior número de sessões e a comparação com exercícios convencionais semelhantes.

Agradecimentos

Os autores agradecem o apoio dado pela FCT através do projecto LAETA (UID/EMS/50022/2013) e ao Programa Erasmus+ através do projecto Fall-In-Age (2018-1-PT01-KA203-047343).

REFERÊNCIAS

- [1] Case-Smith, J. *et al* (2009). Occupational Therapy for Children (6ª ed.), Mosby.
- [2] Hsu, S. H., Wen, M. H., Wu, M. C. (2009). Exploring user experiences as predictors of MMORPG addiction. *Computers and Education*, 53(3), 990-999.
- [3] Matallaoui, A., Koivisto, J., Hamari, J., Zarnkow, R. (2017) How Effective Is "Exergamification" A Systematic Review on the Effectiveness of Gamification Features in Exergames. *50th Hawaii International Conf. on System Sciences*, 3316-3325.
- [4] Antonin, Š. (2017) Comparison of Unity and Unreal Engine. Czech Technical University in Prague.
- [5] Mader, S., Natkin, S., Levieux, G. (2012) How to analyse therapeutic games: The player/game/therapy model. *International Conference on Entertainment*, 193-206.
- [6] Alberto, S. (2018). Development of a Biofeedback System for Motor Rehabilitation Support. MSc Thesis, IST, DEM, 2018.

Design and manufacturing of a customized prosthetic foot for amputee children

Inês Ferreira¹, Paula Agulheiro², Maria José Costa³, Marco Leite⁴ and Miguel T. Silva⁵

¹IDMEC, Instituto Superior Técnico, Universidade de Lisboa, Portugal, inesjorgeferreira@gmail.com

²Hospital Dona Estefânia, Centro Hospitalar Lisboa Central, Portugal, paula_agulheiro@hotmail.com

³Hospital Dona Estefânia, Centro Hospitalar Lisboa Central, Portugal, mjc102@gmail.com

⁴UNIDEMI, Faculdade de Ciência e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa, Portugal, ma.leite@fct.unl.pt

⁵IDMEC, Instituto Superior Técnico, Universidade de Lisboa, Portugal, miguel SILVA@tecnico.ulisboa.pt

ABSTRACT

The prosthetic foot options for lower level amputated children are limited and expensive. Available technologies of tridimensional scanning (3D SCAN), computer-aided design programs (CAD) and additive manufacturing (AM), offer the possibility of achieving personalized solutions with reduced production costs, time and intermediary steps. Hence, it is the aim of this work to develop a methodology to design a new low cost, short production time prosthetic foot, with a natural-aesthetic, using a 3D scan technology, a CAD program and AM technology. The final goal is to design a low-cost and customized prosthetic foot with adequate biomechanical characteristics by AM. Both modeling and production of the prosthetic foot include two components made of different materials: an internal component made of rigid material (PLA) for impact absorption and pylon connection; and an external component, made of flexible material (Filaflex) for better aesthetic, energy dissipation and a more natural appearance. Results show that the conducted finite element analysis validated the structure during heel strike (HS), midstance (MD) and toe off (TO) of gait.

Keywords: Amputee children, Prosthetic foot, 3D Scanning, Additive manufacturing, PLA, Filaflex

INTRODUCTION

Nowadays, improving the quality of life in the early stages of human development has become a big concern amongst the medical community. In developed countries, congenital limb deformity is the most common cause of amputation in young ages. It is estimated that 2 per every 10,000 live births, every year, are affected by such condition [1], with higher incidence in the lower limb.

In order to provide stability and balance when standing or moving, the human body uses the feet as the natural interface between the body and the ground. When this balance is compromised personal and social fulfillment of an individual may be affected [2]. Accordingly, with the relevance of the ability to walk and stand, prosthetic limbs have been made to restore normal functions of a missing body part. In the case of children, it is when they progress from crawling to standing, a phase that occurs between the ages of 9 and 16 months, that a lower limb prosthetic fitting is recommended.

Prosthetic foot solutions for children are scarce. Children's feet are not simply miniatures of adults' feet. The foot growth is not linear and simply scaling adults' feet will result in inadequate feet proportions for children. When deciding on a general medical device, the cost of the device, the person's functional need, and the availability of a particular device should be considered [3]. Focusing again on children, as they grow their self-image is still developing and the emotional and aesthetic needs are even more important [4]. Hence, the aim of this work is to develop a methodology to design and prototype a new low cost, customizable, short production time, prosthetic foot with a natural-aesthetic using 3D SCAN technology, CAD techniques and AM.

MATERIALS AND METHODS

The first step in the design of this patient-specific prosthetic foot consists on performing a 3D SCAN of the sound foot in order to acquire the foot external geometry. This was carried out using the Shining3D Ein-Scan Pro. Once the geometry is obtained, it is processed with MESH LAB for simplification of data and, with the aid of NX software, mesh corrections are performed. After this procedure, the cosmetic external component of the prosthetic foot is completed. The following stage is to design the internal component of the foot that assures structural support and adequate connection with the leg module of the prosthesis. This task is also performed on NX and it takes into consideration the available space in the cosmetic component to accommodate the internal one and patient specific features such as height and weight. The final result is depicted in Fig. 1, where emphasis is given to the design of the base of the rigid component, where a curvature was introduced near the heel in order to facilitate foot's roll-over during initial contact.

Different CAD models for the rigid component were conceived encompassing distinct design options. FEA were carried out to validate the adopted design in terms of biomechanical characteristics and strength. The prototype was produced for the 2 years-old children to whom the 3D scan was made. Two materials were

used: rigid PLA for the internal component and flexible Filaflex for the external one. General dimensions of the prosthetic foot are: 135 mm long, 63 mm height and 52 mm width.

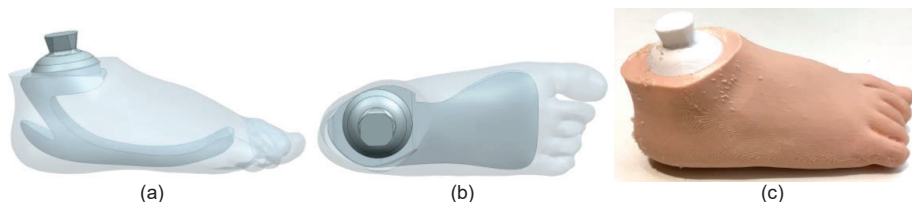


Figure 1. Prosthetic Foot: a) Sagittal view of the two components; b) Top view of the two components; c) 3D printed physical prototype (multi-material printing of the two components).

RESULTS AND DISCUSSION

FEA were conducted on NX software in each of the three main sub-phases of the support phase of the gait cycle (heel strike - HS, midstance - MS and toe-off - TO) to validate the adopted design. An external force equivalent to 300% of body weight was applied for safety reasons. Preliminary FEA results showed accumulation of stress in fundamental areas during each phase as it can be observed from the analysis of Figure 2.

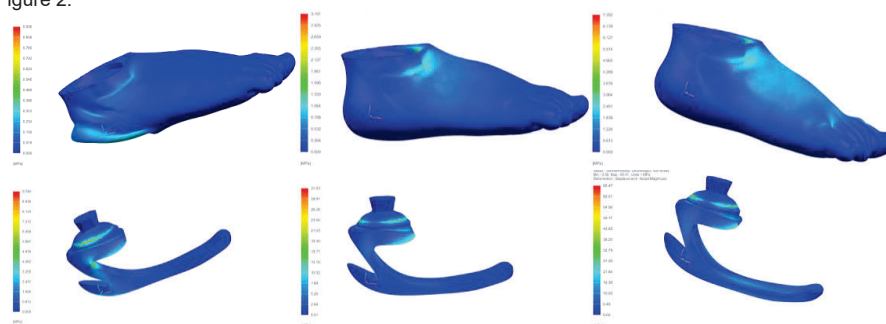


Figure 2 - Stress distribution during heel strike (left), midstance (middle) and toe off (right) phases on the cosmetic component (top) and on the support component (bottom) after the FEA with both materials.

CONCLUSIONS

In this work the integrated design and manufacturing of a prosthetic foot for young children was proposed and applied. Considering their customization needs, a model combining two different materials was adopted and printed directly using AM. The proposed 3D-printable prosthetic foot design shows that prosthetic feet can be manufactured using AM with PLA and Filaflex filaments, evidencing great potential to be a low-cost and low-weight customized solution for low-to-moderate activity level amputee children.

The structural integrity of the overall structure is addressed using FEA and preliminary results suggest that the proposed design is able to prevent material failure for the values of the external forces involved.

Future work will be firstly focused on building a database with acquired foot geometries from 1 to 8 years-old children with different characteristics. With this database it will be faster to have a personalized prosthetic foot ready to be manufactured with AM for children where a sound foot is not available or in cases where personal foot geometries are difficult to acquire. Secondly, based on this study, future work should also focus on testing the prosthesis with patients and improving its strength and lifetime.

Acknowledgements

Authors would like to acknowledge the support of *Fundação para a Ciência e a Tecnologia* (FCT) through project LAETA (UID/EMS/50022/2013).

REFERENCES

- [1] Le, J. T., & Scott-Wyart, P. R. (2015). Pediatric limb differences and amputations. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics*, 26(1), 95-108.
- [2] Mugo, N. N. (2010). The effect of amputation on body image and well-being: a systematic review.
- [3] Hofstad, C. J., van der Linde, H., van Limbeek, J., & Postema, K. (2004). Prescription of prosthetic ankle foot mechanisms after lower limb amputation. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, (1).
- [4] Hussain, S. (2011). Toes that look like toes: Cambodian children's perspectives on prosthetic legs. *Qualitative Health Research*, 21(10), 1427-1440.

Development of a functional upper limb prosthesis using additive manufacturing

Francisco Pinheiro¹, Marco Leite² e Miguel Tavares da Silva¹

¹IDMEC, Instituto Superior Técnico, Universidade de Lisboa, Portugal
francisco.d.pinhoeiro@tecnico.ulisboa.pt, miguelsilva@tecnico.ulisboa.pt

²UNIDEMI, Faculdade de Ciência e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa, Portugal
ma.leite@fct.unl.pt

ABSTRACT

In this work an anthropomorphic functional prosthetic hand is proposed for additive manufacturing (AM) with flexible thermoplastic polyurethane (TPU) filament. Resorting to computer aided design (CAD) the proposed concept can be easily scalable to different hand sizes and assures basic gripping function. It relies on the use of tendon-like wires to flex each individual finger, while finger position restoration is assured by the elasticity and shape-retention of the flexible filament. Internal hollow chambers, located at the finger joints, are used to allow finger flexion, replacing the role of standard mechanical joints. A prototype of the proposed design was manufactured showing promising results in terms of appearance and function.

Keywords: Upper Limb Disabilities, Computer Aided Design, Functional Prosthesis, Additive Manufacturing, Flexible Filament

INTRODUCTION

The hand is a very important anatomical structure of the human body and is the primary instrument for contact with the exterior world. It is constantly being used to a wide variety of operations, such as grabbing objects, sensing textures and heat, gestures, just to mention a few. To sum up, the hand is every human's personal tool to operate the outside world. To lose such tool represents a heavy toll in ones quality of life.

An upper limb disability is defined as the absence or severe hypoplasia of upper limb skeletal structures and it is a problem that affects millions of people worldwide. There are two possible causes for this issue: a congenital defect or an amputation acquired at some point of a person's life [1]. Patients with these disorders have tried to restore symmetry, appearance and basic function since the early stages of technology with artificial replacements called prosthesis.

Prosthesis can be divided in two major groups: cosmetic (non-moving) prosthesis devised to restore body symmetry and for aesthetic purposes, and functional (moving) prosthesis created to restore, to some extent, hand motion and grabbing function. High quality and very complex upper limb bionic prosthesis are now available in the market, however, they cannot be afforded by every patient and may not be suitable for every situation, such as the case of temporary prosthesis for children in developing stages.

Having this in consideration, the objective of this work is to develop a functional anthropomorphic prosthetic hand with scalable 3D geometry modelled resorting to computer aided design (CAD) and specifically conceived to be produced by means of additive manufacturing (AM) by fused deposition modelling (FDM) and flexible thermoplastic polyurethane (TPU) filament. The prosthetic hand is to be passively actuated through the motion of adjacent biological joints, such as the wrist or the elbow, following the actuation principles suggested by the Enabling the Future project (<http://enablingthefuture.org>).

METHODS

With the advance of technology, there is a continuous need for innovation and creativity to adapt new solutions in the field of prosthetic devices. AM appears as a very interesting solution for the production of this type of devices since it allows high customization and fast production, on demand and on site, at particularly low costs. Additionally, with the development of 3D printing with flexible filaments, it became possible to manufacture rubber-like parts with high elasticity, low rigidity and high shape retention.

The underlying design concept that is here proposed for the geometry and function of the prosthetic hand is schematically represented in Fig. 1(a) and relies on the definition of five independent, self-contained fingers, fitted with internal hollow chambers that act as mechanical joints, to achieve the grabbing motion, as represented in Fig. 1(b). Fingers are actuated through the use of tendon-like wires that thread through a channel along each finger part, and that are pulled by the movement of the joints located prior to the hand. The restoration of the resting position of the fingers, when the pulling force is no longer exerted, is assured by the elasticity and shape retention of the TPU material. The palm segment of the hand, showed in Fig. 1(c), has the function of housing the base of the five independent fingers, by means of a tailored geometry

specifically designed for such purpose, channel the tendon-like wires that go from the fingers to the hand support and assure an efficient connection between the prosthetic hand and the arm supporting structure. The geometry of the hand, relative size of the phalanges and the relative size of each finger were obtained from the literature and used to design the finger part and to decide the position of each joint chamber. With the purpose of obtaining a more efficient design, the metacarpophalangeal joint chamber was included in the finger geometry rather than in the geometry of the hand palm segment.

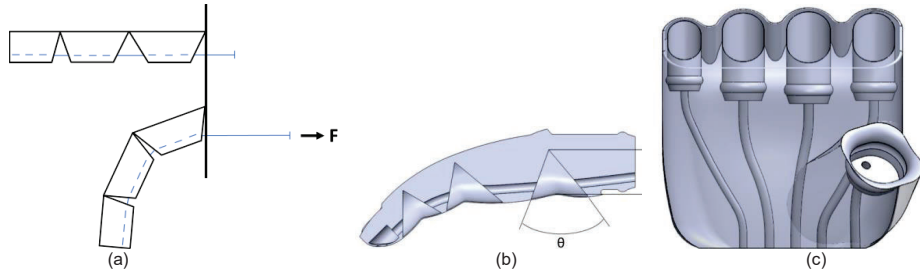


Figure 1. Prosthetic hand (actuation concept and principal components geometry): a) Schematic finger movement; b) General finger geometry with internal joint chambers; c) Hand palm geometry.

In what respects the manufacturing of a functional prototype, a thorough analysis of the 3D printing quality with flexible filament was carried out to evaluate the quality of different parts produced using the *Lulzbot TAZ 6* 3D printer loaded with *Filaflex*, a flexible TPU filament commercialized by *Recreus*. The AM process was carried out in the Product Development Laboratory (L2ProD) of Instituto Superior Técnico and the result is presented in Fig. 2. Multiple test prints were made to avoid the presence of visible hinges in the fingers. During that procedure several aspects of the manufacturing process of the model were identified. For the final recommended slicing parameters for the prosthesis components the interested reader is referred to the work of Pinheiro [2].



Figure 2. Functional prosthetic hand design conceived for additive manufacturing with flexible filament (TPU, *Filaflex*).

CONCLUSIONS

A prototype of the proposed prosthetic hand was manufactured showing good overall printing quality and good functional performance. For the prototype assembling nylon wires were used to actuate the prosthesis. The prototype proved very capable of grabbing objects and the TPU proved to provide a good grip, along with exhibiting great resistance and tenacity. However, a reduction on the actuation force is desired in future versions. Such can be achieved by lowering the bending stiffness of the fingers as well as reducing the friction between the nylon wires and the underlying structures. Further research is also required at the level of the mechanism of actuation and on the hand-arm fixation mechanism.

Acknowledgments

Authors would like to acknowledge the support of FCT through project LAETA (UID/EMS/50022/2013).

REFERENCES

- [1] Gold, N. B., Westgate, M. N., & Holmes, L. B. (2011). Anatomic and etiological classification of congenital limb deficiencies. *American Journal of Medical Genetics, Part A*, 155(6), 1225–1235.
- [2] Pinheiro, F. (2018). Development of a Functional Upper Limb Prosthesis. MSc Thesis, Mechanical Engineering Department, Instituto Superior Técnico.

Biomechanical analysis of the shoulder joint motion in patients with rotator cuff tendinopathy

Joana Nunes¹, Sérgio Gonçalves¹, Carlos Quental¹, Guilherme F. Santos², Miguel T. Silva¹

¹IDMEC, Instituto Superior Técnico, Universidade de Lisboa, Portugal

{joana.carita, sergio.goncalves, carlos.quental, miguelsilva}@tecnico.ulisboa.pt

⁴Esp de MFR, Centro Hospitalar Universitário de Lisboa Central, Portugal, guilhermesantos@campus.ul.pt

ABSTRACT

Shoulder disorders are very common and prevalent in the general population, having lifetime prevalence rates ranging from 1% to 66.7%. Traditionally, clinical diagnosis methods are based on pain, reduced range of motion and reduced muscle force, which are not specific symptoms to the wide variety of shoulder disorders. The aim of this study is to evaluate the feasibility of using measurable kinematic variables and surface electromyography (sEMG) data as a criterion for a more objective and accurate diagnosis of rotator cuff tendinopathy (RCT). To measure the 3D kinematics of the shoulder, 22 retro-reflective markers were tracked using an opto-electronic measurement system composed of 14 digital infrared cameras. SEMG was recorded synchronously with the kinematic data. Twenty-four subjects participated in this study: 9 subjects diagnosed with unilateral subscapularis tendinopathy (UST) and a control group (CG) of 15 healthy subjects. The movements considered were arm elevation in both frontal and sagittal planes. Results showed that for both movements symptomatic shoulders decreased upward rotation, posterior tilt and external rotation of the scapula when compared with the CG. Relevant differences were also found in the targeted muscles activation rates, as these were higher in the symptomatic shoulders, during the first 30° of humerothoracic elevation, and lower from the 90° elevation onward, except for the posterior deltoid.

Key-words: Shoulder Kinematics, Scapulohumeral Rhythm, Rotator Cuff Tendinopathy, Shoulder sEMG

INTRODUCTION

Shoulder disorders are one of the main causes for seeking medical care, translating in many cases in movement restrictions that lead, ultimately, to limitations in daily and work activities. Rotator cuff tendinopathy (RCT) is considered the most common shoulder disorder as it affects 30% of the population [1]. RCT is generally characterized by pain and weakness occurring at the rotator cuff muscles, during common shoulder movements such as elevation and external rotation, as result of excessive external loads [2]. There is high uncertainty as to what are the causes of RCT, as well as to what causes different patients to experience such different levels of pain and functional limitation.

Traditional clinical tests, based on observation and clinical examination, often present a weak correlation with the specific diagnosis, while imaging methods cannot provide a fully reliable diagnosis since there is no direct association between symptoms and structural failure [2]. In order to tackle the referred limitations at the hospitalar setting, this work aims to evaluate the feasibility of using measurable kinematic variables and sEMG data as criteria for a more accurate and specific diagnosis of the RCT.

MATERIALS AND METHODS

Twenty-four subjects (15 healthy and 9 patients) were recruited from the university setting and from Hospital Curry Cabral, in Lisboa, respectively, to participate in this study. The control group (CG) did not present any history of shoulder pathologies or pain. Because RCT is a broad definition of a group of different tendinopathies, it is important to study the effect of each tendinopathy on the shoulder motion and muscle activation separately. Here, participants of the patient group (PG) had been previously diagnosed with unilateral supraspinatus tendinopathy, a particular case of RCT, by means of an ultrasound scan.

The 3D kinematics of the shoulders was acquired at the Lisbon Biomechanics Laboratory by means of an opto-electronic measurement system composed of 14 Qualisys digital infrared cameras. Following the recommendations of the International Society of Biomechanics, 22 retro-reflective markers were used to track the thorax, clavicle, scapula, humerus and forearm [3] of each CG subject's dominant arm, and of both arms of the PG. Complementarily, two marker clusters were placed per arm: one on the upper arm and another one on the acromion, according to the acromial tracker method [4].

Using a Delsys Myomonitor III system, sEMG was recorded synchronously with the movement for 8 muscles of the CG. The targeted muscles were the anterior, medial and posterior deltoid, the superior and inferior trapezius, the serratus anterior, the pectoralis major and the infraspinatus. For the PG only the anterior, medial and posterior deltoid, the serratus anterior and the infraspinatus muscles were measured.

After giving informed consent, all subjects were instructed to perform abduction in the frontal plane and flexion in the sagittal plane, until their maximum elevation, without moving the trunk. Shoulder kinematics was evaluated comparing joint angles, the scapulohumeral rhythm, and muscle activation patterns.

RESULTS AND DISCUSSION

As shown in Fig. 1, when comparing the two groups, during abduction the PG presented a less upwardly, posteriorly tilted and externally rotated scapula, along with higher glenohumeral elevation. These variations in shoulder kinematics may be associated with a decrease in the subacromial space, which can lead to a RCT [5]. During flexion, the PG had a lower glenohumeral elevation, along with a slightly more upwardly rotated scapula, when compared to the CG.

Regarding the muscle activation patterns, the most relevant differences were found during abduction. The PG presented a faster activation rate on all muscles during the first 30° of humerothoracic elevation. However, after the 90° of humerothoracic elevation, the activation rates were lower for this group, except for the posterior deltoid. The increased activation rate of all muscles at the beginning of the motion suggests a compensatory combination of forces, which however tends to fadeout as the movement progresses. The slower activation rates of the serratus anterior and infraspinatus, stabilizing shoulder muscles, when compared to the deltoid muscles, may suggest a lack of counteracting force at higher humerothoracic elevation and hence contributing to a decrease in the subacromial space by not securing the humeral head into its proper place, exacerbating the symptoms of impingement [6].

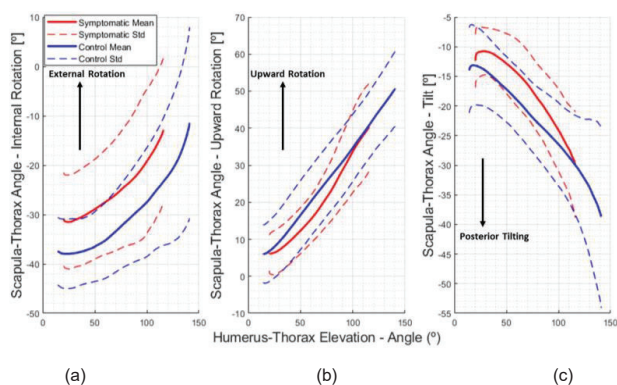


Figure 1. Scapulothoracic motion during shoulder frontal plane abduction: (a) internal/external rotation; (b): upward/downward rotation; (c) anterior/posterior tilt.

CONCLUSIONS

Results suggest that subjects with supraspinatus tendinopathy, a particular case of RCT, present not only alterations in shoulder kinematics and variations in scapulothoracic rhythm, but also abnormal muscle activation patterns. These results shed new evidence on the use of objective criteria, based on the evaluation of measurable kinematic variables and sEMG data, to support the diagnose of shoulder pathologies.

Acknowledgments

Authors would like to acknowledge the support of FCT through project LAETA (UID/EMS/50022/2013) and of Erasmus+ Programme through project Fall-In-Age (2018-1-PT01-KA203-047343).

REFERENCES

- [1] F. Abat *et al.*, "Current trends in tendinopathy: consensus of the ESSKA basic science committee. Part I: biology, biomechanics, anatomy and an exercise-based approach," *J. Exp. Orthop.*, vol. 4, no. 1, p. 18, 2017.
- [2] J. Lewis, K. McCreesh, J.-S. Roy, and K. Ginn, "Rotator Cuff Tendinopathy: Navigating the Diagnosis-Management Conundrum," *J. Orthop. Sport. Phys. Ther.*, vol. 45, no. 11, pp. 923–937, 2015.
- [3] G. Wu *et al.*, "ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion - Part II: Shoulder, elbow, wrist and hand," *J. Biomech.*, vol. 38, no. 5, pp. 981–992, 2005.
- [4] A. Shaheen, AF, CM Alexander, Bull, "Effects of Attachment Position and Shoulder Orientation during Calibration on the Accuracy of the Acromial Tracker," vol. 15, no. 5, pp. 946–951, 2010.
- [5] P. M. Ludewig and T. M. Cook, "Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement," *Phys. Ther.*, vol. 80, no. 3, pp. 276–291, 2000.
- [6] V. Phadke, P. R. Camargo, and P. M. Ludewig, "Scapular and rotator cuff muscle activity during arm elevation: A review of normal function and alterations with shoulder impingement," *Rev. Bras. Fisioter.*, vol. 13, no. 1, pp. 1–9, 2009.

Estudo comparativo do comportamento mecânico da vértebra após vertebroplastia

Flávia Gonçalves¹, Joana Reis², Maria Teresa Oliveira³, António Ramos¹

¹Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de Aveiro, Portugal, flaviagoncalves@ua.pt

²Departamento de Medicina Veterinária, Universidade de Évora, teresoliveira@uevora.pt

³Departamento de Medicina Veterinária, Universidade de Évora, jmfcr@uevora.pt

¹Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de Aveiro, Portugal, a.ramos@ua.pt

RESUMO

As fraturas de compressão vertebrais (VCFs) causam reduções do corpo vertebral e são mais incidentes na zona torácico-lombar. A vertebroplastia percutânea é uma cirurgia minimamente invasiva que pretende aliviar a dor causada por estas fraturas e a estabilizar das mesmas. Para tal é injetado cimento ósseo no local da fratura, que causa a alteração da biomecânica da vértebra. O objetivo do estudo é a reconstrução de um modelo numérico da vértebra lombar L4 de ovelha Merino, a validação do mesmo e a comparação da biomecânica desta vértebra intacta e após a vertebroplastia. O modelo numérico foi validado. A análise dos resultados sugere que, após a cimentação, as deformações principais máximas do osso esponjoso são transferidas do interior para o exterior da vértebra. Observou-se também a diminuição das tensões no interior osso esponjoso nas vértebras cimentadas comparativamente às situações não cimentadas verificando-se assim algum efeito de stress shielding.

Palavras-chave: Fratura de compressão, Vértebra lombar, Vertebroplastia percutânea, Cimento ósseo, Modelo de elementos finitos

INTRODUÇÃO

As fraturas de compressão vertebrais (VCFs) causam reduções do corpo vertebral e são mais incidentes na zona torácico-lombar. As VCFs são maioritariamente causadas por hiperflexão e são a consequência mais comum da osteoporose. Na América, 700 mil das 1.5 milhões de fraturas osteoporóticas por ano são VCFs, e destas 25% são em mulheres na fase pós-menopausa [1], [2].

Na Europa a taxa de incidência é, por ano, de 1.1% nas mulheres e 0.6% nos homens na faixa etária entre os 50 e 79 anos[3]. A vertebroplastia percutânea é uma cirurgia minimamente invasiva cujo objetivo é o alívio da dor e a estabilização das fraturas. Para tal é injetado cimento ósseo no corpo vertebral. Os cimentos ósseos têm propriedades mecânicas diferentes das propriedades do osso e, portanto, existe alteração da biomecânica da vértebra com foco na sua rigidez. O objetivo do estudo foi a reconstrução de um modelo numérico da vértebra lombar L4 de ovelha Merino e a comparação da biomecânica desta vértebra intacta e após a vertebroplastia. A elaboração do modelo numérico foi baseada no estudo experimental *Ex Vivo Model for Percutaneous Vertebroplasty* [4]. Neste estudo foi desenvolvida uma nova abordagem modificada reproduzível para a vertebroplastia percutânea, testada *in vivo*, e avaliado o efeito da vertebroplastia. Posteriormente foi desenvolvido um modelo numérico da vertebroplastia que permitiu validar o efeito do cimento e comparar as diferenças biomecânicas aplicando uma carga fisiológica.

MATERIAIS E MÉTODOS

A abordagem parapedicular bilateral limitada à hemivértebra cranial permitiu criar defeitos interligados em forma de V e com volumes médios de forma a garantir bons efeitos práticos. As vértebras de ovelha foram divididas no grupo A, B, C de vértebras intactas, com defeito e cimentadas com CERAMENT™. Para serem testadas mecanicamente foram realizados testes de compressão (Figura 1).

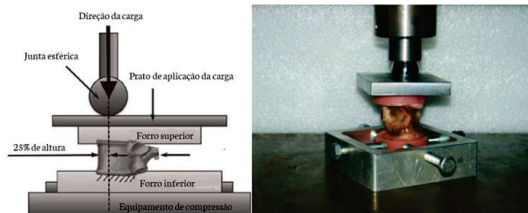


Figura 1. Ensaio de compressão. A)-Esquemática [1]; B)- Fotografia do ensaio experimental [4].

As vértebras foram comprimidas uniaxialmente e a carga foi aplicada no ponto ventral da vértebra a 25% por cento da sua altura a uma velocidade de 1 mm/min. As vértebras foram forradas com uma resina de polimetilmetacrilato, *Vertex®*, para garantir a perpendicularidade da carga.

No desenvolvimento do modelo numérico recorreu-se a imagens microtomográficas da vértebra lombar L4 para levantar as geometrias relevantes: osso cortical, esponjoso e defeito. Após a obtenção de 3 modelos -vértebra intacta, com defeito, cimentada com *CERAMENT™*]- foram feitas simulações e aplicadas condições de fronteira e cargas de modo a repercutir os ensaios experimentais efeito de validação do modelo. Foram também realizadas simulações com as mesmas condições de fronteira, mas aplicando uma carga fisiológica para comparação do comportamento mecânico dos modelos. Adicionalmente foi realizada uma simulação usando propriedades de um cimento acrílico para comparação. Para contornar a falta de informação em relação ao cimento usado experimentalmente foram realizados ensaios de compressão seguindo a norma ASTM F451 para aferir sobre as suas propriedades mecânicas.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Para avaliar a validade do modelo numérico compararam-se as deslocamentos no ponto central onde a carga foi aplicada com os valores dos deslocamentos verificados no ensaio experimental. Esses valores estão apresentados na Tabela 2. A partir da análise da tabela é possível verificar que para o caso da vértebra intacta e com defeito os valores do deslocamento têm um desvio de valores inferior a 20 %. É, portanto, possível validar estes resultados. No entanto no caso da vértebra cimentada já se verifica um desvio muito elevado. Esta inconformidade dos valores é justificada pela variabilidade entre vértebras dos indivíduos dentro do mesmo grupo. É possível verificar que, no modelo experimental, a vértebra com defeito (BL4) apresentou mais rigidez e a cimentada apresenta menor rigidez que a vértebra intacta. Era expectável que a rigidez da vértebra cimentada aumentasse, no entanto isso não se verificou devido ao baixo módulo de elasticidade do cimento que confere uma rigidez inferior à vértebra intacta e também à variabilidade entre indivíduos. Em relação de modelo numérico, este apresenta resultados dos deslocamentos semelhantes na vértebra intacta e com cimento, contudo apresenta um grande desvio quando comparada com a cimentada justificada também pela variabilidade entre vértebras de indivíduos.

Tabela 1. Resultados do deslocamento do modelo numérico e experimental para os modelos AL4(vértebra intacta), BL4(vértebra com defeito) e CL4(vértebra cimentada com *CERAMENT™*).

	Experimental			Numérico			desvio %
	Carga [N]	Desloc. [mm]	Rigidez [N/mm]	Desloc. [mm]	Rigidez [N/mm]		
AL4	7075	1,791	3950,6	1,698	4166,7	5,168	
BL4	10687,5	2,079	5141,1	2,489	3754,9	19,731	
CL4	6600	2,871	2298,6	1,520	4342,1	47,061	

Em relação aos resultados relativamente às simulações aplicando a mesma carga, foi possível concluir que a rigidez da vértebra é um fator muito dependente das características mecânicas do cimento. As vértebras cimentadas apresentaram maior rigidez relativamente à intacta e no caso da presença do cimento acrílico a rigidez é maior relativamente ao cimento de sulfato de cálcio. A análise dos resultados sugere que, após a cimentação, as deformações principais máximas do osso esponjoso são transferidas do interior para o exterior da vértebra. Observou-se também a diminuição das tensões no interior osso esponjoso nas vértebras cimentadas comparativamente às situações não cimentadas verificando-se assim algum efeito de stress shielding.

Tabela 2. Resultados do deslocamento no ponto ventral da vértebra a 25% da sua altura e rigidez aparente para os casos de vértebra intacta(AL4), vértebra com defeito(BL4), vértebra cimentada com *Cerament®*(CL4) e vértebra cimentada com *Vertecem®*(DL4).

	Carga [N]	Numérico	
		Deslocamento [mm]	Rigidez [N/mm]
AL4	800	0.1691	4731
BL4		0.1729	4627
CL4		0.1644	4866
DL4		0.1440	5556

REFERÊNCIAS

- [1] K. E. Ensrud and J. T. Schousboe, "Vertebral Fractures," *N. Engl. J. Med.*, vol. 364, no. 17, pp. 1634–1642, 2011.
- [2] C. C. Wong and M. J. McGirt, "Vertebral compression fractures: A review of current management and multimodal therapy," *J. Multidiscip. Healthc.*, vol. 6, pp. 205–214, 2013.
- [3] D. Felsenberg et al., "Incidence of vertebral fracture in europe: Results from the european prospective osteoporosis study (EPOS)," *J. Bone Miner. Res.*, vol. 17, no. 4, pp. 716–724, 2002.
- [4] M. T. Oliveira et al., "Ex Vivo Model for Percutaneous Vertebroplasty," *Key Eng. Mater.*, vol. 631, pp. 408–413, 2014.

Elaboração de um Cateter Duplo Lúmen (CDL) para aspiração de secreção pulmonar

Bruna Santos Lima¹, Estevam Las Casas¹, Rodrigues - Machado², Marina Las-Casas³, Clarice Figueiredo³, Patrícia Oliveira³, Igor Florencio³, Rudolf Huebner³

¹ Departamento de Engenharia de Estruturas, Universidade Federal de Minas Gerais, MG - Brasil; brunaluiza.fisio@gmail.com, estevam@dees.ufmg.br

² Faculdade Ciências Médicas de Minas Gerais, MG - Brasil; maria.machado@cienciasmedicasmg.edu.br

³ Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Minas Gerais, MG - Brasil; marinalas@yahoo.com.br; claricemf@ufmg.br; igorflorencio@gmail.com, munizpatricia@outlook.com, rudolf@ufmg.br

RESUMO

A aspiração endotraqueal (AE) consiste em um procedimento invasivo de aspiração de secreções pulmonares, em pacientes que estão em uso ou não de uma via aérea artificial (VAA), e é realizada por meio de um cateter. A AE não é isenta de complicações, sendo comuns a hipoxemia, a redução da capacidade residual funcional (CRF), dentre outras. Visando a redução dessas complicações, foi elaborado um aspirador de secreções pulmonares, que necessita de um novo cateter. Pretende-se avaliar a eficiência da aspiração de secreções (fluido viscoelástico), por meio da redução de seção transversal, destinada à passagem de muco, do cateter duplo lúmen (CDL). O trabalho foi dividido em duas etapas: elaboração de soluções de mimetizadores de muco e testes de bancada, e simulações computacionais. A vazão utilizando o CDL obteve bons resultados, mesmo apresentando menor comprimento e menor área de seção interna destinada à passagem de secreção. As pressões de sucção inferiores a 400 mmHg podem não ser eficazes no processo de aspiração de soluções semi-sólidas (SSS). Dessa maneira é possível compreender a melhor forma para obtenção de um CDL. Espera-se que a oxigenação umidificada possa evitar complicações ao paciente, e torne o procedimento eficaz.

Palavras-chave: sonda, aspiração, sucção, muco, vazão

INTRODUÇÃO

A aspiração endotraqueal (AE) consiste em um procedimento invasivo de aspiração de secreções pulmonares, em pacientes que estão em uso ou não de uma via aérea artificial (VAA). A AE não é isenta de complicações, sendo comuns a hipoxemia, a redução da capacidade residual funcional (CRF) e o trauma de mucosa das vias aéreas, dentre outras. A AE é realizada por meio de um cateter de aspiração, ligado a uma bomba de vácuo, que fornece pressão negativa. Um novo aspirador de secreções pulmonares que integra a sucção e a oxigenação umidificada foi desenvolvido no laboratório de Biomecânica (Mecbio) da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG). Com o oxigênio pretende-se reduzir complicações, como a hipoxemia e com a umidificação pretende-se fluidificar a secreção, facilitando assim a sua retirada, além de reduzir complicações como hipoxemia e CRF. Esse novo aspirador traz a necessidade de um novo cateter, que deverá ter dois lumens, sendo um lúmen destinado ao fornecimento de pressão negativa e outro para fornecimento de oxigênio umidificado.

OBJETIVO

Avaliar a eficiência da aspiração de secreções (fluido viscoelástico), por meio da redução de seção transversal, destinada à passagem de muco, do cateter duplo lúmen (CDL). Vale ressaltar, que foi utilizado como referência o cateter de um lúmen 12 French (Fr), utilizado freqüentemente na rede hospitalar.

MATERIAIS E MÉTODOS

O trabalho foi dividido em duas etapas: elaboração de soluções de mimetizadores de muco e teste de bancada; e simulações computacionais. Os testes de bancada foram feitos no intuito de validar as simulações realizadas. Os mimetizadores de muco foram feitos utilizando soluções de Polietilenoglicol, com peso molecular de ~ 5.000.000 g/mol, em três concentrações distintas (solução semi-líquida - SSL; solução intermediária - SI e solução semi-sólida - SSS) as quais apresentam similaridade ao grande espectro do muco respiratório. Esse teste foi feito utilizando-se um cateter 12 Fr, em um comprimento de 0.4m, e sem a presença de furos laterais, para aspirar mimetizadores de muco. Para encontrar a área de

seção transversal para sucção foi levado em consideração: o diâmetro externo do cateter 12 Fr; a espessura de parede do cateter da Embramed; a área de seção transversal mínima necessária para passagem do oxigênio umidificado; e a geometria de seção interna do CDL destinada à passagem de secreção. Com a área de seção transversal encontrada, foram feitos modelos computacionais no programa *Rhinoceros*, que foram utilizados para simulações computacionais no programa *Ansys – Fluent* 18.2. As geometrias e malhas apresentam apenas a área destinada à aspiração de secreção, tanto para o CDL quanto para o cateter 12Fr. Para descrever o comportamento de fluidos não-newtonianos, como o muco respiratório, cujo comportamento pode ser descrito como pseudoplástico e viscoelástico, empregou-se um modelo Power Law para permitir a interpolação da viscosidade pelo programa. Com a realização da simulação computacional foi possível verificar as taxas de remoção de secreção (vazão) e relacioná-las com a pressão de sucção utilizada. Os valores de vazão encontrados para o CDL foram comparados com a vazão do cateter 12 Fr. Ainda assim, foram feitas comparações dos valores de vazão após simulações, entre o CDL com comprimentos de 0.4 e 0.5, com o intuito de verificar a influência do comprimento do cateter mediante sua eficiência para remover secreções. Sendo assim, este estudo foi desenvolvido por meio de modelos numéricos, utilizando Dinâmica dos Fluidos Computacional (CFD), e testes de bancada para validação dos resultados. Os materiais utilizados no teste de bancada foram: balança digital, reservatório para soluções de mimetizadores de muco, cateter 12 Fr, monovacúmetro, reservatório para secreção com regulador de pressão e bomba de vácuo.

RESULTADOS

A tensão em função da taxa de deformação, da solução de muco mimetizado, demonstrou relações diretas com as características de fluidos não newtonianos. Testes em bancada utilizando o cateter 12 Fr demonstraram que a taxa de remoção possui relação linear com o diferencial de pressão adotado perante a concentração (viscosidade) de solução de mimetizador de muco aspirado. Pressões de sucção menores que 400 mmHg não geram escoamento eficaz de solução semi-sólida (SSS). Mediante a simulação computacional, a vazão utilizando o CDL obteve bons resultados, mesmo apresentando menor comprimento e menor área de seção interna destinada à passagem de secreção. Comparações feitas com diferentes comprimentos do CDL, pode-se perceber que a redução do comprimento do cateter de 0.5 para 0.4, teve melhor eficácia da remoção de secreção (vazão). Houve, como esperado, redução de vazão empregando-se o CDL em relação ao cateter de lúmen convencional, entretanto estes cálculos não levam em conta a possível redução de viscosidade proporcionada pela instilação de água e oxigênio.

CONCLUSÃO

As pressões de sucção inferiores a 400 mmHg podem não ser eficazes no processo de aspiração de secreções pulmonares espessas, assim como as soluções semi-sólidas (SSS). A diferença perante aos valores de vazão foram mínimas entre o CDL e o cateter 12Fr, mesmo com a redução do comprimento e da área de seção interna. A presença de um menor comprimento do CDL (0.4), assim como o proposto, tem melhor eficácia perante a vazão quando comparado ao CDL de mesmo comprimento do cateter 12Fr. Dessa forma é possível compreender, a maneira ideal para a obtenção de um CDL, que tenha a mesma eficiência do cateter utilizado na prática clínica. Espera-se que a oxigenação umidificada possa aumentar a vazão das soluções aspiradas, tornando o procedimento eficaz, evitando complicações ao paciente.

REFERÊNCIAS

- American Association of Respiratory Care et al. (2010). Endotracheal Suctioning of Mechanically Ventilated Patients With Artificial Airways. *Respiratory Care* 55 (6), 758-764.
- Bruschettini, M.; Zappettini, S.; Moja, L. e Calevo, M.G. (2016). Frequency of endotracheal suctioning for the prevention of respiratory morbidity in ventilated newborns. *Cochrane Database of Systematic Reviews*.
- Subirana, M.; Solà, I. e Benito, S. (2007). Closed tracheal suction systems versus open tracheal suction systems for mechanically ventilated adult patients. *Cochrane Database of Systematic Reviews*.
- Shah, S.; Fung, K.;Brim, S.; Rubin, B.K. (2005). An In Vitro Evaluation of the effectiveness of Endotracheal suction catheters. *CHEST Journal*; 128 (5), 3699 – 3704.
- Rubin, B.K. (2007). Mucus structure and properties in cystic fibrosis. *Paediatric respiratory reviews*; 8 (1), 4-7.
- Wood, C.J. (1998). Endotracheal suctioning: a literature review. *Intensive and Critical Care Nursing*; 14, 124-136.
- Pedersen, C.M; Nielsen, M.R; Hjermind, J. e Egerod, I. (2009). Endotracheal suctioning of the adult intubated patient - What is the evidence? – Artigo de revisão. *Intensive and Critical Care Nursing*; 25 (1),p. 21-30.
- Machado, M.G.R., Araújo, S.G. (2018). *Bases da Fisioterapia Respiratória: Terapia Intensiva e Reabilitação*. (2ª edição) Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.
- Las-Casas, M.S. (2018). *Desenvolvimento de um novo aspirador de secreção pulmonar com oxigenação e umidificação*. (PhD, thesis, Universidade Federal de Minas Gerais).

Análise de componentes principais da variabilidade intra-sujeito na EMG de superfície dos MI em diferentes CAE's

Rodrigues, C.^{1,2}, Correia, M.^{1,2}, Abrantes, J.³, Nadal, J.⁴, Benedetti, M.⁵

¹Instituto de Engenharia de Sistemas e Computadores, Tecnologia e Ciência, Portugal, cembr@inesctec.pt

²Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto, Portugal, mcorreia@fe.up.pt

³Laboratório de Tecnologias de Interação e Interfaces, ULHT, Portugal, joao.mcs.abrantes@ulusofona.pt

⁴Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Brasil, jn@peb.ufrj.br

⁵Departamento de Electrónica e Sistemas, UFPE, Brasil, benedetti@ufpe.br

RESUMO

Este estudo apresenta análise de componentes principais (ACP) para avaliação da variabilidade intra-sujeito da eletromiografia de superfície (EMGs) nos músculos selecionados dos membros inferiores (MI) em diferentes ciclos de alongamento e encurtamento (CAE). A complexidade e o registo de ações musculares não postuladas pela anatomia funcional apontam para a necessidade de avaliação de sinergias das ações musculares bem como da variabilidade intra-sujeito na EMGs neste caso com recurso a ACP para avaliação da reprodutibilidade dos padrões das ações musculares dos MI avaliados em saltos de máxima impulsão vertical (MIV). Avaliaram-se para isso diferentes saltos de MIV correspondentes aos saltos sem contramovimento (*Squat Jump* – SJ), com contramovimento (CM) longo (*Counter Movement Jump* – CMJ) e CM curto (*Drop Jump* – DJ) com recurso a estudo de caso em ACP de EMGs dos músculos selecionados em CAE dos MI durante a fase de impulsão em SJ, CMJ e DJ. A análise de variabilidade intra-sujeito com recurso a ACP de EMGs permitiu a deteção de dois componentes principais explicativos da máxima variabilidade com diferentes perfis e sinergias musculares em CMJ, DJ e SJ apontando para a necessidade de análise específica a cada sujeito para avaliação do controlo neuromuscular em cada CAE.

Palavras-chave: ACP, EMGs, CAE

INTRODUÇÃO

As formas isoladas de ação muscular, isométrica, concêntrica e excêntrica têm vindo a ser usadas tradicionalmente para avaliar as funções básicas do sistema de controlo neuromuscular, com a ação isométrica a concentrar o maior esforço de investigação. A forma natural de funcionamento muscular envolve no entanto, frequentemente, a ação de alongamento e encurtamento em que a contração muscular é imediatamente precedida de um alongamento com impacto ao nível da eficiência da marcha bem como do maior desempenho no salto e na corrida [1]. No comportamento da unidade musculotendinosa (UMT) têm vindo a ser reportados desfasamentos nos instantes de alongamento e encurtamento individual do músculo e do tendão em vários CAE [2] apontando para a necessidade de aprofundamento da definição do CAE baseado no comportamento conjunto da UMT [1] e da necessidade de detalhar o comportamento fascicular controlado por ação do alongamento externo e da ativação interna bem como da regulação da elasticidade do tendão regulada pelo comprimento fascicular [2]. Sobre o controlo do movimento humano Winter [3] apresenta quatro níveis de integração do sistema neuro-musculo-esquelético começando pela soma neural de todos os sinais de entrada nos motoneurónios, a soma de todos os disparos resultantes do recrutamento de todas as unidades motoras em cada músculo, a soma algébrica dos momentos de força dos músculos agonistas e antagonistas em cada articulação e a combinação sinérgica dos momentos em cada articulação com vista a um objetivo comum. Não obstante a marcha, a corrida e o salto fazerem utilização dos mesmos músculos dos membros inferiores a principal diferença entre estes modos de locomoção baseia-se na distribuição de carga entre estes grupos musculares [4]. A complexidade das articulações humanas, a sua atuação por múltiplos músculos e a atuação de um grupo muscular em múltiplas articulações podem contribuir para a variabilidade intra e inter-sujeito da atividade muscular em relação com a atividade em execução [5, 6] com as limitações da análise anatómica funcional na estimação das ações musculares, bem como o registo de ativações musculares complexas e inesperadas frequentemente observadas apontam para a necessidade de aprofundamento do estudo com vista à melhor compreensão das ações musculares [7]. Atendendo à dificuldade de medição direta das ações musculares com recurso a métodos invasivos em condições normais de movimento e ao potencial da eletromiografia na estimação das ações musculares, o principal interesse no recurso à EMGs consiste na sua relação com alguma estimativa da força muscular, explorando a sua facilidade de utilização, custo reduzido e caráter não invasivo [3, 7, 8].

MATERIAIS E MÉTODOS

Selecionou-se a partir de uma amostra com $n=6$ estudantes de educação física e desporto, sem treino ou aptidão específica idades (21.5 ± 1.4) anos, massa (76.7 ± 9.3) kg e altura (1.79 ± 0.06) m um dos sujeitos (S1) com 20 anos, 84,0 kg e 1,84 m correspondente ao melhor desempenho avaliado com base na máxima altura vertical em SJ, CMJ e DJ. A superfície da pele foi preparada e aplicados os elétrodos Skintact F55 Aqua-Wet gel na configuração bipolar de acordo com a convenção SENIAN nos músculos *vastus medialis* (VM), *rectus femoris* (RF), *vastus lateralis* (VL), *lateral* e *medial gastrocnemius* (LG/MG) da perna direita. Durante os ensaios SJ, CMJ e DJ recolheram-se de forma sincronizada os sinais brutos das atividades EMGs a 2000 Hz com recurso ao sistema sem fios Biotell 99 da Glonner Electronic GmbH e da força de reação do solo a 1000 Hz com a plataforma de força AMTI BP2416-4000 CE e sistema de amplificação Mini Amp MAS-6. Os sinais brutos EMG_{*i*} com $i=1,2,3,5,6$ correspondentes aos músculos VM, RF, VL, LG e MG foram normalizados à amplitude da contração voluntária máxima, retificados e filtrados com filtro passa-baixo de segunda ordem e frequência de corte 5,0 Hz aplicado no sentido direto e inverso para eliminar o deslocamento de fase e obtenção do envelope linear EMG_{*i*} para cada um dos ensaios SJ_{*k*}, CMJ_{*k*} e DJ_{*k*} com $k=1,2,3$. Foi aplicada ACP para obtenção dos componentes principais com valores próprios superiores a 1, *scree plot* e rotação *Quartimax* dos envelopes lineares EMG_{*i*}, armazenando os scores como variáveis para análise. Aplicaram-se os testes de esfericidade de Kaiser-Meyer-Olkin e Bartlett's para avaliação da adequação da análise fatorial das variáveis selecionadas.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados dos testes de Kaiser-Meyer-Olkin apresentaram valores de adequação da amostragem para os envelopes lineares EMG_{*i*} ($i=1,2,3,5,6$) de S1 em CMJ_{*k*}, DJ_{*k*} e SJ_{*k*} ($k=1,2,3$) entre 0,677 e 0,852 indicativos da adequação da ACP. Estes resultados foram confirmados pelos testes de esfericidade de Bartlett's com significâncias inferiores a 10^{-3} para 10 graus de liberdade, apontando para a rejeição da hipótese nula de não-correlação das variáveis de partida. Com base em EMG_{*i*} ($i=1,2,3,5,6$) foi detetado um componente para SJ_{*k*}, CMJ_{*k*} e DJ_{*k*} ($k=1,2,3$) com *scree value* superior à unidade. Na Tabela 1 apresentam-se os valores cumulativos das variâncias totais explicadas por cada componente principal (CP). Com base nos valores apresentados verifica-se que CP1 apresenta valores superiores da variância explicada em DJ e SJ relativamente a CMJ sendo necessário considerar um maior número de CP's de modo a explicar a mesma percentagem de variância cumulativa em CMJ do que em DJ e SJ.

Tabela 1. Variância cumulativa explicada dos envelopes lineares EMG_{*i*} em CMJ_{*k*}, DJ_{*k*} e SJ_{*k*}

Variância cumulativa %	PC1	PC2	PC3	PC4	PC5
CMJ1	78,7%	94,1%	97,9%	99,5%	100,0%
CMJ2	84,4%	95,1%	98,0%	99,4%	100,0%
CMJ3	74,2%	92,0%	95,9%	99,0%	100,0%
DJ1	92,2%	97,4%	98,6%	99,4%	100,0%
DJ2	89,2%	94,6%	97,8%	99,8%	100,0%
DJ3	94,2%	97,4%	99,0%	99,7%	100,0%
SJ1	90,5%	97,3%	98,9%	99,6%	100,0%
SJ2	91,6%	96,2%	98,4%	99,5%	100,0%
SJ3	91,8%	97,5%	98,7%	99,7%	100,0%

REFERÊNCIAS

- Komi, P.V., Ishikawa, M., Linnamo, V. (2011). Identification of stretch-shortening cycles in different sports. *Portuguese Journal of Sport Sciences*, 11(2), 31-34.
- Blazevich, A. (2011). The stretch-shortening cycle (SSC). In: Cardinale, M., Newton, R., Nosaka, K. (eds.) *Strength and Conditioning – Biological Principles and Practical Applications*. West Sussex: John Wiley & Sons Ltd.
- Winter, D.A. (2005). *Biomechanics and motor control of human movement* (3rd ed.) New Jersey: John Wiley & Sons Inc
- Weineck, J. (2008). *Sportanatomie Balingen*: Spitta Verlag GmbH & Co
- Winters, J.M., Woo, S.L-Y. (1990). *Biomechanics and Neural Control of Posture and Movement*, New York: Springer-Verlag
- Winters, J.M., Crago, P.E. (2000). *Multiple Muscle System: Biomechanics and Movement Organization* New York: Springer-Verlag
- Knudson, D. (2007). *Fundamentals of Biomechanics* (2nd ed.) New York: Springer-Verlag
- Basmajian, J.V., De Luca, C.J. (1985). *Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography* (5th ed.) Baltimore: Williams & Wilkins

Avaliação da rigidez dinâmica angular nas articulações dos membros inferiores durante a locomoção normal e modificada

Rodrigues, C.^{1,2}, Correia, M.^{1,2}, Abrantes, J.³, Nadal, J.⁴, Benedetti, M.⁵

¹Instituto de Engenharia de Sistemas e Computadores, Tecnologia e Ciência, Portugal, cembr@inesctec.pt

²Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto, Portugal, mcorreia@fe.up.pt

³Laboratório de Tecnologias de Interação e Interfaces, ULHT, Portugal, joao.mcs.abrantes@ulusofona.pt

⁴Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Brasil, jn@peb.ufrj.br

⁵Departamento de Electrónica e Sistemas, UFPE, Brasil, benedetti@ufpe.br

RESUMO

Este estudo apresenta e avalia a rigidez dinâmica angular nas articulações dos membros inferiores (MI) durante a locomoção normal (*Normal Gait* – NG), a locomoção com joelho rígido (*Stiff Knee Gait* – SKG) e a corrida lenta (*Slow Running* – SR). A rigidez articular do joelho implica entre outros efeitos a redução da amplitude do movimento desta articulação com impacto potencial nas articulações adjacentes do MI. De acordo com a associação que tem vindo a ser postulada entre a rigidez dinâmica angular e a estabilidade articular o presente estudo tem como objetivo a aplicação desta medida para avaliação do impacto da rigidez articular do joelho nas restantes articulações do MI bem como a comparação da rigidez das articulações do MI em NG, SKG e SR. Realizou-se para isso um estudo de caso com análise específica de um sujeito adulto masculino saudável avaliado em laboratório de análise do movimento humano. Utilizaram-se marcas adesivas refletoras nos pontos anatómicos palpados de acordo com o *Plug-in-Gait Marker Placement Protocol*. Durante os ensaios NG, SKG e SR foram adquiridas as forças de reação do solo e os momentos de força com recurso a duas plataformas de força AMTI bem como as coordenadas cartesianas 3D das marcas adesivas refletoras a partir da transformação linear direta (DLT) das imagens 2D obtidas com recurso a sistema de câmaras Qualisys a 100 Hz. A modelação músculo-esquelética foi realizada com AnyGait v.0.92 gerando o modelo de segmentos a partir de ensaio estático e a análise cinemática redundante do ensaio dinâmico para obtenção dos ângulos articulares por cinemática inversa e fusão do modelo TLEM - *Twente Lower Extremity Model* para adequação às dimensões e morfologia articular do modelo de segmentos com vista à dinâmica inversa. De acordo com os resultados obtidos as articulações do MI apresentaram diferenças estatisticamente significativas ($p < 0.005$) para a rigidez dinâmica angular em cada fase em NG, SKG e SR apontando para a interdependência do movimento angular de cada articulação e de diferenças na rigidez dinâmica angular entre os modos de locomoção considerados, e a potencial aplicação como marcador no diagnóstico precoce de patologia da marcha.

Palavras-chave: Rigidez dinâmica angular, membro inferior, locomoção modificada

INTRODUÇÃO

As pessoas caminham para se deslocarem a baixas velocidades e correm para se deslocarem a velocidades superiores [1]. Em resultado de lesão ou patologia as pessoas adotam frequentemente modos de locomoção modificados como *Stiff Knee Gait* – SKG e *Slow Running* – SR em relação ao *Normal Gait* – NG [2]. A rigidez do joelho caracteriza-se por uma redução da sua amplitude angular de movimento com possível impacto nas articulações adjacentes do MI. Atendendo à complexidade das articulações humanas, à sua atuação por múltiplos músculos e atuação do mesmo grupo muscular em múltiplas articulações bem como por via da sinergia articular, a anca, o joelho e o tornozelo podem apresentar rigidez dinâmica angular variável em cada instante do ciclo de locomoção de acordo com o momento de força articular e o deslocamento angular articular. O objetivo deste estudo consiste por isso na avaliação da rigidez dinâmica angular no plano sagital das articulações da anca, joelho e tornozelo baseado em estudo de caso de sujeito específico em NG, SKG e SR.

Ao longo do tempo o conceito físico de rigidez correspondente à proporção entre a tensão aplicada e a deformação produzida, desenvolvido inicialmente para aplicação a estruturas inanimadas foi sucessivamente adaptado de modo a incorporar características de multidimensionalidade, ausência de equilíbrio estático, viscosidade, massa dos componentes elásticos, distribuição espacial de inércia e variação temporal destes parâmetros para aplicação entre outros aos sistemas biológicos [3]. As primeiras aplicações do conceito de rigidez à avaliação de sistemas biológicos foram realizadas separadamente em tendões e músculos *ex-vivo* não ativados em situações de não-equilíbrio a que se seguiram as avaliações de acooplamento em série e paralelo de tendões e músculos com a necessidade de considerar situações sucessivamente mais próximas do movimento natural com ativação muscular por via do controlo central nervo-

so, reflexos musculares e sinergias articulares [3]. Outros estudos *in-vivo* fazem aplicação da rigidez dinâmica [4] a uma articulação durante a locomoção [5] e um segmento dos MI na posição sentado [6].

MATERIAIS E MÉTODOS

De acordo com o interesse em estudo específico ao sujeito e a dificuldade das médias amostrais na representação de um sujeito específico foi selecionado estudo de caso de um sujeito saudável com 70 kg de massa e 1,86 m de altura para avaliação em laboratório de marcha após consentimento informado. Foram colocadas marcas adesivas refletoras nos pontos anatómicos palpados com base no *Plug-in-Gait Marker Placement Protocol* incluindo as cristas ilíacas anteriores e posteriores esquerda e direita, anca superior, joelho médio e lateral, perna superior, tornozelo médio e lateral, e dedos. Durante os ensaios NG, SKG e SR foram adquiridas as forças e os momentos de força de reação do solo durante a fase de contacto com recurso a duas plataformas de força AMTI a 2000 Hz. Foram obtidas as coordenadas cartesianas 3D das marcas adesivas refletoras com recurso à transformação linear direta (DLT) das imagens 2D capturadas com sistema de oito câmaras Qualisys operando a 100 Hz. Realizou-se a modelação musculoesquelética com recurso ao AnyGait v.0.92, gerando modelo de segmentos baseado no ensaio estático e análise cinemática redundante do ensaio dinâmico fundindo o modelo TLEM para adequação às dimensões e morfologia articular do modelo de segmentos, realizando-se análise dinâmica inversa baseada nos ângulos articulares e nas restrições cinéticas. Traçaram-se os diagramas dos momentos de força articular vs ângulos articulares de flexão-extensão da anca, joelho e tornozelo durante um ciclo de locomoção completo em NG, SKG e SR e ajustaram-se retas de máxima correlação linear a cada uma das fases em cada ciclo de locomoção para determinação da rigidez dinâmica. Avaliaram-se as significâncias estatísticas da rigidez dinâmica e foram comparados os valores obtidos em cada articulação, fase e modo de locomoção bem como relacionados os valores obtidos com a potência desenvolvida e trabalho mecânico realizados.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

A maior parte das subfases dos ciclos de locomoção apresentou em NG, SKG e SR quase-linearidade permitindo a discriminação da rigidez dinâmica angular em cada articulação dos membros inferiores. As correlações lineares estatisticamente significativas (ES) detetadas ($p < 0,05$) são maioritariamente negativas apontando para a linearidade e variação em oposição dos momentos de força e dos ângulos articulares, tendo-se detetado um menor número de correlações negativas não ES e apenas um caso de correlação ES positiva de valor reduzido. Algumas das características registadas correspondem às diferenças detetadas nos valores estimados da rigidez dinâmica angular $k_{\theta} = dM/d\theta$ durante a fase de apoio duplo inicial (ADI) entre NG e SKG, Tabela 1, com NG apresentar valores semelhantes para a anca (A), joelho (J) e tornozelo (T), enquanto SKG apresenta valores muito distintos em A, J e T com amplitude muito superior em J e reduzida amplitude em T. Já durante as fases de apoio simples (AS), apoio duplo final (ADF) e transferência (TRF) A, J e T apresentaram comportamentos semelhantes de k_{θ} em NG e SKG, apontando para ADI como a fase do ciclo de locomoção apresentando diferenças significativas entre NG e SKG em virtude da rigidez do joelho em SKG. Adicionalmente SR apresenta também durante a fase de apoio (AP) comportamento semelhante de k_{θ} em A, J e T relativamente a ADI em NG registando-se as maiores diferenças nas fases inicial de voo (IV), media de voo (MV) e final de voo (FV).

Tabela 1. Declive da reta de máxima correlação linear da rigidez dinâmica angular $dM/d\theta$ da anca, joelho e tornozelo.

$dM/d\theta$ (Nm/rad)	NG			SKG			SR		
	A	J	T	A	J	T	A	J	T
ADI/AP	-383,7	-389,0*	-406,7*	-337,2*	-925,8*	-9,5	-169,1*	-409,0*	-369,6*
AS/IV	-137,3*	-199,1*	-221,2	-200,6*	-279,5*	-312,6*	-52,8	-23,4*	29,0*
ADF/MV	-427,0*	15,3	-312,0*	-276,9	-67,5*	-460,9*	-88,9*	-19,2*	-2,0
TRF/VF	-82,0*	-33,3*	-3,5*	-76,6*	-30,4*	-0,7	57,6	-6,2	2,0

REFERÊNCIAS

- Alexander, R. McN. (1996). *Optima for Animals* (Rev. ed.) Princeton: Princeton University Press
- Perry, J., Burnfield, J.M. (2010). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function* (2nd ed.) Thorofare: SLACK Inc.
- Latash, M.L., Zatsiorsky, V.M. (2011). Joint stiffness: Myth or reality. *Human Movement Science*, 12, 653-692.
- Abrantes, J.M.C.S. (2009). Estabilidade articular na tibiotársica – Adaptabilidade da rigidez dinâmica associada. In: I Simposium Internacional de Biomecânica e Podologia Deportiva. Sevilla.
- Gabriel, R., Abrantes, J. (2011). Avaliação do Momento de Força como Factor de Análise da Estabilidade Articular. *Perspectivas XXI – Sociedade Espaço e Tecnologias, Dossier Ciências do Desporto e Educação Física: Treino e avaliação da capacidade motora - força*, 4(7), 73-78.
- Faria, A., Gabriel, R., Abrantes, J., Wood, P., Moreira, H. (2013). Mechanical properties of the triceps surae: Differences between football and non-football players. *Journal of Sports Sciences*, 31(14), 1559-1567.

Design of a passive exoskeleton to support sit-to-stand movements: Concept development

Luis Quinto^{1,2}, Sérgio B. Gonçalves², Miguel T. Silva²

¹CINAMIL, Academia Militar, Instituto Universitário Militar, luis.quinto@academiamilitar.pt

²IDMEC, Instituto Superior Técnico, Universidade de Lisboa, Portugal, sergio.goncalves@tecnico.ulisboa.pt, miguel Silva@tecnico.ulisboa.pt

ABSTRACT

Allowing people with neurological and musculoskeletal disorders to stand can reduce secondary conditions and increase their life expectancy. Preventing these conditions is as important as helping people who already suffer from them. This work aims to develop a dual-purpose passive exoskeleton to support both sit-to-stand movement (STS) and manual handling of loads. For that purpose, a biomechanical analysis of the STS motion is performed to characterize the power requirements of the solution to be developed. The analysis focuses on the estimation of the reaction and moment forces at the joints for different conditions, namely sitting and standing with and without arm support. Results show differences between the analysed conditions both for kinematics and dynamics patterns. The trials with arm support resulted in a reduction of 35% of the moment forces at the knee and 20% at the hip. Future work will focus on materials selection regarding the structural design of the exoskeleton, the minimization of moment forces at the selected joints using optimization methods and the development of a control system.

Key-words: Sit-to-Stand, Exoskeleton Design, Multibody Dynamics, Inverse Dynamics Analysis, Biomechanics

INTRODUCTION

A large number of people suffer from musculoskeletal or neuromuscular disorders, whether resulting from traumatic events, degenerative diseases or other pathologies [1]. Allowing these people to stand can minimize secondary conditions like obesity, cardiac, respiratory or urinary disorders, reducing health costs and more importantly, increasing their life expectancy. Exoskeletons arise as a possible solution for these conditions, as they can support the users' weight and assist in their movements. Moreover, this type of solutions can also be applied in other areas, such as defence or industry, in which the growing competitiveness requires harder or fatiguing tasks. Its use allows to enhance productivity and efficiency while ensuring the safety of the user.

Recent developments in this field led to solutions that present restrictions in their portability, in part due to its weight, the control of the actuated joints and the bulkiness of the structure. Different works point out the need for lighter solutions, easier to use and with significant increase of energy autonomy [2, 3]. Passive solutions may, in certain applications, be the answer, as they allow the storing and releasing of energy, using only the users' inertia, without comprising significantly the weight of the structure. Complacent applications can also achieve interesting results, due to their lightweight characteristic and adaptability.

Based on literature, it is reasonable to suggest that STS movement has a major influence in daily life activities and is a key aspect in the independency of a person. The inability to perform STS movement can lead to institutionalization, resulting in the problems addressed before.

There are similarities between sit-to-stand and heavy load lifting, suggesting that a common approach can be used in both tasks. The STS movement is a rising upward motion aiming to stand still at the end of the movement [4]. The use of armrests, chair seat height and foot positioning have major influence in this movement [5].

This work aims to develop a dual-purpose passive exoskeleton to support both sit-to-stand and manual handling of loads. For that purpose, a biomechanical analysis of the STS motion was performed in order to estimate the reaction and moment forces at the joints and the arms contributions. These data will be used to characterize the energy requirements of the solution to be developed.

MATERIALS AND METHODS

Experimental data was acquired in the Lisbon Biomechanics Laboratory (LBL) focusing on STS with and without arm support. Kinematics was acquired using a 3D motion capture system (MOCAP) with 14 infrared cameras (ProReflex MCU 500/1000, Qualisys) at 100Hz and using a marker set composed by 47 passive reflective markers. Ground reaction forces and forces applied in the chair, were acquired using 2 force plates (OR 6-7-1000, AMTI) at 1000Hz. The STS movement of one volunteer [male, 34 years old, 73kg and 1,80m] with no musculoskeletal disorders was evaluated. A multibody inverse dynamics analysis was

performed using an in-house 3D multibody dynamics software, APOLLO [7], considering the biomechanical model illustrated in Fig. 1.

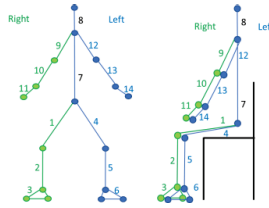


Figure 1 - Biomechanical model used in the inverse dynamics analysis

RESULTS

Results consider the analysis of the joint angles, internal and moment forces at the hip, knee and ankle, and the estimation of the reaction forces in the chair. Subject displays a balanced STS movement, presenting kinematic patterns similar to the ones reported in literature [5]. A 35% reduction of the moment forces developed at the knee can be identified when using arm support, as well as a 20% reduction of the moment at the hip (see Fig. 2).

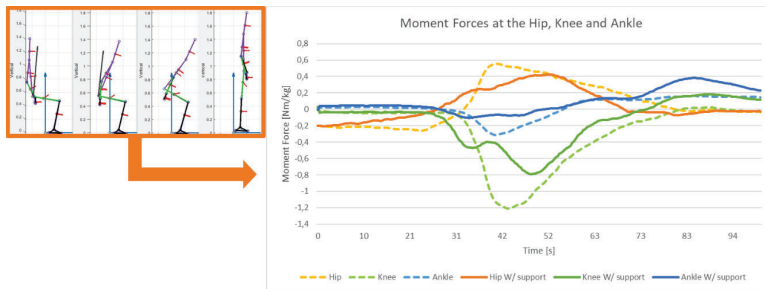


Figure 2 - Moment Forces at the hip, knee and ankle obtained using APOLLO Software

CONCLUSIONS

This study allowed to estimate the internal forces and moments at the joints in order to define the power requirements for a future exoskeleton solution. Study limitations include the use of only two force plates to measure both the external forces on the feet, hands and chair. To estimate the forces in the hands and thighs, some assumptions were made based on several laboratory setups. Future work will focus on materials selection regarding the structural design of the exoskeleton, the minimization of moment forces at the studied joints using optimization methods and the development of the control system.

Acknowledgements

The authors would like to thank the Portuguese Army, Institute of Mechanical Engineering (IDMEC) and the Foundation for Science and Technology (FCT) through project UID/EMS/50022/2013.

REFERENCES

- [1] "WHO | Spinal cord injury," WHO. [Online]. Available: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs384/en/>. [Accessed: 16-Nov-2016].
- [2] L. Quinto, S. B. Gonçalves, and M. T. Silva, "Exoesqueletos para membros inferiores: Estado da arte," presented at the Congresso Nacional de Biomecânica, Guimarães, Portugal, 2017.
- [3] B. Chen et al., "Recent developments and challenges of lower extremity exoskeletons," *J. Orthop. Transl.*, vol. 5, pp. 26–37, Apr. 2016.
- [4] M. Schenkman, R. A. Berger, P. O. Riley, R. W. Mann, and W. A. Hodge, "Whole-body movements during rising to standing from sitting," *Phys. Ther.*, vol. 70, no. 10, pp. 638–648, 1990.
- [5] W. G. Janssen, H. B. Bussmann, and H. J. Stam, "Determinants of the Sit-to-Stand Movement: A Review," *Phys. Ther.*, vol. 82, no. 9, pp. 866–879, Sep. 2002.
- [6] P. De Leva, "Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters," *J. Biomech.*, vol. 29, no. 9, pp. 1223–1230, 1996.
- [7] Silva, M. T., "Human Motion Analysis using Multibody Dynamics and Optimization Tools," Instituto Superior Técnico - Universidade Técnica de Lisboa, Lisboa, Portugal, 2003.

Analysis of the performance of a passive ankle exoskeleton for reduction of the metabolic costs in gait

Pedro Pinheiro¹, Luís Quinto², Sérgio B. Gonçalves³, Miguel T. Silva³

¹Academia Militar/Instituto Universitário Militar and Instituto Superior Técnico/Universidade de Lisboa, Portugal, pedrompinheiro@tecnico.ulisboa.pt

²CINAMIL, Academia Militar/Instituto Universitário Militar, and IDMEC, Instituto Superior Técnico/Universidade de Lisboa, Portugal, luis.quinto@academiamilitar.pt

³IDMEC, Instituto Superior Técnico/Universidade de Lisboa, Portugal, sergiogoncalves@tecnico.ulisboa.pt, miguel SILVA@tecnico.ulisboa.pt

ABSTRACT

The main goal of this study is the design and development of a passive exoskeleton to reduce the metabolic costs during walking. The solution was developed based on an existing concept, addressing specific issues like the mobility of the ankle, maintaining the ergonomics of its users' footwear and the possibility of structural customization. The prototype was evaluated based on the analysis of the metabolic costs during walking, performed in the Lisbon Biomechanics Laboratory (LBL), using a gas analyser system and a medical treadmill. Fourteen subjects, belonging to the Portuguese Army were selected for this study. The exoskeleton was tested with three different springs to evaluate different force actuation parameters. A quantitative analysis was conducted in 7 subjects aiming to measure the metabolic costs through the evaluation of the oxygen consumption. A qualitative analysis was also performed to all 14 subjects. Results show a reduction of the metabolic costs during walking in 4 of the 7 subjects. Considering the obtained results with the most adequate spring for each user, results revealed an average reduction in metabolic costs of -3.1%. No ergonomic loss in the footwear and no mobility restrictions in the ankle were identified. The customization and tuning of the force elements and control system play a key role in the efficiency of the developed solution. Future work will address the selection of different materials for a lighter and less bulky structure, and the evolution of the control system.

Key-words: Passive exoskeleton, Ankle motion, Metabolic cost, Gait, Ankle-foot orthosis

INTRODUCTION

In the last years an interest for human enhancing systems arose, particularly in areas such as defence, industry and rehabilitation. For instance, military operations require a high energy expenditure, which could result in high exhaustion rates and an increase of lesions. In these cases, exoskeletons can be a useful resource, as they can reduce the metabolic costs associated to the performed task, increasing also the human capabilities and reducing the risk of derived musculoskeletal pathologies.

The main goal of this study is to develop a passive ankle exoskeleton to reduce the metabolic costs during walking, aiming to address a broad spectre of users and being able to adapt to a wide variety of terrain. To do so, specific requirements must be taken into consideration like comfort, ergonomics, range of motion of the actuated joint, and the adaptability to the physiognomy of the user and its footwear.

MATERIALS AND METHODS

Considering the exoskeleton used as a baseline for this study [1] and the aim of developing a structure capable of being used by a wide public, on a broad variety of terrain, the following approach was defined:

1) Development of the concept, which consisted in identifying the needs of a possible user through interviewing individuals with experience in military operations and documentation resulting from a North Atlantic Treaty Organization (NATO) work group [2]. This was followed by the generation of concepts where the potentialities and vulnerabilities of the elements that might constitute the exoskeleton were analysed. After that, the selection of the concepts was done by analysing each element according to different parameters and classifying them.

2) Manufacturing of the physical prototype, in which the structure of the exoskeleton was developed considering the physiognomy of the user, as well as its footwear. For this, a 3D scanner was used to acquire these geometries, so that the exoskeleton structure could be custom modelled. After this stage the structure of the exoskeleton was build using additive manufacturing techniques. The control system was build based on the data provided by Collins et al. [1]. The force elements, with different spring stiffnesses, were acquired in the local market, also based in the previously referenced study.

3) Experimental analysis, which involved fourteen subjects belonging to the Portuguese Army, with no identified musculoskeletal pathologies, were selected to perform the laboratorial acquisitions. Quantitative

analysis was performed by 7 subjects, measuring the metabolic costs during walking, through the Metabolic Energy Task (MET). The experimental protocol was defined considering the medical protocol of the 6 Minute Walk Test (6MWT) [3] and the compendium of physical activities [4]. The exoskeleton was tested with three different springs to evaluate different force actuation parameters during walking. Additionally, a qualitative analysis was also performed to the 14 subjects, addressing the mobility of the ankle, comfort and overall perception of the systems functionality.

RESULTS AND DISCUSSION

The quantitative results, illustrated in Figure 1, indicate that it is possible to obtain a reduction of the metabolic costs using a passive exoskeleton. This was verified for 4 of the 7 individuals, with a decrease of metabolic cost oscillating between -27.9% and -0.1%. However, the springs that allowed the reduction of the metabolic costs were not the same for each subject, suggesting that it must be selected according to its user. Considering the best results for each user, obtained with the spring that best fitted their characteristics, the study registered an average reduction in metabolic costs of -3.1%, with overall values ranging from -27.9% to +7.5%.

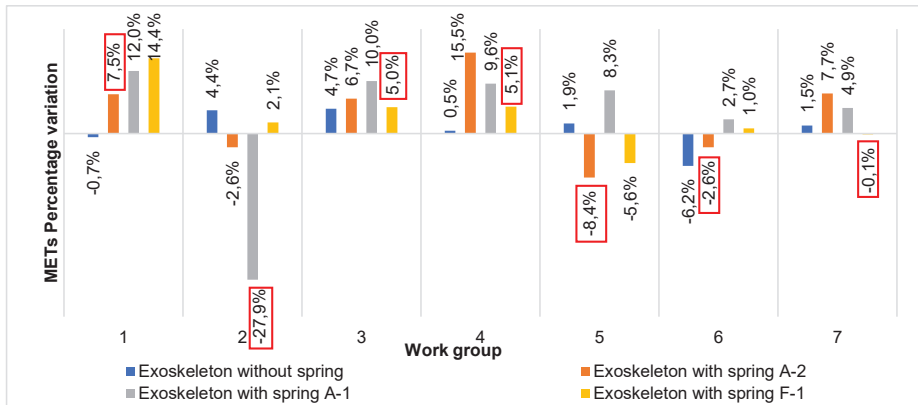


Figure 1 - Percentual variation in metabolic costs for each individual.

Qualitative analysis indicated no ergonomic loss in the footwear and no mobility issues in the ankle. Also, most of the subjects could correctly identify if the exoskeleton was reducing or increasing the metabolic costs during walking. Limited efficiency or ergonomic issues could have resulted from the fact that, for practical reasons, every subject performed the trials with a structure modelled to best fit the physical characteristics of subject zero (reference subject). During the acquisitions some issues were also identified in the control system, potentially affecting the overall results.

CONCLUSIONS

It is possible to obtain a reduction of the metabolic costs using a passive exoskeleton, with 4 of the 7 individuals, revealing a decrease of metabolic costs between -27.9% and -0.1%. The developed structure maintains the ergonomics of the footwear and the range of motion of the ankle. The use of additive manufacturing to build the exoskeleton structure allows a custom-made structure with a low acquisition cost. Future work will address the selection of different structural materials for a lighter and less bulky structure, and the evolution of the control system.

Acknowledgments

The authors would like to thank the Portuguese Army and the Foundation for Science and Technology (FCT) through project LAETA (UID/EMS/50022/2013).

REFERENCES

- [1] S. H. Collins, M. Bruce Wiggin, and G. S. Sawicki, 'Reducing the energy cost of human walking using an unpowered exoskeleton', *Nature*, vol. 522, no. 7555, pp. 212–215, 2015.
- [2] NATO EOD Centre of Excellence, 'Report from the 2nd Integration of the Exoskeleton in the Battlefield Workshop (2nd IEB WS)', Brussels, Belgium, 06-08 MAR 2018', Trencin, 2018.
- [3] R. O. Crapo *et al.*, 'ATS statement: Guidelines for the six-minute walk test', *Am. Thorac. Soc.*, vol. 166, no. 1, pp. 111–117, 2002.
- [4] B. E. Ainsworth *et al.*, '2011 compendium of physical activities: A second update of codes and MET values', *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 43, no. 8, pp. 1575–1581, 2011.

Andarilho instrumentado aplicado à prevenção do risco de queda de idosos

S. Lopes¹, A. Cruz², P. Parreira², J. Apóstolo², F. Couto³, L. Sousa³, E. Bobrowicz-Campos³, F. Santos¹, L. Roseiro¹, C. Malça¹

¹Instituto Politécnico de Coimbra - ISEC, Coimbra, Portugal
stephanelopes22@hotmail.com, fred@isec.pt, Iroseiro@isec.pt, candida@isec.pt

²Escola Superior de Enfermagem de Coimbra, Coimbra, Portugal

³Unidade de Investigação em Ciência da Saúde: Enfermagem, Coimbra, Portugal
acruz@esenfc.pt, parreira@esenfc.pt, apostolo@esenfc.pt

RESUMO

O atual estado envelhecido da população reflete uma diminuição da autonomia e da independência resultante em parte do declínio físico da pessoa idosa. A procura de estratégias mais adaptadas a este segmento populacional é um desafio, não só para profissionais de saúde, mas também para todos os intervenientes na sociedade, com destaque para os investigadores ligados à engenharia. Este trabalho apresenta um protótipo de andarilho instrumentado, que resulta da colaboração entre estes dois domínios do conhecimento, e que tem como objetivo incrementar a mobilidade de idosos e prevenir o risco de queda. O protótipo foi avaliado quanto à sua usabilidade por um grupo focal de profissionais de saúde, evidenciando uma aceitação global.

Palavras-chave: Biomecânica de Reabilitação, Idosos, Andarilho Instrumentado, Risco de Queda

INTRODUÇÃO

Devido às atuais tendências sociodemográficas, a pessoa idosa depara-se com um aumento da sua expectativa de vida que é acompanhada por uma crescente acumulação de comorbilidades geriátricas [1-2]. Este estado de vulnerabilidade contribui, entre outros, para o aumento do risco de queda [2]. Perante este cenário surge a necessidade de desenvolver soluções que contribuam para melhorar a autonomia, a independência e a qualidade de vida desta população [3]. É neste cenário de aumento de comorbilidades geriátricas incapacitantes que os profissionais de saúde devem procurar desenvolver e adaptar estratégias para a pessoa idosa a fim de prevenir ou minimizar os efeitos negativos do envelhecimento [1]. Reduzir ou prevenir o risco de queda e potenciar a capacidade de marcha através do uso de ajudas técnicas é sinónimo de um aumento da autonomia do idoso e, consequentemente, de qualidade de vida. A procura de soluções técnicas assume-se como uma estratégia a almejar. Assim, com o propósito de incrementar significativamente a mobilidade de idosos com declínio físico e prevenir o seu risco de queda foi desenvolvido o protótipo de um andarilho que integra um conjunto de sistemas eletromecânicos. Alicerçado no *Technology Acceptance Model* (TAM) foi aplicado um instrumento de avaliação da usabilidade com um grupo focal de profissionais de saúde e cujos resultados se apresentam.

INSTRUMENTAÇÃO DO ANDARILHO

O protótipo desenvolvido foi implementado num andarilho comercial da marca Invacare®. Este andarilho inclui duas rodas (frente) com mecanismo de travamento/bloqueio assente na utilização de uma única mola com rigidez ajustável. O sistema eletromecânico desenvolvido para integrar o andarilho é composto por: a) uma unidade de processamento central (UPC) com capacidade de armazenamento de dados em cartão de memória, com a data e hora sempre definidos, possibilitando a diferenciação entre idosos e a comparabilidade de dados, i.e., a monitorização da evolução dos idosos; b) uma unidade de massa inercial (UMI), com acelerómetro e giroscópio, para identificação e registo da aceleração/desaceleração e a inclinação nos planos sagital e coronal, associados ao movimento do andarilho; c) três unidades compostas por 5 LED (*Light Emitting Diode*), dois verdes e três vermelhos; d) pés instrumentados com integração de um sensor piezoresistivo; e) sistema de alimentação por bateria, com integração de interruptor on/off, para completa portabilidade e autonomia do andarilho.

A colocação em funcionamento do andarilho é feita a partir da ligação do interruptor, devendo ser feita em plano horizontal, de modo a garantir a calibração que está automatizada. A UMI está integrada na UPC, que é posicionada na zona central do andarilho, de modo a não interferir com a sua utilização, e permite registar o posicionamento e aceleração associados à utilização do andarilho. A UMI está também associada aos grupos de LED, posicionados dois na lateral e um no central, que acendem um a um em função da inclinação do andarilho (frontal e lateral), que resultam numa interação visual andarilho-utilizador. Os

sensores de pressão permitem a aquisição da força exercida pelo utilizador no andarilho em cada um dos pés.

ESTUDOS DE USABILIDADE/FUNCIONALIDADE

Inscrito nas fases do modelo ADDIE, sustentado no TAM [4-6], e *Human-Centered Design Process* foi aplicado um instrumento adaptado para avaliação da usabilidade/funcionalidade, escala tipo *Likert* de sete pontos (1- discordo totalmente...7- concordo totalmente), com as seguintes dimensões: utilidade; facilidade de uso; facilidade de aprendizagem; satisfação/intenção de uso, realizado com um grupo focal de trabalhadores da área de enfermagem, psicologia, biotecnologia e administração hospitalar, recrutados por conveniência. Pretende-se reduzir os riscos de doença ou lesão associados à sua utilização (EN ISO 14971: 2012) e garantir que o dispositivo se encontra livre de risco inaceitável (Anexos B, D, F e G da norma EN ISO 14971: 2012 e norma EN ISO 14971: 2012. A amostra constituiu-se por 10 profissionais de saúde, 50% enfermeiros, 20% psicólogos, 20% biotecnologia farmacêutica e 10% da administração hospitalar, 70% do sexo feminino, média de idade de 37.7 anos e 14.7 anos de experiência profissional. Foi solicitado ao profissional de saúde que utilizasse o andarilho num percurso de 10 metros, com obstáculos e tarefas (fechar e abrir portas), com posterior preenchimento do questionário de Usabilidade.

A dimensão "UTILIDADE" apresentou os itens com valores médios mais elevados: Item 1 - "É útil no meu dia a dia" (5); Item 2 - "Facilita o desempenho das suas atividades" (5); Item 9 - "Permite um maior controlo no desempenho das minhas atividades" (5.1); Item 10 - "Ajuda ser mais produtivo(a) no desempenho das minhas atividades" (5.3); Item 11 - "Permite movimentar com maior segurança" (5.2); Item 12 - "Permite responder às necessidades de deambulação/marcha" (5.2). Todos os itens desta dimensão apresentaram valores iguais ou superiores a 4, com um score médio de 4.71 e um DP de 1.07, variando entre 3.25 e 6.58 pontos.

A dimensão "FACILIDADE DE USO" obteve um score médio de 4.95 com um DP de 1.03, variando entre 3.5 e 6.3. O item com valor médio mais baixo (4.6), corresponde ao item 22 - "Permite-me corrigir eventuais erros de modo rápido e fácil.". O valor médio mais elevado foi obtido no item 13 - "É fácil de utilizar" com um valor de 5.4 pontos.

A dimensão "FACILIDADE DE APRENDIZAGEM" obteve um score médio mais elevado de entre as dimensões atingindo 5.15 com um DP de 0.93, variando entre 3.83 e 6.5. Os valores dos itens variaram entre 5 e 5.3 pontos.

A dimensão "SATISFAÇÃO/INTENÇÃO DE USO" obteve um score médio de 4.61 e um DP de 0.78, com uma variação entre 3.64 e 6.07. O item com o valor médio mais baixo foi o (37), atingindo 4 pontos "Transmitir-me-ia segurança na sua utilização" e o item com valor médio mais elevado foi o item 39 - "O peso do andarilho é adequado" que atingiu 5.2 pontos.

CONCLUSÃO

Os contributos resultantes da avaliação da usabilidade assinalam a ausência de pontos críticos e/ou riscos inaceitáveis nas 4 dimensões, evidenciando níveis aceitáveis de segurança e eficácia. Através do grupo focal, foram também identificadas limitações/constrangimentos e propostas de melhoria para a evolução do protótipo. Estes contributos obtidos anunciam a necessidade de incorporar ajustes nos sistemas electromecânicos sugerindo mais iterações propostas pelo modelo ADDIE concorrendo para a melhoria e aprimoramento do protótipo e suas vantagens competitivas, em fase de implementação. O dispositivo revela pois, enquanto ajuda técnica, potencial para reduzir ou prevenir o risco de queda e potenciar a capacidade de marcha da pessoa idosa.

Financiamento

Projeto POCI-01-0145-FEDER-023822 (MIND&GAIT) financiado pelo programa COMPETE 2020 no âmbito do Sistema de Apoio à Investigação Científica e Tecnológica, com um incentivo do Fundo Europeu de Desenvolvimento Regional (FEDER).

REFERÊNCIAS

- [1] World Health Organization [WHO]: Global strategy and action plan on ageing and health (2016- 2020), 2014 [Accessed 11th November 2018] Available from: <http://who.int/ageing/global-strategy/en/>.
- [2] PORTDATA – Base de Dados Portugal Contemporâneo: Índice de dependência de idosos na Europa, 2018 [Accessed 11th October 2018]<http://www.pordata.pt/Portugal/Indicadores+de+envelhecimento-526> (2018).
- [3] Apóstolo J, Cooke R, Bobrowicz-Campos E, Santana S, Marcucci M, Cano A, et al. Effectiveness of interventions to prevent pre-frailty and frailty progression in older adults: a systematic review. *JBI Database of Systematic Reviews and Implementation Reports* 2018, 16(1), 140–232.
- [4] Davis, F. D. (1989). Perceived usefulness, perceived ease of use, and user acceptance of information technology. *MIS Quarterly*, 13(3), 319-340.
- [5] Davis, F. D., Bagozzi, R. P., & Warshaw, P. R. (1989). User acceptance of computer technology: a comparison of two theoretical models. *Management Science*, 35(8), 982-1003.
- [6] Venkatesh, V., & Davis, F. D. (2000). A theoretical extension of the Technology Acceptance Model: Four longitudinal studies. *Management Science*, 46(2), 186-204.

Desenvolvimento de prótese transtibial sustentável – Aplicação de tecnologias apropriadas

Joana S. Lopes, Esteves, J.L., Marques, A.T.

Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto, Portugal
up201502692@fe.up.pt, jesteves@fe.up.pt, marques@fe.up.pt

RESUMO

Atualmente, os dispositivos protésicos são fabricados em compósitos de fibras sintéticas e polímeros de alto rendimento. Contudo, a utilização indisciplinada e o elevado preço destes materiais podem acarretar problemas ambientais e socioeconómicos graves. No sentido de colmatar este problema, o objetivo deste estudo é desenvolver dois biocompósitos, um a partir da fibra natural de juta e de uma matriz natural composta por amido e sacarose (JutaS/V) e outro com adição de ácido acético (JutaC/V), e verificar a viabilidade dos mesmos no fabrico de encaixes transtibiais. Foi feita a caracterização mecânica em tração e flexão, assim como contagem de bactérias e absorção de água aos biocompósitos desenvolvidos. Foi fabricado um protótipo de encaixe transtibial e ensaiado em compressão.

Os resultados deste estudo indicam que estes biocompósitos apresentam propriedades mecânicas de resistência e rigidez aliados a parâmetros fundamentais como baixo custo, baixo peso, biodegradabilidade e biocompatibilidade. Verifica-se a existência de potencial para o desenvolvimento de um material alternativo de encaixes protésicos, sendo ainda necessário a realização de mais estudos.

Palavras-chave: prótese transtibial, materiais biodegradáveis, materiais compósitos, amido, fibras de juta

INTRODUÇÃO

Perante a ausência de um membro ou parte deste, advém-se, além de debilidade e distúrbios funcionais, possíveis comprometimentos a nível estético e psicossocial. Contudo, face aos avanços tecnológicos alcançados na Medicina e Engenharia, deparamo-nos com melhorias na qualidade da vida dos amputados, possibilitando a sua reabilitação nos vários âmbitos de vida diária [1-3].

Destacam-se o estudo dos biomateriais, que pressupõe o desenvolvimento de materiais com propriedades e indicações específicas, tendo como principal objetivo a biocompatibilidade [4-7].

Alguns plásticos e compósitos são biomateriais de fundamental importância na sociedade atual, possuindo diversas aplicações, como na fabricação de próteses externas ou na substituição de inúmeros materiais como vidros, metais, madeira, entre outros [4,5,8].

No entanto, a utilização destes materiais compreende alguns problemas:

- Tal tecnologia não está tangível a nível global, seja por questões de origem financeira ou acessibilidade. Verificamos esse exemplo em países menos desenvolvidos e/ou vítimas de guerras – minas terrestres e munições - como a Bósnia e Herzegovina, Angola, Camboja ou Afeganistão [9,10,11].

- Os dados de produção mundial suscitam grande preocupação devido aos problemas ambientais causados pelo acúmulo destes materiais de origem petroquímica em lixeiras e aterros sanitários, considerando que estes demoram em média cem anos para se decomporem no meio ambiente [12].

Como resultado da crescente consciencialização ambiental, a preocupação com a sustentabilidade ambiental e o excesso de resíduos globalmente, desenvolvem-se alternativas para a diminuição/substituição do consumo destes materiais e aumento da sua biodegradabilidade. As alternativas aos plásticos convencionais são a reciclagem ou a substituição destes por plásticos biodegradáveis ou bioplásticos; aos compósitos a adição de cargas orgânicas durante o processamento destes materiais. Porém, nas últimas décadas, tem havido um colossal crescimento do uso de fibras naturais em vez de fibras sintéticas [13]. As fibras naturais têm sido tão utilizadas devido às suas inúmeras vantagens, tais como, baixo custo, baixa densidade, resistência específica aceitável, boas propriedades de isolamento térmico, biodegradabilidade, renovabilidade, manterem-se estáveis durante sua vida útil e se degradarem num período de tempo curto após descartados no meio ambiente [13].

Verificamos recentes avanços na aplicação de fibras naturais como a juta, linho, sisal, kenaf (*Hibiscus cannabinus*), coco, bambu, entre outras, em compósitos. No entanto, em muitos casos a matriz (resina) utilizada é de origem petroquímica. Assim sendo, o desenvolvimento de materiais compósitos completamente biodegradáveis, provenientes de fibras e resinas originárias de matérias-primas renováveis, constitui um marco tanto numa perspetiva ecológica como da engenharia [13].

MATERIAIS E MÉTODOS

No âmbito do trabalho realizado foram fabricados diversos biocompósitos de fibra de juta e realizados ensaios de caracterização mecânica, nomeadamente ensaios de flexão, tração e compressão, contagem de bactérias e absorção de água. Para o fabrico do protótipo de encaixe transtibial foi utilizado um molde negativo em termoplástico, no qual foi vertido gesso líquido. Foi usada como matriz uma bio resina produzida em laboratório, composta por amido proveniente da farinha de trigo, açúcar e ácido acético, presente no vinagre. Os produtos foram adquiridos num comércio local. Estes produtos foram selecionados devido às suas características: a viscosidade do amido permite uma boa agregação entre as fibras-matriz, o açúcar tem uma ação desidratante, minimizando o crescimento microbiano e também contribui para o aumento da viscosidade, enquanto o vinagre tem propriedades desinfetantes, atuando na degradação ou inibição da proliferação de microrganismos. A figura seguinte ilustra o protótipo final [14].



Figura 1. Protótipo final: vista posterior, vista frontal e vista lateral.

CONCLUSÃO

De maneira geral, os resultados dos ensaios conduzidos foram satisfatórios. Foi possível investigar características e propriedades que devem ser conhecidas de maneira a comprovar a viabilidade do material para aplicação em encaixes transtibiais, pois uma prótese é submetida a uma série de ações de carga e outros fatores externos durante o seu uso. Pretende-se dar continuidade aos ensaios criando um novo protótipo, optando por uma fabricação sem ácido acético (vinagre), aumentando o período de cura e impermeabilizando o biocompósito por deposição de um adequado revestimento superficial.

REFERÊNCIAS

- [1] Carvalho, J.A. (2002) Amputações de membros inferiores: em busca da plena reabilitação. 2. ed. São Paulo: Manole.
- [2] Kauzlaric, N., Kauzlaric, K.S. & Kolundzic, I.R. (2007). Prosthetic rehabilitation of persons with lower limb amputations due to tumours, 16, 238 – 243.
- [3] - Kistenberg, R.S. (2014). Prosthetic choices for people with leg and arm amputations. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 25 (1), 93 – 115.
- [4] Basu, B., Katti, D.S. & Kumar, A. (2010). *Advanced biomaterials: fundamentals, processing, and applications*. New Jersey: Wiley, 2010, pp. 4 – 8.
- [5] Rihova, B. (1996). Biocompatibility of biomaterials: hemocompatibility, immunocompatibility and biocompatibility of solid polymeric materials and soluble targetable polymeric carriers. *Advanced Drug Delivery Reviews*, 21, 157 – 176.
- [6] Williams, D.F. (2008). On the mechanisms of biocompatibility. *Biomaterials*, 29 (20), 2941 – 2953.
- [7] Leong, K.W., Mayer, J., Ramakrishna, S. & Wintermantel, E. (2001). Biomedical applications of polymer-composite materials: a review. *Composites Science and Technology*, 61 (9), 1189 – 1224.
- [8] Hirst, L., Neumann, V., Robinson, V. & Sansam, K. (2010). Major lower limb amputation –what, why and how to achieve the best results. *Orthopaedics and Trauma*, 24(4), 276–285.
- [9] Barns, S., Cameron, M., Gibson, J., Lim, S., Scrimgeour, F. & Tressler, J. (2007). The Value of Statistical Life and the Economics of Landmine Clearance in Developing Countries. *World Development*, 35 (3), 512 – 531.
- [10] Burger, H., Jaeger, R.J. & Marincek, C. (2004). Prosthetic device provision to landmine survivors in bosnia and herzegovina: outcomes in 3 ethnic groups. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85 (1), 19 – 28.
- [11] Walsh, N.E. and Walsh, W.S. (2003). Rehabilitation of landmine victims — the ultimate challenge. *Bulletin of the World Health Organization*, 81 (9), 665 – 670
- [12] Altmeyer, S., Bertoletti, L.L., Kemerich, P.D.C., Piovesan, M. & Vorpagel, T.H. (2013). Fibras de vidro: caracterização, disposição final e impactos ambientais gerados. *Electronic Journal of Management, Education and Environmental Technology*, 10 (10), 2112 – 2121.
- [13] Maranon, A. & Porras, A. (2012). Development and characterization of a laminate composite material from polylactic acid (PLA) and woven bamboo fabric. *Composites: Part B*, 43, 2782 – 2788.
- [14] Joana Lopes, Desenvolvimento de prótese transtibial sustentável – Aplicação de tecnologias apropriadas, Mestrado em Engenharia Biomédica, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2017

Percutaneous vertebroplasty in sheep: testing a novel mesoporous bioactive glass/calcium sulphate cement

Maria Teresa Oliveira¹, José Caeiro Potes¹, Maria Cristina Queiroga¹, José Lopes de Castro¹, Alfredo Pereira¹, João Fragoso², Antonio Manca³, Chiara Vitale-Brovarone⁴, Joana da Costa Reis²

¹ICAAM, ECT, Universidade de Évora, Portugal

teresoliveira@uevora.pt, jacpotes@uevora.pt, crique@uevora.pt, jcastro@uevora.pt, apereira@uevora.pt

²ECT, Universidade de Évora, Portugal

jfragoso@uevora.pt, jmfcr@uevora.pt

³IRT, Radiology Unit, Candiolo Cancer Institute-FPO, IRCCS, Candiolo, Torino, antonio.manca@ircc.it

⁴Politecnico di Torino, Torino, Italy; COREP, Torino, Italy, chiara.vitale@polito.it

ABSTRACT

Polymethylmethacrylate (PMMA) based cements are widely used for vertebroplasty. However, PMMA has disadvantages. The purpose of the present work was to test *in vivo* a new resorbable injectable composite cement – Spine-Ghost. The paste was percutaneously injected in bone defects manually drilled in L4 vertebral bodies of eight mature Merino sheep (Group B). A control group of eight sheep was injected with a known commercial calcium sulphate-based biphasic cement (Group A). After the 6-month implantation period the samples were assessed by micro-CT and histological studies. All sheep completed the 6-month implantation period. Cement resorption and new bone formation were observed in all samples with no signs of infection or inflammation.

Keywords: resorbable cement; percutaneous vertebroplasty; *in vivo* study; sheep.

INTRODUCTION

Synthetic composite biomaterials are widely accepted as valid bone graft alternatives. Presently, most of the cements used in percutaneous bone interventions are based on a polymeric matrix – polymethylmethacrylate (PMMA) –, providing immediate effect and safety. However, PMMA cements present several disadvantages [1]. Calcium sulphate-based injectable ceramic cements, like Cerament™ are effective, well documented bone substitutes since they are biocompatible, resorbable, and osteoconductive, displaying mechanical properties similar to those of cancellous bone, with reduced Young's Modulus [2].

Sheep are considered an appropriate large animal model for biomedical research because of their anatomical similarities to human bones. To date, only a small number of percutaneous vertebroplasty (PVP) pre-clinical studies have been performed in large animals, with several drawbacks, including cement leakage into the vertebral foramen, incomplete defect filling and lack of information on postoperative evolution.

With the goal of reducing long-term post vertebroplasty complications while ensuring immediate pain relief and mechanical stability, a new bioactive injectable cement for percutaneous vertebroplasty was developed – Spine-Ghost [3].

In the present work, the *in vivo* results of Spine-Ghost implantation in a sheep vertebral defect model are reported. The performance was compared to a commercial biphasic cement – Cerament™.

EXPERIMENTAL

Spine-Ghost is composed of type III α -calcium sulphate hemihydrate combined with mesoporous particles of a bioactive glass, and a radiopaque glass-ceramic phase. Prior to the *in vivo* study, the cement went through bioactivity and resorbability, *ex vivo* injection, mechanical and *in vitro* testing [3]. All the tests were carried out using a commercial reference as control.

Procedures were conducted according to European Community guidelines. 16 mature Merino sheep were randomly allocated into 2 groups: control group A, injected with Cerament™; and experimental group B, injected with Spine-Ghost. All underwent PVP under general anaesthesia. Vertebral body defects were created in the cranial hemivertebrae, through modified parapedicular approach developed by the authors [4]. Cements were injected under fluoroscopic guidance using a bone-filler system device (Medtronic Spine LLC, Portugal) and set for 2 hours in the anesthetized sheep. Post-surgery care was spent in a pen of the veterinary hospital of the University of Évora. Fluorochromes were injected two weeks after surgery and two weeks before sacrifice. During the 6-month implantation period the sheep remained free ranging in the pasture. At the end of the implantation period, the animals were sacrificed, and the vertebrae explanted. Biological response and material integration were assessed by micro-CT and histological studies.

RESULTS AND DISCUSSION

Prior to the *in vivo* study, the cement went through bioactivity, resorbability, *ex vivo* injection, mechanical, and *in vitro* testing, all of which with favorable results. The experimental cement could be easily injected without interruption, and it showed a satisfactory radiopacity. Finally, Spine-Ghost exhibited a much higher compressive strength than the commercial reference. More results are shown in table 1.

Table 1. Comparison between the cements' *in vitro* and *ex vivo* properties - review

Cement characterization	Spine-Ghost	Cerament™
	70% CaS:20% SCNZgc: 10% W-SC Moderate radiopacity: conferred by the glass-ceramic phase (SCNZgc) Liquid phase: water Highly bioactive Resorbable: 83% in 28 days Easy to handle; adequate injectability Working/ hardening time ≈ 8-20 minutes Setting time ≈ 1 hour Adequate stiffness and strength Compressive strength: 14±0.7 and 18.1±0.8 MPa (wet and dry conditions, respectively)	60% α-CaS: 40% HA High radiopacity: conferred by the iohexol Liquid phase: iohexol Bioactive Resorbable: 100% in 28 days Easy to handle; adequate injectability Working/ hardening time ≈ 7 minutes Setting time ≈ 1 hour Adequate stiffness and strength Compressive strength: 8.2±0.7 and 7.3±0.6 MPa (wet and dry conditions, respectively)

No cement leakage was observed into the vertebral foramina, with just one of the 16 animals presenting transient postsurgical mild neurologic deficits. A 100% survival rate was obtained.

After the first macroscopic evaluation, micro-CT scanning of the intact vertebrae was performed, for qualitative and quantitative analysis (Figure 1).

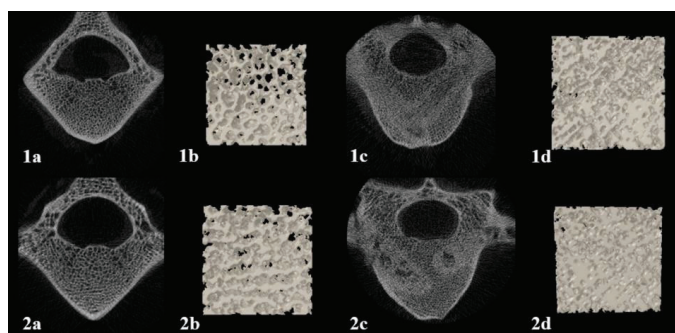


Figure 1. Micro-CT cross-section images and 3D rendered models of injected vertebrae from both groups.

Histology showed cement resorption and new bone formation; histomorphometric results showed no statistically significant differences between the two groups.

CONCLUSIONS

Spine-Ghost elicited a biological response identical in most aspects, with a higher measured BMD and BV/TV. In both groups new bone formation was observed, with concurrent cement resorption and integration into the new trabecular bone, as evidenced by the histological results presented.

BIBLIOGRAPHICAL REFERENCES

- [1] Lewis, G. (1997). Properties of acrylic bone cement: state of the art. *J. Biomed. Mater. Res.* 38,155-182.
- [2] Marcia, S., Boi, C., Dragani, M., Marini, S., Marras, M., Piras, E., Anselmetti, G.C. and Masala, S. (2012). Effectiveness of a bone substitute (CERAMENT™) as an alternative to PMMA in percutaneous vertebroplasty: 1-year follow-up on clinical outcome. *European Spine Journal*, 21(1): 112-118.
- [3] Dadkhah, M., Pontiroli, L., Fiorilli, S., Manca, A., Tallia, F., Tcacencu, I. & Vitale-Brovarone, C. (2017). Preparation and characterisation of an innovative injectable calcium sulphate-based bone cement for vertebroplasty application. *Journal of Materials Chemistry B*, 5(1): 102-115.
- [4] Oliveira, M.T., Potes, J., Queiroga, M.C., Castro, J.L., Pereira, A.F., Rehman, S., Dalgarno, K., Ramos, A., Vitale-Brovarone, C. & Reis, J.C. (2016). Percutaneous vertebroplasty: a new animal model. *The Spine Journal*, 16(10): 1253-1262.

Desenvolvimento de um sistema *one-shot* de baixo custo para aquisição de modelos 3D

Rui Silva¹, Pedro Morouço², António Veloso³

¹Centro para o Desenvolvimento Rápido e Sustentado do Produto, Instituto Politécnico de Leiria, Portugal, rui.d.silva@ipleiria.pt

²Centro para o Desenvolvimento Rápido e Sustentado do Produto, Instituto Politécnico de Leiria, Portugal pedro.morouco@ipleiria.pt

³Faculdade Motricidade Humana, Centro Interdisciplinar de Performance Humana, Universidade de Lisboa, Portugal, apveloso@fmh.ulisboa.pt

RESUMO

O objetivo deste estudo foi de comparar 2 sistemas de scanner 3D. Como objeto de estudo foi usada uma caixa com medidas pré-definidas e foi usado o sistema Sense 3D e um sistema desenvolvido pelos autores, composto por 16 câmaras RaspBerry Pi Module V2 para obtenção do objeto virtual 3D. Foram selecionadas 5 variáveis para este estudo piloto: comprimento virtual, largura virtual, malha, textura do objeto e desvio médio entre modelos através de sobreposição. Foram encontradas diferenças quando comparando os 2 sistemas para a malha, textura do objeto e desvio médio por sobreposição. Mais estudos são necessários e com comparação com outros sistemas scanner 3D para compreender melhor a vantagem de usar um sistema one-shot por fotogrametria para obtenção de modelos 3D.

Palavras-chave: ortóteses, scanner 3D, malhas, modelos 3D

INTRODUÇÃO

As ortóteses são dispositivos médicos usados para melhorar o desempenho nas pessoas com dificuldades e/ou deficiências [1]. Estas são amplamente prescritas para corrigir diferentes patologias e as ortóteses personalizadas são amplamente reconhecidas como sendo vantajosas, quer pela sua funcionalidade em termos médicos quer pelo conforto que proporcionam, permitindo que o paciente a utilize de forma continuada durante o período aconselhado para o tratamento. A adequação da forma geométrica ao paciente permite uma maior eficiência na imobilização ou restrição do movimento. Para obtenção da forma geométrica do paciente, cada vez mais são usadas diferentes formas de obter informação tridimensional sem contacto, que se pode simplificarmente dividir entre triangulação e fotometria. Entre as técnicas baseadas em triangulação, contam-se a fotogrametria, a projeção de luz estruturada, e o varrimento por linha laser. As técnicas de projeção (luz estruturada ou varrimento laser) permitem a determinação da profundidade (distância relativamente ao plano de formação da imagem) a partir de uma imagem única; o conhecimento da posição espacial do feixe laser ou de um padrão de iluminação permite, juntamente com os parâmetros de formação da imagem, resolver a ambiguidade presente na imagem bidimensional. A fotogrametria utiliza a correspondência entre pontos em diferentes vistas da mesma cena para inferir a posição desse ponto no espaço. Assim, requer sempre duas ou mais vistas [2].

O objetivo do estudo consiste em comparar um sistema existente no mercado que utiliza a técnica de luz estruturada, e um sistema one-shot de baixo custo, desenvolvido pelos autores, que utiliza a técnica de fotogrametria.

MATERIAIS E MÉTODOS

Como objeto de estudo foi usada uma caixa de tamanho 120mm x 75mm, medidos com recurso a um paquímetro digital Neiko 01407A (Neiko Tools USA, La Porte, Indiana, USA). Para efeitos de comparação de resultados foram usados 2 tipos de Scanners de captura de imagens 3D com métodos diferentes de captura. O sistema Sense 3D Scanner (3D Systems, South Carolina, USA) que utiliza o método de luz estruturada e um sistema de fotogrametria, com 16 câmaras RaspBerry Pi Module V2 8MP (RaspBerry Pi Foundation, Cambridge, Reino Unido), cada uma ligada a uma placa SBC (Single Board Computer) RaspBerry Pi 3 Modelo B+ 1Gb (RaspBerry Pi Foundation, Cambridge, Reino Unido), sincronizadas e ligadas em rede. Para a recolha do modelo 3D da caixa através do Sense 3D, foi usado o software proprietário Sense da 3D Systems. Para o sistema com RaspBerry Pi, foram retiradas 16 fotografias num único disparo e foi criado o modelo 3D com recurso ao software RealityCapture (CapturingReality, Bratislava, Eslováquia). Ambos os modelos 3D em formato .obj foram depois analisados através do

software 3D Builder (Microsoft, Washington, USA) para comparação do comprimento, largura e texturas e o software Geomagic Studio 12 (3D Systems, South Carolina, USA) para análise da malha e o desvio existente entre modelos por sobreposição.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Com recurso ao software 3D Builder foram realizados testes para obtenção da diferença de tamanhos virtuais para comparação com os reais. O modelo 3D retirado do Sense 3D obteve um comprimento da caixa de 120,94 mm e uma largura de 75,10mm, enquanto o modelo retirado do sistema com RaspBerry Pi obteve um comprimento de 120,13 mm e uma largura de 74,97mm, estando mais próximo a nível do comprimento e da largura com a medida real da caixa. Para o teste das texturas, como indicado na Figura 1, é possível observar diferenças visíveis tanto a nível da cor, como da resolução. Para o teste com RaspBerry Pi, obteve-se uma textura com a cor mais próxima do valor real da caixa, sendo possível a leitura de todo o texto na face.



Figura 1 – Comparação de Texturas entre o sistema Sense 3D (à esquerda) e RaspBerry Pi (à direita)

Para o estudo da malha, a contagem de triângulos na face frontal para o sistema RaspBerry Pi foi 545% superior ao encontrado no sistema Sense 3D (28318 triângulos vs 5196 triângulos). Não foram usados filtros, limpeza ou reparação da malha para nenhum dos modelos, sendo estes os valores retirados diretamente do ficheiro criado inicialmente. A existência de um maior número de triângulos demonstra uma maior resolução de imagem, traduzindo-se numa maior quantidade de informação da superfície do objeto. O teste desvio entre modelos por sobreposição de modelos, como indicado na figura 2, demonstra um desvio médio entre modelos de 1mm, atingindo o máximo de 3mm na zona inferior da superfície. Este desvio existente na zona inferior é explicado por ser a zona da face onde o objeto se intersecta com a superfície onde se encontra apoiado. O Sistema Sense 3D, não reconhece a alteração de superfície, unindo-as, criando uma superfície arredondada entre elas, levando ao desaparecimento da extremidade de contacto.

Para além de se conseguir retirar um modelo completo 3D através de um único disparo em menos de 1segundo, a qualidade da malha e de textura são muito superiores no sistema com RaspBerry Pi em comparação com o sistema Sense 3D. Mais estudos são necessários, com diferentes variáveis, objetos e diferentes sistemas para compreender melhor as vantagens deste sistema para futuras digitalizações 3D Full Body do corpo humano.



Figura 2 – Espectro do Desvio médio do objeto entre o sistema Sense 3D e RaspBerry Pi

REFERÊNCIAS

- [1] Faustini, M. C., Neptune, R. R., Crawford, R. H., & Stanhope, S. J. (2008). Manufacture of passive dynamic ankle-foot orthoses using selective laser sintering. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 55(2), 784-790.
- [2] Langguth, F., Sunkavalli, K., Hadap, S., & Goesele, M. (2016, October). Shading-aware multi-view stereo. In *European Conference on Computer Vision* (pp. 469-485). Springer, Cham.

Influence of the muscle model on the musculoskeletal dynamics of the upper limb

C. Quental, J. Ambrósio, M. Azevedo, S. B. Gonçalves, J. Folgado

IDMEC, Instituto Superior Técnico, Universidade de Lisboa, Portugal, carlos.quental@tecnico.ulisboa.pt, jorge.ambrosio@tecnico.ulisboa.pt, margarida.azevedo@tecnico.ulisboa.pt, sergio.goncalves@tecnico.ulisboa.pt, jfolgado@tecnico.ulisboa.pt

ABSTRACT

This work compares the use of four muscle models for the study of the musculoskeletal dynamics of the upper limbs. All models are based on Hill's muscle model, but their level of complexity differs in the representation of the muscle activation and contraction dynamics. Considering the tendon element inelastic or elastic, muscle models with no activation dynamics and with activation dynamics are considered. The aim of this study is to understand which model is more relevant to predict muscles forces regarding not only accuracy but also computational effort. Inverse dynamic analyses are performed for 5 repetitions of unloaded and loaded motions of abduction in the frontal plane and anterior flexion, acquired in the Lisbon Biomechanics Laboratory. The results show similar muscle activation predictions for all muscle models, which suggests that for slow-speed, standard movements of the upper limb, the muscle dynamics can be neglected without compromising the muscle force sharing problem.

Keywords: Shoulder musculoskeletal dynamics, Window moving inverse dynamics optimization, contraction dynamics, activation dynamics, rigid tendon

INTRODUCTION

Computational simulations of human movement are mainly based on inverse dynamics due to its efficiency. However, numerical challenges related to the optimization methods limit the simulation of the full muscle dynamics either because they cannot handle time-dependent objective functions and constraints or cannot solve problems with many instants of time and muscles. Recently, a novel method, named window moving inverse dynamics optimization, was proposed to overcome some of these limitations and allow the simulation of the muscle contraction and activation dynamics [1]. Considering four muscle models with different complexity levels regarding the muscle dynamics, the aim of this study is to understand which model is more relevant to predict muscles forces regarding not only accuracy but also computational effort.

MATERIALS AND METHODS

The musculoskeletal model of the upper limb applied here is composed of the thorax, rib cage, clavicle, scapula, humerus, ulna, and radius, which are modelled as rigid bodies. The anatomical articulations that constrain the relative motion between these bodies are modelled as ideal mechanical joints. The sternoclavicular, acromioclavicular and glenohumeral joints are considered spherical joints, and the humeroulnar and radioulnar joints are considered hinge joints. The scapulothoracic joint is modelled by 2 holonomic constraints that constrain the movement of the scapula over the rib cage [2]. Overall, the upper limb model presents 9 degrees-of-freedom. The muscular system includes 22 muscles, described by 74 muscle bundles, as illustrated in Figure 1. The muscle paths are computed through the obstacle-set method.

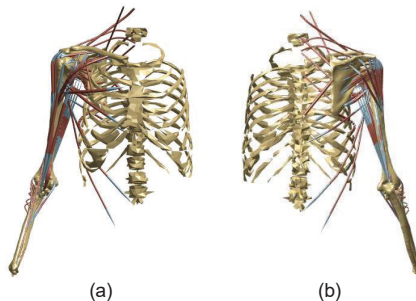


Figure 1. Musculoskeletal model of the upper limb: (a) anterior view and (b) posterior view.

The kinematic and EMG data for 5 repetitions of unloaded and loaded motions of shoulder abduction and shoulder flexion were collected in the Lisbon Biomechanics Laboratory and used in the analysis of the different muscle models used here, which include a rigid tendon model without activation dynamics (Hm_{RT}), a rigid tendon model with activation dynamics (Hm_{RT+Act}), an elastic tendon model without activation dynamics (Hm_{ET}), and an elastic tendon model with activation dynamics (Hm_{ET+Act}). The muscle force sharing problem is solved using the Window Moving Inverse Dynamics Optimization method [1]. In this form, the complete range of motion can be analyzed with all muscle models, and with any type of objective function, as the size of the biomechanics problem is not a limitation. The objective function for the redundant force sharing problem is the muscle energy consumption being the constraints of the problem the equations of motion of the biomechanical model, the boundaries of the muscle activations and excitations and the stability of the glenohumeral and scapulothoracic joints.

RESULTS AND DISCUSSION

The results showed similar muscle activation predictions for all muscle models, which is clearly highlighted by the negligible difference in the cross-correlations computed between the estimated muscle activations and EMG signals measured, presented in Table 1. Like in previous studies of gait and shoulder abduction, the constraints on the muscle excitations produced only a limited smoothing effect on the muscle activations to prevent fast, unphysiological, variations. The simulation of the activation dynamics limits the rate of force production and relaxation, which is likely to be more critical in explosive movements rather than in standard movements, as those studied here, for which the average velocities of elevation ranged only between 36°/s and 49°/s. Differences due to tendon elasticity were also small, and were only noticeable for muscles whose ratio of tendon slack length to optimal muscle length was larger than 1, as also observed by Millard et al. [3]. The influence of the tendon elasticity was limited because most muscles of the shoulder have low ratios.

Table 1. Average cross-correlations between the processed EMG signals and the estimated muscle activations for the 5 repetitions of unloaded abduction in the frontal plane and unloaded flexion.

	Unloaded abduction				Unloaded flexion			
	Hm_{RT}	Hm_{RT+Act}	Hm_{ET}	Hm_{ET+Act}	Hm_{RT}	Hm_{RT+Act}	Hm_{ET}	Hm_{ET+Act}
Upper trapezius	0.984	0.984	0.984	0.984	0.925	0.924	0.926	0.925
Middle trapezius	0.929	0.929	0.929	0.929	0.848	0.850	0.847	0.850
Lower trapezius	0.946	0.946	0.946	0.947	0.729	0.731	0.736	0.739
Serratus anterior	0.893	0.893	0.893	0.893	0.972	0.972	0.972	0.972
Infraspinatus	0.965	0.965	0.966	0.965	0.930	0.930	0.929	0.929
Anterior deltoid	0.967	0.967	0.965	0.965	0.715	0.715	0.707	0.708
Middle deltoid	0.869	0.869	0.860	0.861	0.679	0.680	0.664	0.665
Posterior deltoid	0.934	0.934	0.939	0.940	0.917	0.917	0.919	0.919
Biceps brachii	0.898	0.898	0.911	0.911	0.695	0.694	0.691	0.691
Average	0.932	0.932	0.933	0.933	0.823	0.824	0.821	0.822

Regarding the computational effort, the simulations with the Hm_{RT} were the fastest whereas those with the Hm_{ET+Act} were the slowest. Compared to the Hm_{RT} , whose simulations took on average 113s, the computational time increased, on average, 99%, 2496%, and 4367% for the Hm_{RT+Act} , Hm_{ET} , and Hm_{ET+Act} , respectively.

CONCLUSIONS

The influence of the muscle dynamics on the muscle force sharing problem of the upper limb was evaluated using a fully inverse dynamics approach. Since no major differences were observed between the four muscle models applied, this study suggests that the muscle contraction and activation dynamics can be neglected for slow-speed, standard movements of the upper limb without compromising the solution of the muscle force sharing problem.

Acknowledgments

This work was supported by the Portuguese Foundation for Science and Technology (FCT), through IDMEC, under LAETA, project UID/EMS/50022/2013 and the Postdoctoral scholarship SFRH/BPD/120079/2016.

REFERENCES

- [1] Quental, C., Folgado, J., and Ambrósio, J., 2016, "A window moving inverse dynamics optimization for biomechanics of motion", *Multibody Syst. Dyn.*, 38(2), pp. 157–171.
- [2] Quental, C., Folgado, J., Ambrósio, J., Monteiro, J., 2015, "Critical analysis of musculoskeletal modeling complexity in multibody biomechanical models of the upper limb", *Comput. Methods Biomech. Biomed. Eng.*, 18(7), pp. 749-759.
- [3] Millard, M., Uchida, T., Seth, A., and Delp, S.L., 2013, "Flexing computational muscle: modeling and simulation of musculotendon dynamics", *ASME J. Biomech. Eng.*, 135(2), pp. 021005.

Inverse dynamic analysis of the human locomotion apparatus for gait

J. Ambrósio, H. Oliveira, C. Quental, J. Folgado

IDMEC, Instituto Superior Técnico, Universidade de Lisboa, Portugal, jorge.ambrósio@tecnico.ulisboa.pt, helder.oliveira@tecnico.ulisboa.pt, carlos.quental@tecnico.ulisboa.pt, jfolgado@tecnico.ulisboa.pt

ABSTRACT

A methodology for the inverse dynamic analysis of human gait is presented in this work. In the context of multibody dynamics, a three-dimensional biomechanical model is presented using Cartesian coordinates. The motion acquisition was performed first, being data properly filtering technique to remove the noise related to the experimental process. A kinematic consistency analysis was also performed to ensure the calculation of consistent positions. The muscle forces developed by the lower extremity apparatus are evaluated using the Hill type muscle model, in which the activation dynamics is neglected and the tendon is assumed rigid. This muscular system is redundant, since the number of unknowns is higher than the number of available equations of motion, being solved by an optimization process. Two minimization objective functions, based on physiological criteria, are applied and their results discussed. In the process of the solution of the problems put by the methodologies involved, different numerical methods are discussed to allow overcoming critical situations in the solution of the equilibrium equations of the biomechanical model.

Keywords: Gait analysis, Multibody dynamics, Redundant muscle forces, Optimization

INTRODUCTION

The human locomotion apparatus consists of an articulated musculoskeletal system that is controlled by the central nervous system to perform all sort of movements. Among these, gait is not only the one that better distinguished man from other animal species but also a fundamental asset for human life quality. The gait analysis requires a multidisciplinary approach to study the highly complex mechanisms used in the human body [1]. The multibody simulation of the human biomechanics, using either inverse or forward dynamics, provides valuable information concerning the external forces, generated by contact with the surrounding environment, and the internal forces, acting between the anatomical segments. As in all animal with internal skeletons, the anatomical segments of the human are moved by a musculoskeletal system in which the number of muscles exceeds the number of degrees-of-freedom. Therefore, the number of combinations of the muscle forces used to achieve a particular movement is infinite, which is known as a redundant muscle force-sharing problem. Solutions for this redundancy are obtained with optimization methods, in which the selection of the cost function plays a fundamental role [2]. The results of the solution of the muscle force sharing problem for a gait cycle, as function of two different objective functions, are presented and discussed here.

MATERIALS AND METHODS

The kinematic, kinetic and EMG data for several repetitions of a gait cycle of a single individual were collected in the Lisbon Biomechanics Laboratory and used in the analysis. A multibody formulation based on the use of Cartesian coordinates supports the inverse dynamic analysis of a three-dimensional model of a 50% male, shown in Fig.1. The complete musculoskeletal model of the right lower limb is used while for the rest of the body joint torques are used to represent the lumped muscle actions.

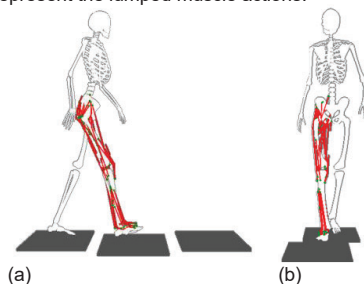


Figure 1. Musculoskeletal model of the lower limb: (a) sagittal view and (b) anterior view.

The muscle force sharing problem is solved using a static optimization method. Two different objective functions are tested here: the sum of the Square of the Individual Muscle Forces (SINMF) [3]

$$F_0(\mathbf{x}) = \sum_{m=1}^{n_{ma}} \left(F_{CE}^m \right)^2 = \sum_{m=1}^{n_{ma}} \left(\frac{F_L^m F_i^m}{F_0^m} a^m \right)^2 \quad (1)$$

and, the sum of the Cube of the Individual Average Muscle Stresses (CIAMS) [4]

$$F_0(\mathbf{x}) = \sum_{m=1}^{n_{ma}} \left(\sigma_{CE}^m \right)^2 = \sum_{m=1}^{n_{ma}} \left(\bar{\sigma} \frac{F_L^m F_i^m}{F_0^{m2}} a^m \right)^3 \quad (2)$$

The constraints of the problem the equations of motion of the biomechanical model, the boundaries of the muscle activations and excitations and the stability of the lower limb anatomical joints.

RESULTS AND DISCUSSION

The results of the inverse dynamic analysis of the gait cycle include the joint reaction and muscle forces of the right leg and the joint torques for all other anatomical joints. Among these, the muscle activations and forces of selected muscles are shown in Figure 2. It is observed that the activation and force profiles, in each particular muscle, have similarities, implying that for the complete range of motion there are not large variations on their muscle force-length and force-velocity relations. Here, both objective functions tested here lead to qualitatively similar results, implying that for gait they do not favor the action of some muscles over others.

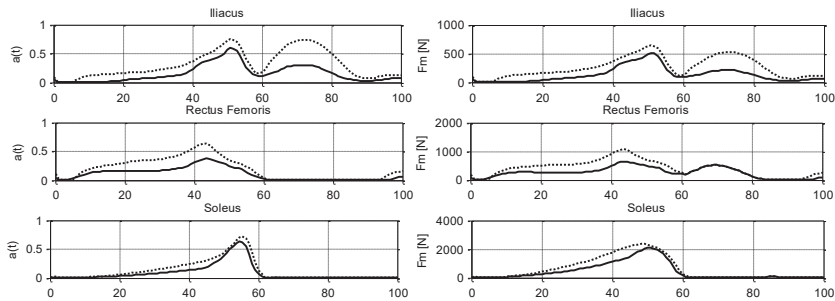


Figure 2. Selected muscle activation and force patterns as function of the gait cycle percentage for two cost functions: sum of the individual muscle forces (—SINMF) and sum of the cube of the individual muscle stresses (····CIAMS).

For all the muscles used in the musculoskeletal muscle model the force profile is characterized by one or two periods of activity. Although not shown in the selected figures, some numerical problems associated to the feasibility of the optimal problem solution occur for some of the experimental gait cycle acquisitions, when the activation of the large muscles reaches the unity. This suggests that the muscle force capabilities of the muscle system is close to its limits to be able to generate the movement acquired.

CONCLUSIONS

The muscle force sharing problem for a spatial model of the human body, including a detailed musculoskeletal model of the lower limb, was obtained. It was shown that the choice of the cost function plays a role in the problem solution but, at least the functions tested, do not lead to a qualitative difference in the results. The influence of the muscle activation dynamics and tendon flexibility on the muscle force sharing problem of the lower limb was not explored. At least when the identification of feasible solutions of the muscle force sharing problem is problematic more components of the muscle dynamics may be needed to solve the problem.

REFERENCES

- [1] Capozzo, A., 1984, "Gait analysis methodology", *Human Movement Science*, 3, 27-50.
- [2] Ambrósio, J. and Kecskeméthy, A., 2007, "Multibody Dynamics of Biomechanical Models for Human Motion via Optimization. Multibody Dynamics" In: *Computational Multibody Dynamics* (J.C. Orden, J. Goicolea and J. Cuadrado, eds.), Springer, Dordrecht, The Netherlands, 245–272.
- [3] Collins, J.J., 1995, "The redundant nature of locomotor optimization laws", *Journal of Biomechanics* 28(3), 251-267.
- [4] Crowninshield, R.D., and Brand, R.A., 1981, "Physiologically based criterion of muscle force prediction on locomotion", *Journal of Biomechanics*, 14(11), 793-801

Diferenças de sexo na distância vertical mínima do pé ao solo durante o caminhar em adultos e idosos

Tiago¹ Sousa, Aurélio¹ Faria

¹Universidade da Beira Interior, Portugal, tiago.sousa@ubi.pt

² CIDESD, Universidade da Beira Interior, Portugal, afaria@ubi.pt

RESUMO

O presente trabalho teve como objetivo investigar, na população envelhecida, diferenças de sexo na distância vertical mínima do pé ao solo, e a sua variabilidade durante o caminhar. Fizeram parte deste estudo 30 indivíduos, dos quais 15 eram mulheres e 15 homens. Os participantes caminharam numa passadeira rolante durante 14 minutos, à sua velocidade natural de caminhar. Os dados da distância vertical mínima do pé foram obtidos através de um sistema de captura de movimento 3D usando 8 câmaras de infravermelho com uma frequência de amostragem de 100 Hz. Os resultados demonstraram uma média na distância vertical mínima do pé significativamente menor nas mulheres (10.9 mm) que nos homens (14.6 mm). Relativamente à variabilidade da distância vertical mínima não foram encontradas diferenças entre sexos. Os resultados sugerem que apesar de não existirem diferenças na variabilidade as mulheres apresentam uma menor média na distância vertical mínima do pé, o que pode aumentar o seu risco de queda.

Palavras-chave: Distância vertical mínima, Complexidade, Caminhar, Idosos, Quedas

INTRODUÇÃO

Tem sido sugerido que as mulheres apresentam maior risco de queda do que os homens, embora pouco se saiba se os fatores que afetam o risco de queda variam entre homens e mulheres. A distância vertical mínima (DVM) do pé durante a passada é considerada um parâmetro relacionado com o risco de tropeços e quedas [1; 2]. Curiosamente, diferenças entre sexos foram encontradas durante esta fase do caminhar em diversas variáveis. Nomeadamente, os homens mostraram um aumento da ativação do músculo reto femoral durante a fase média de balanço, enquanto as mulheres mostraram maior ativação do gastrocnémio lateral [3]. Estas diferenças sugerem que a DVM pode ser afetada de forma diferenciada entre homens e mulheres. Devido à variabilidade humana, a DVM será diferente para cada passo durante o caminhar. O valor médio da DVM é importante para o risco de queda, mas deve ser explorada em conjunto com a variabilidade da DVM durante o caminhar, pois flutuações na DVM tem o potencial para provocar quedas, especialmente quando o sujeito se depara com obstáculos imprevisíveis [4]. Portanto, o presente estudo teve como objetivo investigar, na população envelhecida, diferenças de sexo na DVM assim como na sua variabilidade, durante o caminhar.

MATERIAIS E MÉTODOS

Participantes

Trinta indivíduos (15 mulheres, 15 homens) participaram do estudo (Tabela 1). Os indivíduos eram fisicamente ativos e realizavam sessões de exercício de 45 minutos, pelo menos, 2 vezes por semana.

Tabela 1. Demografia dos participantes e variáveis espaço-temporais da marcha (média ± DP).

Variáveis	Idade (anos)	Massa (kg)	Altura (m)	Velocidade da Marcha (km/h)	Cadência (passos/min)
Mulheres (n = 15)	66.0 ± 5.1	64.4 ± 10.3	1.5 ± 0.03	3.8 ± 0.4	113.7 ± 10.3
Homens (n = 15)	61.1 ± 6.1	76.7 ± 8.3	1.71 ± 0.06	3.8 ± 0.4	105.9 ± 8.3
Total (n = 30)	63.5 ± 6.1	70.5 ± 11.1	1.61 ± 0.11	3.8 ± 0.4	109.8 ± 10.1

Procedimentos Experimentais

Os dados cinemáticos utilizados para determinar a DVM foram obtidos através de 8 câmaras de infravermelhos Mx T20-S (Vicon Motus, Oxford, UK), utilizando 16 marcas retrorrefletoras de acordo com o modelo *PlugInGait LowerBody Ai* (Vicon Motus, Oxford, UK). Três marcadores adicionais de 10 mm foram colo-

cados em cada sapato (iguais entre amostras) para determinar a DVM. Estes marcadores foram colados na borracha frontal do calçado e alinhados com o primeiro, terceiro e quinto metatarsos (i.e., M1, M3 e M5). A variabilidade foi avaliada utilizando-se a *detrended fluctuation analysis* (DFA) utilizando o software MATLAB R2018a (MathWorks, Inc., Natick, MA, United States). Posteriormente testes t para amostras independentes foram utilizados para avaliar a existência de diferenças entre sexos para duas variáveis dependentes (i.e., média da DVM e DVM α). Um $p < 0.05$ foi considerado estatisticamente significativo e os dados foram analisados no SPSS (IBM SPSS Statistics 25.0, Chicago, IL, EUA).

RESULTADOS E DISCUSSÃO

A média da DVM das mulheres (10.9 ± 2.04 mm) foi significativa menor ($p < 0.001$) do que a dos homens (14.6 ± 1.91 mm). Mas não foram encontradas quaisquer diferenças ($p = 0.638$) entre sexos (mulheres 0.82 ± 0.09 vs homens 0.84 ± 0.10) em relação à variabilidade da DVM (i.e., DVM α). Dos resultados obtidos verificou-se que a média da DVM de todos os participantes foi de 12.8 mm, valor este que se enquadra com o de outros estudos [5]. Foi sugerido também que diferentes tipos de calçado influenciam a DVM [6]. Desconhecem-se estudos, que tenham comparado a DVM entre sexos. Contudo, dos estudos disponíveis apenas com o sexo masculino foram reportados valores da mediana da DVM de 13.8 mm para idosos, valor este muito próximo do encontrado no presente estudo (i.e., 14.3 mm). Relativamente a mulheres idosas foram relatadas DVM médias de 10.60 mm [7] e 12.50 mm [8], valores similares aos encontrados no presente estudo (i.e., 10.9 mm). Uma possível razão, para as mulheres terem uma DVM menor que os homens, pode estar associada ao fato de que as mulheres durante a fase média do balanço no ciclo de marcha apresentam uma maior ativação do gastrocnémio enquanto que homens idosos durante esta fase tendem a apresentar uma maior ativação do reto femoral [3]. Os resultados observados do expoente α da DVM para as mulheres foi de 0.82 e para os homens foi de 0.84. Estes valores exibem correlações persistentes nas séries temporais durante a passada. Segundo Goldberger et al. [9], quando o expoente α está entre 0.7 e 1.2, estamos na presença de um sistema biológico que mostra características de adaptabilidade. Os presentes resultados sugerem assim que tanto os homens como as mulheres estão num intervalo considerado saudável no sentido em que os seus movimentos não são muito instáveis ou rígidos, mas mostram capacidades adaptáveis. A obtenção destes valores poderá estar relacionada com o facto de tanto os homens como as mulheres realizarem sessões de exercício regularmente. Existem várias estratégias que podem ser usadas para minimizar o risco de queda, nomeadamente, aumentar a altura média da DVM, reduzir a variabilidade da DVM e/ou combinar estas duas opções [1]. No presente estudo, a regulação da variabilidade da DVM não parece ter um papel efetivo na população em análise. Por outro lado, a maior média da DVM nos homens em comparação com as mulheres pode ter ocorrido devido a restrições/declínios do sistema motor feminino e não a uma estratégia seguida pelos homens. Contudo independentemente das razões desta diferença entre sexos a menor DVM média encontrada nas mulheres sugere que estas apresentam um maior risco de queda quando comparadas aos homens.

CONCLUSÕES

Embora homens e mulheres tenham uma variabilidade da DVM similar, as mulheres exibiram uma DVM média menor que os homens, o que sugere que o seu risco de queda poderá ser maior.

REFERÊNCIAS

- Begg, R., Best, R., Dell'Oro, L., & Taylor, S. (2007). Minimum foot clearance during walking: strategies for the minimisation of trip-related falls. *Gait Posture*, 25(2), 191-198.
- Winter, D. A. (1992). Foot trajectory in human gait: a precise and multifactorial motor control task. *Phys Ther*, 72(1), 45-53; discussion 54-46.
- Bailey, C. A., Corona, F., Piloni, G., Porta, M., Fastame, M. C., Hitchcott, P. K., . . . Cote, J. N. (2018). Sex-dependent and sex-independent muscle activation patterns in adult gait as a function of age. *Exp Gerontol*, 110, 1-8.
- Mills, P. M., Barrett, R. S., & Morrison, S. (2008). Toe clearance variability during walking in young and elderly men. *Gait Posture*, 28(1), 101-107.
- Barrett, R., Mills, P., & Begg, R. (2010). A systematic review of the effect of ageing and falls history on minimum foot clearance characteristics during level walking. *Gait Posture*, 32(4), 429-435.
- Davis, A. M., Galna, B., Murphy, A. T., Williams, C. M., & Haines, T. P. (2016). Effect of footwear on minimum foot clearance, heel slippage and spatiotemporal measures of gait in older women. *Gait Posture*, 44, 43-47.
- Khandoker, A. H., Lynch, K., Karmakar, C. K., Begg, R. K., & Palaniswami, M. (2010). Toe clearance and velocity profiles of young and elderly during walking on sloped surfaces. *J Neuroeng Rehabil*, 7, 18.
- Karmakar, C., Khandoker, A., Begg, R., & Palaniswami, M. (2013). Understanding ageing effects using complexity analysis of foot-ground clearance during walking. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 16(5), 554-564.
- Goldberger, A. L., Amaral, L. A., Hausdorff, J. M., Ivanov, P., Peng, C. K., & Stanley, H. E. (2002). Fractal dynamics in physiology: alterations with disease and aging. *Proc Natl Acad Sci U S A*, 99 Suppl 1, 2466-2472.

Nanomoagem de hidroxiapatita bovina com vistas a ceramização

Rogério Erbereli¹, Carlos Alberto Fortulan², João Manuel Domingos de Almeida Rollo³,
Rymer Ramiz Tullio⁴, Italo Leite Camargo⁵

¹Departamento de Engenharia Mecânica, USP - Brasil, rogerio.erbereli@usp.br

²Departamento de Engenharia Mecânica, USP – Brasil, cfortula@sc.usp.br

³Departamento de Engenharia de Materiais, USP– Brasil, tfase@sc.usp.br

⁴Empresa Brasileira de Pesquisa Agropecuária - Brasil, rymer.tullio@embrapa.br

⁵Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo - Brasil, italo.camargo@ifsp.edu.br

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi a nanomoagem da hidroxiapatita biológica, de origem bovina, pela moagem sequencial em moinhos de bolas e vibratórios em diferentes períodos experimentais com vista a ceramização do material. A matéria prima foi proveniente de ossos bovinos com rígido controle de rastreabilidade, foi removida a parte orgânica e calcinado, macerado em almofariz/pistilo até a granulometria da ordem de 75µm, passando a ser moído a úmido nos moinhos de bolas e vibratórios durante um período total de moagem de 96 horas.

Palavras-chave: hidroxiapatita bovina, granulometria, moinho de bolas e vibratório, nanomoagem

INTRODUÇÃO

A hidroxiapatita $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_3(\text{OH})_2$ é um dos materiais mais populares na literatura dedicada à produção e investigação para a reprodução de tecido ósseo (Parkhomey, *et al* - 2016). Geralmente este tecido ósseo, como substituto ou reparo se trata de um suporte (scaffold) que exige materiais e tecnologias de fabricação promotora de porosidade para formação e vascularização óssea e resistência mecânica necessária durante as fases iniciais de recuperação óssea. (Miculescu, *et al* - 2018), características contraditórias a serem resolvidas pelo projeto manufatura e material.

Nestes projetos, as regiões densas de um corpo devem ser otimizadas, e requerem processamento adequado da hidroxiapatita para a maximização das propriedades mecânicas através da correta morfologia e distribuição do tamanho de partículas, e isto resulta em um crescimento controlado dos grãos, baixa porosidade intrínseca e menor temperatura de sinterização. (Thangmani; Chinnakali; Gnanam, 2002).

MATERIAIS E MÉTODOS

Os ossos bovinos utilizados nesse trabalho tiveram aprovação do comite de ética para uso de animais da EMBRAPA Pecuária Sudeste – São Carlos – SP - Brasil. A criação e abate dos animais ocorrem de acordo com instruções normativas regulamentadoras.

A preparação da hidroxiapatita bovina aconteceu de acordo com Erbereli (2017), em seguida o material calcinado, que possuía dimensões de aproximadamente 1,0 mm foi macerado em almofariz/pistilo até passar em malha #200 mesh (75 µm). Para moagem da hidroxiapatita bovina e obtenção de um pó nanométrico foi utilizado um jarro de polietileno com volume de 300 cm³ carregado com 45 vol% (560 g) de elementos de moagem, no caso, esferas de zircônia 3Y diâmetro 10 mm. O jarro foi carregado com uma barbotina numa concentração de 25 vol% de sólidos (hidroxiapatita bovina) e 75% de álcool isopropílico; à essa mistura foi adicionado 0,05% em massa de ácido para-aminobenzóico (PABA) como defloculante para garantir a viscosidade líquida da mistura.

O jarro foi então colocado em moinho de bolas por 24 horas, e na sequência imediata permaneceu em moinho vibratório por 24, 48 e 72 horas; sendo retiradas amostras a cada 24 horas de moagem; tais amostras foram caracterizadas quanto à granulometria por Sedigraph (Micrometrics) que é baseado na velocidade de sedimentação por gravidade, vista por raios X e segundo as leis de Stokes e de extinção de Beer.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

A Figura 01 mostra a evolução da moagem onde após moagem à 24 horas no moinho de bolas seguido de moagem vibratória com 72 horas onde foi obtido diâmetro médio equivalente de 0,141 µm com 14,2% de fração nanométrica (10 a 100 nm).

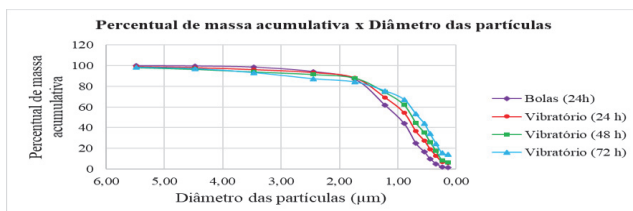


Figura 01. Curvas de moagem.

A figura 02 apresenta difratogramas da hidroxiapatita bovina comparativos em: padrão (Sigma Aldrich), verde (não calcinada e sem nanomoagem); calcinada à temperatura de 900°C e calcinada à 1300°C; a duas últimas com a aplicação da nanomoagem. É notória a semelhança entre os difratogramas e picos de intensidade de energia (cerca de 32° da varredura) constatando os valores: padrão: 2578µ.a.; verde: 526µ.a.; calcinada à 900°C: 1560µ.a. e calcinada à 1300°C: 2686µ.a.; verificando assim que os valores para a hidroxiapatita bovina calcinada à 1300°C são, comparativamente, melhores que a padrão Sigma Aldrich.

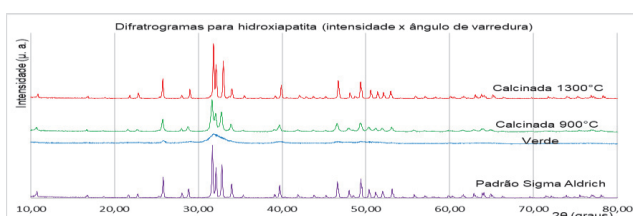


Figura 02. Difratogramas comparativos.

CONCLUSÕES

O osso bovino, *in natura*, apresenta hidroxiapatita com baixa cristalinidade. A calcinação deste material além de completar o processo de remoção da parte orgânica, colágeno e proteínas é também essencial para a ceramização do material, ou seja, obtenção de pós para conformação e sinterização de implantes em condições de usabilidade. A moagem submicrométrica com considerável fração nanométrica do material calcinado favorece a sinterização de corpos em temperaturas relativamente mais baixas que evita transformações de decomposição e/ou precipitação de fases secundárias de baixa bioatividade. Corpos sinterizados à 1300°C-2h alcançaram 99,8% da densidade teórica fornecendo 100MPa de resistência à flexão.

Agradecimentos

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES)- Código de financiamento 001.

REFERÊNCIAS

- Oleksandr Parkhomy, Nataliia Pinchuk, Olena Sych, Tamara Tomila, Oleksiy Kuda, Hanna Tovstonoh, Viktor Gorban', Valeriy Kolesnichenko, Yan Evych. *Effect of particle size of starting materials on the structure and properties of biogenic hydroxyapatite/glass composites*. Processing and application of ceramics. N10 – v1 – 2016 pag 1-8.
- Florin Miculescu, Andreea Maidaniuc, Marian Miculescu, Nicolae Dan Batalu, Robert Cătălin Ciocoiu, Ştefan Ioan Voicu, George E. Stan, and Vijay Kumar Thakur - *Synthesis and Characterization of Jellified Composites from Bovine Bone-Derived Hydroxyapatite and Starch as precursors for Robocasting* - ACS Omega 2018, 3, 1338–1349.
- Thangamani, N.; Chinnakali, K.; Gnanam, F. D. *The effect of powder processing on densification, microstructure and mechanical properties of hydroxyapatite*. Ceramics International, v. 28, p. 355-362, 2002.
- Erbereil, R. (2017). *Avaliação da qualidade óssea de bovinos*. (Tese de mestrado, Universidade de São Paulo – USP – Escola de Engenharia de São Carlos – EESC).

Efeito do exercício resistido prévio na regeneração óssea na tíbia de ratos

Jéssica Suzuki Yamanaka¹, Amanda Soler Elias², Antonio Carlos Shimano³

¹Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Brasil, j.suzuki@usp.br

²Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Brasil, amandasoler15@gmail.com

³Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Brasil, ashimano@fmp.usp.br

RESUMO

O objetivo do presente estudo foi avaliar o efeito do treinamento resistido no reparo de tíbia de ratos. Foram utilizados 20 ratos Sprague-Dawley com 21 dias distribuídos em dois grupos experimentais (n=10): Grupo Treinamento Resistido (GTR) e Grupo Controle (GCONT). As tíbias foram analisadas por meio de densitometria, ensaio mecânico e microscopia eletrônica de varredura. O presente estudo concluiu que o exercício resistido em escada prévio ao defeito ósseo na tíbia de ratos não apresentou diferenças significativas para a densidade mineral óssea e propriedades mecânicas do osso.

Palavras-chave: tíbia, defeito ósseo, reparo ósseo, exercício

INTRODUÇÃO

O osso é capaz de se regenerar após uma lesão. A relação osso-exercício é apontada na literatura como positiva, uma vez que o exercício físico pode beneficiar as propriedades biomecânicas e a massa óssea. Porém, ainda não existem evidências se o condicionamento com treinamento resistido pode ajudar a favorecer o reparo ósseo. Portanto, o objetivo do presente estudo foi avaliar o efeito do treinamento resistido no reparo de tíbia de ratos.

MATERIAIS E MÉTODOS

Foram utilizados 20 ratos Sprague-Dawley com 21 dias distribuídos em dois grupos experimentais (n=10): Grupo Treinamento Resistido (GTR) e Grupo Controle (GCONT). O GTR passou por um treinamento de 10 semanas de exercício em escada, enquanto o GCONT não passou por treinamento. O treinamento consistiu em 10 subidas diárias na escada, 5 vezes por semana, durante 10 semanas. A escada continha dimensões de 1,03 m x 0,17 m e espaçamento de 1,0 cm entre os degraus. Uma inclinação de 80° em relação ao solo e no topo, e uma caixa com dimensões 16 cm x 20 cm x 20 cm que serviu para descanso dos animais entre as escaladas. Após o período de treinamento os animais passaram por uma cirurgia onde foi realizado um defeito ósseo nas tíbias bilateralmente. O defeito ósseo foi realizado por uma broca trefina (WF Cirúrgicos, Barueri) de 2,0 mm de diâmetro externo acoplado a um motor de baixa rotação (Micro Motor 210/105L, Strong®), sob irrigação constante de solução fisiológica estéril. Após o período de 21 dias os animais foram submetidos a eutanásia e as tíbias dissecadas. As tíbias foram analisadas por meio de densitometria, ensaio mecânico e microscopia eletrônica de varredura (MEV).

A análise estatística utilizada foi o programa IBM SPSS® (versão 20.0, EUA). A comparação entre os grupos foi realizada pelo teste *T-Student*. O nível de significância adotado para as análises foi de 5%.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

A DMO dos grupos GTR e GCONT g/cm^2 não apresentou diferença significativa ($p=0,532$). No ensaio mecânico não foi observada para força máxima e para a rigidez relativa diferença quando comparados os grupos ($p=0,783$, $p=0,794$, respectivamente). Nas imagens da MEV é possível observar osso em remodelação em ambos os grupos sem diferenças significativas na análise qualitativa (Figura 1).

O exercício físico causa alterações benéficas para o tecido ósseo [1]. O treinamento prévio a lesão não gerou uma ação na estrutura e composição óssea como avaliado no presente estudo. O treinamento de baixa intensidade não gera alterações significativas na morfologia óssea [2]. Para uma mudança na DMO e nas propriedades ósseas podem ser necessários treinamentos combinados onde deve-se realizar protocolos de treinamento resistido, aeróbico e de impacto. É apontado na literatura que esses treinamentos, quando associados, tem um ganho maior e mais significativo que quando isolados, devido ao fato de conseguirem alterar a estrutura óssea, sendo que sua intensidade deve ser de moderada a intensa [3].

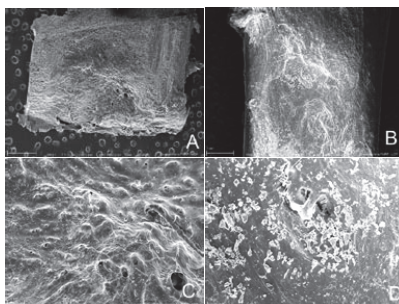


Figura 1. Imagens do osso nos grupos GTR (A e C) e GCONT (B e D) em 17x (A e B) e 100x (C e D)

Tabela 1. Densidade mineral óssea (DMO), força máxima e rigidez relativa do grupo treinamento (GTR) e grupo controle (GCONT) apresentados em média (desvio padrão).

	DMO g/cm ²	Força máxima (mm)	Rigidez relativa (N/mm)
GTR	0,12 (0,03)	54,811 (7,93)	27,13 (3,17)
GCONT	0,14 (0,07)	56,32 (15,03)	28,02 (8,79)

CONCLUSÃO

o presente estudo concluiu que o exercício resistido em escada prévio ao defeito ósseo na tíbia de ratos não apresentou diferenças significativas para a DMO e propriedades mecânicas do osso em reparo. Além disso conclui-se que são necessários mais estudos em relação ao reparo ósseo associado a exercício com carga e intensidade maiores e estudo de diferentes regiões ósseas.

REFERÊNCIAS

- [1] Tang, L. (2016). Ladder-Climbing Training Prevents Bone Loss and Microarchitecture Deterioration in Diet-Induced Obese Rats. *Calcified tissue international*, 98(1), p. 85-93.
- [2] Ramos, S.P. (2012). Efeito do treinamento físico e da ingestão crônica de cafeína sobre o tecido ósseo de ratos jovens. *Rev. Bras. Educ. Fis. Esporte*, 26(2), 209-217.
- [3] Moreira, L. D. F. (2016). Physical exercise and osteoporosis: effects of different types of exercises on bone and physical function of postmenopausal women. *Arq Bras Endocrinol Metab*, 58(5), 1-5.

Investigação com ética

Orlando José Simões e José António Simões

Faculdade de Medicina da Universidade do Porto
Universidade de Aveiro e Escola Superior de Artes e Design
orlandojabsimoes@gmail.com, josesimoes@esad.pt

RESUMO

A temática da “ética e investigação”, ou a “investigação com ética”, tem sido objeto de muitas e significativas publicações. A pesquisa com *ethics and research* no Google Académico indicou 3 330 000 resultados, o que, *per se*, identifica, inequivocamente, a importância do assunto. A ética enquadra-se, necessariamente, numa ideologia profundamente humanista assente no princípio da liberdade da dignidade da pessoa humana como garantia da igualdade e pilar dos direitos fundamentais [1]. A ética carece do “uso da inteligência” no espaço e tempo presentes, em ponderação com o passado e no compromisso com o progresso e o desenvolvimento tecnológico, ambos subordinados ao bem das gerações futuras [2].

Nas disciplinas em que se estudam normas de conduta, como a filosofia, a teologia, as leis, a psicologia, ou a sociologia, a discussão é centrada na ética, que pode ser definida como um método, um procedimento ou uma perspetiva para decidir como atuar e analisar problemas simples ou complexos. A maioria das pessoas pensam em ética (confundida frequentemente com moral) como um conjunto de regras que permitem diferenciar o certo de errado, como a Regra de Ouro (trate os outros como gostaria de ser tratado), ou, no âmbito da medicina, um código de conduta profissional como o Juramento de Hipócrates (juramento solene efetuado pelos médicos, tradicionalmente por ocasião de sua formatura, no qual juram praticar a medicina honestamente) ou aforismos sábios como os de Confúcio. É a forma mais comum de definir “ética”: normas de conduta que distinguem entre o aceitável e inaceitável [3].

Os princípios éticos devem ser totalmente respeitados na investigação médica e a criação de um Conselho Nacional de Ética para as Ciências da Vida é um sinónimo claro dessa importância. Noutros países também foram criados conselhos com objetivos semelhantes [4]. Numa recomendação desse Conselho referente à “Integridade na Investigação Científica” [5], são descritos os princípios éticos fundamentais consagrados pelo *The European Code of Conduct for Research Integrity* [6].

A ética em investigação pode ser discutida relativamente ao objeto de estudo, como por exemplo a manipulação do genoma humano, ou nas formas de desenvolver a investigação e publicação desse objeto de estudo. A falsificação, fabricação ou plágio na ciência são, obviamente, ameaças à qualidade do trabalho científico e confiança no mesmo. Infelizmente os cientistas raramente são solicitados a descrever as suas perceções sobre esse tipo de comportamentos dos seus pares [7]. Muitas normas éticas dão a garantia que os investigadores possam ser responsabilizados perante a sociedade. Neste sentido, as políticas relativas à investigação e específica legislação devem agir, entre outros, sobre a má conduta de investigação, conflitos de interesses, proteção no uso de animais e sobre a adequabilidade da utilização de recursos financeiros públicos. Algumas normas de investigação promovem valores morais e sociais, como a responsabilidade social, direitos humanos, bem-estar animal, cumprimento das leis referentes à saúde pública e segurança. A não consideração dessas normas pode prejudicar significativamente todos os que diretamente dependem dos resultados da investigação. Um resultado clínico forjado pode levar, no limite, à morte do paciente.

Alguns princípios éticos a considerar em qualquer processo de investigação são [3, 8]: honestidade; objetividade; integridade; cuidado; abertura; respeito pela propriedade intelectual; confidencialidade; publicação responsável; tutoria responsável; respeito pelos colegas; responsabilidade social; não discriminação; competência; legalidade; cuidado animal; e proteção dos seres humanos.

Há, contudo, formas de atuar na investigação que se consideram meramente desviantes e nem sempre são referidas como não sendo éticas. Seria, e será, uma discussão apaixonante entre os que consideram e não consideram essas formas de desenvolver investigação ilegais, violadoras de códigos de ética profissional, ou de políticas institucionalizadas de ciência. De facto, tem havido algum debate sobre a definição do que se pode ou não considerar de “má conduta de investigação”. A título de exemplo, entre as seguintes, algumas práticas são consideradas meramente desviantes e até aceitáveis [6]:

- Submeter ou publicar o mesmo artigo em duas ou mais revistas sem informar os editores das mesmas;
- Incluir "autores" que não contribuíram, ou que contribuíram muito pouco, para o trabalho e para o artigo;
- Registrar um modelo, desenho ou patente sem conhecimento de outros legítimos autores;
- Dar a conhecer dados confidenciais de um artigo em processo de revisão;
- Utilizar dados, ideias ou métodos em artigos ou propostas de projetos que avaliou;
- Utilizar modelos estatísticos inadequados para obter resultados desejados;
- Fazer *bypass* aos processos de revisão, anunciando antecipadamente os resultados de uma investigação, não fornecendo os dados todos necessários aos revisores;
- Fazer a revisão da literatura sem reconhecer a contribuição de outros investigadores;
- Iludindo os avaliadores de um projeto de modo a obter financiamento;
- Construir um currículo visando obter um determinado emprego;
- Dar o mesmo projeto a dois alunos para ver quem o faz mais depressa;
- Explorar e dar excesso de trabalho aos estudantes e investigadores;
- Desenvolver estratégias próprias para manter bons indicadores de investigação;
- Fazer comentários depreciativos ou ataques pessoais em revisão de artigos;
- Prometer melhores avaliações por favores sexuais;
- Usando um epíteto racista no laboratório;
- Fazer desvios aos protocolos de investigação, nomeadamente aos referentes à utilização de animais;
- Não referir algum fator negativo da investigação com seres humanos;
- Desperdiçar desnecessariamente animais na investigação;
- Expor estudantes e funcionários a riscos biológicos, violando regras de biossegurança;
- Sabotar a investigação de outro(s) investigador(es);
- Roubar equipamentos, dispositivos, consumíveis, artigos, livros, etc.;
- Manipular o procedimento experimental para obter resultados desejáveis;
- Fazer cópias não autorizadas de dados, documentos ou programas de computador;
- Superestimar deliberadamente o significado clínico de um novo medicamento para obter benefícios económicos;
- Ter conflitos de interesses com uma empresa que financie a sua investigação.

A promoção de boas práticas e conduta ética na investigação devem ser inculcadas através de todos os meios, em particular através da educação. O conhecimento de conceitos, princípios e métodos relativos à investigação pode ajudar na resolução de diferentes problemas da medicina, como por exemplo a investigação com células embrionárias humanas, ensaios clínicos, clonagem, engenharia genética e com animais de uma forma geral, mas também na forma como os investigadores desenvolvem e publicam a sua investigação.

Palavras-chave: Ética, Investigação, Publicação, Integridade, Autoria

REFERÊNCIAS

- [1] F da Silva Coutinho, F. A. R. (2013). Breves considerações a respeito do princípio da dignidade da pessoa humana.
- [2] Roriz, P., (2017). "Nota Introdutória", Regulamento da Comissão de Ética do ISMAI.
- [3] Resnik, D. B. (2011). What is ethics in research & why is it important. *National Institute of Environmental Health Sciences*, 1-10.
- [4] Vieira, S. (2005). Ética e metodologia na pesquisa médica Ethics and methodology in medical research. *Revista Brasileira de Saúde Materno Infantil*, 5(2), 241-245.
- [5] http://www.cneqv.pt/admin/files/data/docs/1523888172_IntegridadeCNECV2018.pdf
- [6] https://ec.europa.eu/research/participants/data/ref/h2020/other/hi/h2020-ethics_code-of-conduct_en.pdf.
- [7] De Vries, R., Anderson, M. S., & Martinson, B. C. (2006). Normal misbehavior: Scientists talk about the ethics of research. *J. of Empirical Res. on Human Research Ethics*, 1(1), 43-50.
- [8] Shamoo, A. E., & Resnik, D. B.(2009). *Responsible conduct of research*. Oxford Univ. Press.

Captura de movimento e simulação para determinar requisitos de binários para um exosqueleto assistivo

Daniel Sá Pina¹, Joaquim Gabriel², Renato Natal²

¹INEGI – Instituto de Ciência e Inovação em Engenharia Mecânica e Engenharia Industrial, danielfpina@gmail.com

²Faculdade de Engenharia – Universidade do Porto

RESUMO

Este artigo revela a metodologia utilizada para determinar os requisitos de força/binário para os atuadores do exosqueleto, partindo de um sistema de suporte mecânico previamente desenvolvido.

Foram feitos ensaios biomecânicos usando captura de movimento e plataformas de força, para marcha, sentar/levantar e subir/descer escadas. Dois voluntários foram equipados com pesos localizados para simular o peso do exosqueleto. Estes dados foram transferidos para o programa de simulação multi-corpo “OpenSim”, de modo a simular o efeito exosqueleto montado. Deste modo, foi possível observar o comportamento dinâmico do sistema do corpo humano e do exosqueleto.

Palavras-chave: Exosqueleto, OpenSim, Captura de Movimento, Dinâmica Inversa

MATERIAIS E MÉTODOS

Ao utilizar um exosqueleto, o comportamento dinâmico do movimento do ser humano será alterado significativamente. Tendo em conta que a binário necessário para produzir um movimento no ser humano é, de acordo com a equação (1):

$$\tau = m \times r^2 \times \alpha \quad (1)$$

Sendo τ o binário, m a massa a deslocar, r a distância ao eixo de rotação α a aceleração. Logo, ao adicionar o peso do exosqueleto, o conjunto de forças terá um valor escalar mais elevado, logo segundo a equação (2):

$$E T \text{ (humano com exosqueleto)} > E T \text{ (humano sem exosqueleto)} \quad (2)$$

Sabendo a diferença dos binários necessários para efetuar o mesmo movimento entre o humano sem exosqueleto e com exosqueleto, será possível determinar os requisitos de força para um sistema de atuação que torna o exosqueleto ativo (*i.e.* com um sistema de atuadores que assiste o movimento do utilizador).

Foram feitos ensaios biomecânicos usando captura de movimento e plataformas de força, para marcha, sentar/levantar e subir/descer escadas. Dois voluntários (homem de 23 anos, 1.73m e mulher de 28 anos, 1.53m) foram equipados com pesos localizados para simular o peso do exosqueleto.

Uma fotografia da atividade de um dos voluntários pode ser observada na figura 1.



Figura 1. Fotografias de ensaios de um voluntário no laboratório de biomecânica

Estes dados foram transferidos para o programa de simulação multi-corpo "OpenSim", de modo a simular o efeito exosqueleto montado. Deste modo, é possível observar o comportamento dinâmico do sistema do corpo humano e do exosqueleto. Posteriormente, de modo a obter uma assistência do movimento em 50% a partir dos atuadores, então o binário máximo do sistema de atuação deverá ser definido através da Equação 3:

$$\tau (\text{max})_{\text{sistema de atuação}} = (\tau (\text{max})_{\text{corpo humano}} \times 50\%) + \Delta \tau (\text{max})_{\text{corpo humano com exosqueleto}} \quad (3)$$

RESULTADOS E CONCLUSÕES

Os seguintes resultados mostram as situações de maior destaque, onde são observados os maiores valores na Flexão e Extensão da coxa e do joelho. A Figura 2 mostra as diferenças de binário observadas na flexão/extensão da coxa do homem a subir escadas.

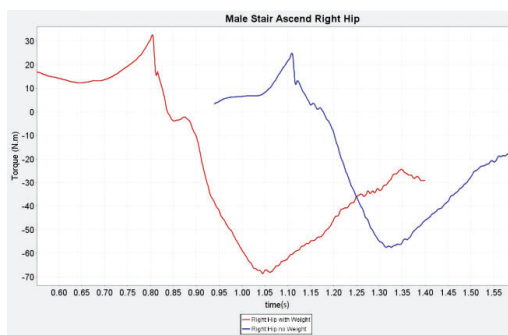


Figura 2. Diferenças de binário na flexão/extensão da coxa do homem a subir escadas. A vermelho, o resultado com pesos a simular o peso do exosqueleto, e a azul sem peso adicional.

A figura 3 mostra as diferenças de binário na flexão/extensão do joelho do homem a descer as escadas.

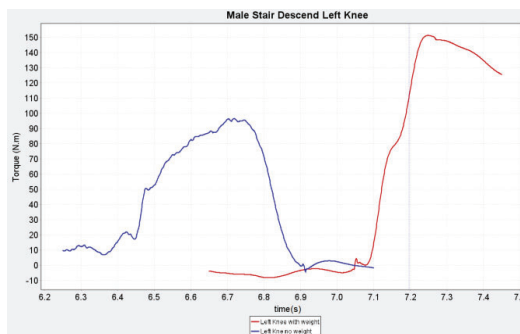


Figura 3. Diferenças de binário na flexão/extensão do joelho do homem a descer escadas. A vermelho, o resultado com pesos a simular o peso do exosqueleto, e a azul sem peso adicional.

Os resultados mostram que o sistema de atuação deverá, de acordo com a Equação (3) conseguir produzir um binário de 45 N.m na coxa e 100 N.m no joelho.

Agradecimentos

Os autores gostariam de agradecer o "Ministério da Ciência, Tecnologia e Ensino Superior – Fundação para a Ciência e a Tecnologia, Portugal", pelos fundos providenciados pelo projeto de investigação "LAETA – UID/EMS/50022/2013" e ao Fundo de Desenvolvimento Regional (FEDER) pelos fundos providenciados pelo Projeto "NORTE-01-0145-FEDER-000022 – SCITECH".

Determinação de músculos para controlo de exosqueleto assistivo por EMG

Daniel Sá Pina¹, Joaquim Gabriel², Renato Natal²

¹INEGI – Instituto de Ciência e Inovação em Engenharia Mecânica e Engenharia Industrial, daniel@pina@gmail.com

²Faculdade de Engenharia – Universidade do Porto

RESUMO

Este artigo revela o método utilizado para estabelecer a colocação dos elétrodos nos membros inferiores. Foram tidos em consideração fatores como proximidade dos músculos à pele, análise dos músculos relevantes para cada movimento e tamanho dos músculos ou grupos musculares para fácil colocação dos elétrodos. Foram feitos ensaios em laboratório de biomecânica com captura de movimento e leitura de sinais EMG, com um voluntário que fez movimentos exemplificativos do dia-a-dia: marcha, sentar/levantar, subir/descer escadas. Para estas atividades e segundo os fatores acima referidos, foram escolhidos os músculos "Biceps Femoris", "Gluteus Maximus", "Tensor Fasciae Latae" e "Rectus Femoris". Posteriormente, foram analisadas as ativações dos músculos consoante os movimentos na escala temporal, de modo a avaliar a possibilidade de implementar um sistema de controlo como proposto.

Palavras-Chave: Exosqueleto, Eletromiografia, Sensorização, Captura de Movimento

INTRODUÇÃO

Durante o envelhecimento natural do ser humano, o corpo perde massa muscular. Este fator regularmente conduz a uma mobilidade reduzida moderada e adoção de uma vida sedentária. Este é um dos motivos que leva algumas pessoas idosas a sofrer de isolamento e, conseqüentemente, depressão.

Com o envelhecimento da população, este número de pessoas tende a incrementar, o que aumenta a importância da criação de soluções tecnológicas adequadas e focadas na mobilidade reduzida moderada na população sénior. Por este motivo, está a ser desenvolvido um exosqueleto ativo para os membros inferiores, cujo foco é o de assistir a mobilidade no dia-a-dia de pessoas idosas. Por motivos de tempo de resposta e eventual curva de aprendizagem na utilização do exosqueleto, está a ser desenvolvido um controlo para o mesmo a partir de eletromiografia de superfície (sEMG). O sEMG depende da colocação de pares diferenciais de elétrodos em locais pré-estabelecidos para detetar a atividade muscular.

MATERIAIS E MÉTODOS

Para colocação dos elétrodos, foram tidos em consideração os seguintes fatores:

- Proximidade dos músculos à pele, de modo a conseguir obter um sinal por eletromiografia de superfície;
- Músculos ou grupos musculares de tamanhos substanciais, de modo a reduzir o efeito *cross-talk*, ou seja a interferência de sinais enviados por outros músculos na periferia;
- Análise dos músculos relevantes para cada movimento.

Num laboratório de biomecânica, foi feita captura de movimento e leitura de sinais EMG, com um voluntário que fez movimentos exemplificativos do dia-a-dia: marcha, sentar/levantar, subir/descer escadas. Para estas atividades e segundo os fatores acima referidos, foram escolhidos os músculos "Biceps Femoris" para flexão do joelho, "Gluteus Maximus" para extensão da anca, "Tensor Fasciae Latae" para flexão da anca e "Rectus Femoris" para extensão do joelho, como mostrado na figura 1. Enquanto se fez o levantamento dos sinais sEMG dos músculos referidos, também se fez captura de movimento das várias atividades de modo a poder sincronizar as ativações musculares com os movimentos na escala temporal. O movimento do voluntário foi visualizado através do software OpenSim.

RESULTADOS E CONCLUSÕES

A figura 2 mostra os resultados obtidos para a marcha. Podemos observar que é detetada atividade no "Fascia Latae" durante a transição entre a fase de apoio e fase de balanço (também chamado de *toe off*). O "Rectus Femoris" é ativado na transição oposta, do balanço ao apoio, e também em sincronia com o "Fascia Latae". O "Biceps Femoris" e o "Gluteus Maximus" são solicitados durante a fase de apoio. A figura 3 mostra os resultados para a fase de balanço a subir escadas. Da imagem acima é possível observar a solicitação do "Fascia Latae" sem ativação do "Rectus Femoris", que difere do que se observa na marcha. Foram analisadas as ativações dos músculos consoante os movimentos na escala temporal, de modo a avaliar a possibilidade de implementar um sistema de controlo como proposto. Foi possível demonstrar que a colocação de elétrodos nos músculos analisados é adequada para controlo de um exosqueleto que se propõe a assistir a flexão e extensão da coxa e do joelho através de atuadores.

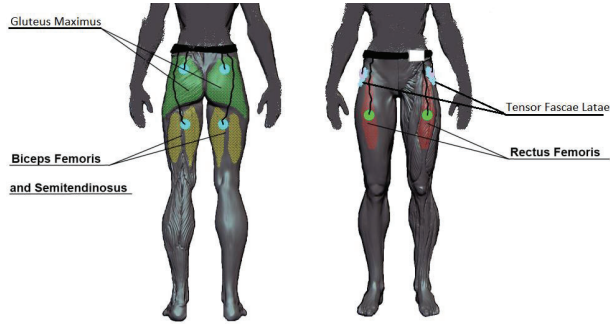


Figura 1. Colocação dos elétrodos no voluntário.

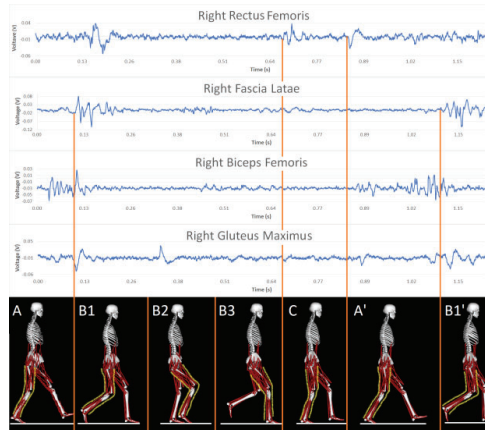


Figura 2. Resultados das leituras sEMG na perna direita para a marcha. De “B1” a “B3” é representada a fase de balanço, e de “B3” a “B1” é representada a fazer de apoio.

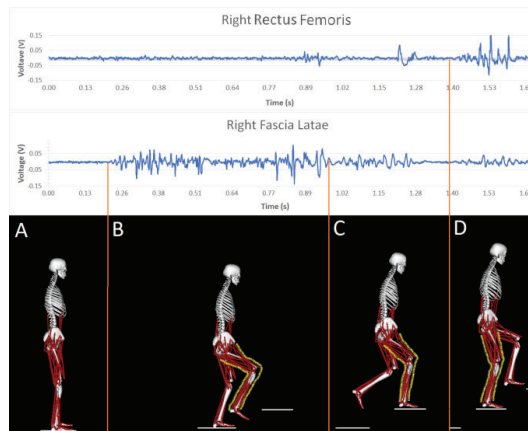


Figura 3. Resultados das leituras sEMG na perna direita para a fase de balanço a subir escadas, partindo do repouso.

Agradecimentos

Os autores gostariam de agradecer o “Ministério da Ciência, Tecnologia e Ensino Superior – Fundação para a Ciência e a Tecnologia, Portugal”, pelos fundos providenciados pelo projeto de investigação “LAETA – UID/EMS/50022/2013” e ao Fundo de Desenvolvimento Regional (FEDER) pelos fundos providenciados pelo Projeto “NORTE-01-0145-FEDER-000022 – SCITECH”.

Workshops

Workshop 1 - Conceitos gerais para uma correta parametrização dos sistemas de aquisição e processamento de sinal, na análise cinemática e cinética, aplicada à biomecânica

Workshop 2 - Modelação e simulação por elementos finitos de modelos biomédicos

Workshop 3 - Optimizing performance in football with GPS data

8.— CONGRESSO NACIONAL — DE BIOMECÂNICA

Unhais da Serra — Covilhã

Certo dia andando à caça pela Serra da Estrela, um jovem brasonado e rico perdeu-se no entusiasmo da caçada. Depois de andar perdido durante muito tempo sentiu-se cansado e com fome. Nestas condições chegou até perto do local onde hoje está situada “Unhais da Serra”.

Aqui encontrou um pastor que o vendo com fome, logo lhe deu leite do seu rebanho, foi à ribeira e com as suas grandes “unhas” apanhou trutas para o jovem senhor.

O jovem caçador ficou admirado pela facilidade com que o pastor apanhou as trutas com as “unhas”, e chamou ao local “Unhas da Serra” ou “Unhais da Serra”.

(Lenda de Unhais da Serra)

8.— CONGRESSO NACIONAL — DE BIOMECÂNICA

Unhais da Serra — Covilhã

