

**Escola Superior de Saúde
Instituto Politécnico do Porto**

Luís Diogo Lopes Marques

**Influência do *Stiffness* e Co-ativação do
antagonista na fase postural de diferentes tarefas
funcionais**

Dissertação submetida à Escola Superior de Saúde para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Fisioterapia – Opção Neurologia, realizada sob a orientação científica da Professora Doutora Andreia Sofia Pinheiro de Sousa, Professora Adjunta, da Área Técnico-Científica da Fisioterapia e sob coorientação da Professora Doutora Maria Augusta Ferreira Silva e do Professor Doutor Rubim Santos.

Dezembro de 2018

Influência do *Stiffness* e Co-ativação do antagonista na fase postural de diferentes tarefas funcionais

Luís Marques¹, Augusta Silva², Andreia Sousa², Rubim Santos³

¹ESS-P. Porto – Escola Superior de Saúde, Politécnico do Porto

²ATCFT – Área Técnico-Científica da Fisioterapia

³ATCF – Área Técnico-Científica da Física

Resumo

Introdução: O facto de o *Stiffness* ativo ser um preditor de estabilidade articular, sendo modulado pelos níveis de co-ativação, pode ser um indicador da eficiência do SNC na geração de um “tónus postural” adequado. O estudo dos componentes do *stiffness* em condições passivas, insuficientes para a manutenção de estabilidade postural, justificou a sua avaliação de acordo com um modelo teórico, realizada na posição de pé, aproximando-se de um registo funcional.

Objectivo(s): Analisou-se o nível de correlação entre as variáveis, *stiffness* funcional, co-ativação do antagonista a nível da tibiotársica e o deslocamento do COP, durante a execução de três tarefas funcionais.

Métodos: Foram avaliados 21 participantes saudáveis, sem patologias ou fatores que afetem a performance motora. O *stiffness* funcional foi avaliado na posição de pé através da relação entre o momento de forças e o ângulo do tornozelo. A magnitude de co-ativação do antagonista dos pares TA_SOL, TA_GM e Ventral_Dorsal e o deslocamento do COP foram avaliados na posição de pé, fases posturais do início da marcha e transição para sentado, através da análise da EMG e dados provenientes de uma plataforma de forças. Utilizou-se a correlação de *Spearman* e *Pearson* para verificar o nível de correlação entre variáveis com nível de significância de 0,05.

Resultados: Foram observadas correlações moderadas no sentido negativo entre a co-ativação do antagonista e o deslocamento do COP do MA no início da marcha (TA_SOL: $r:-0,570,p:0,011$; TA_GM: $r:-0,524,p:0,024$; Ventrals_Dorsais: $r:-0,533,p:0,019$). Não foram observadas mais correlações entre os níveis de co-ativação, o deslocamento do COP na posição de pé e na fase postural do *stand to sit*, e os valores do *Stiffness* funcional.

Conclusão: Os níveis de co-ativação do antagonista do MA correlacionam-se com o deslocamento do COP, na fase postural do início da marcha, não se correlacionando com a posição de pé, nem na sequência do *stand to sit*, assim como o *stiffness* funcional, podendo levar a crer que este não é o mecanismo de controlo postural escolhido pelo SNC nestas tarefas, nesta amostra.

Palavras-chave: co-ativação do antagonista, *stiffness funcional*, deslocamento do COP, Controlo Postural

Abstract

Background: The fact that active Stiffness is a predictor of joint stability, being modulated by the co-activation levels, can be an indicator of SNC efficiency in the generation of a suitable "postural tone". The study of the components of stiffness under passive conditions, that is insufficient for the maintenance of postural stability, justified its evaluation according to a theoretical model, performed in standing position, approaching a more functional register.

Aim(s): Analyzing the level of correlation between the variables, functional stiffness, co-activation levels of the ankle muscles and the displacement of the COP, during the execution of three functional tasks.

Methods: Twenty-one healthy participants were evaluated, with no pathologies or factors that could affect motor performance. The functional stiffness was assessed in the standing position through the relationship between the moment of forces and the ankle angle. The co-activation magnitude of the TA_SOL, TA_GM and Ventral_Dorsal pairs and COP displacement were evaluated in quiet stance and in the postural phase of gait initiation and transition to sitting, through EMG and data from a force plate. The Spearman and Pearson correlation was used to verify the correlation level between variables with significance level of 0.05.

Results: Moderate negative correlations were between the co-activation of the muscles on MA in the gait initiation and the displacement of the COP (TA_SOL: $r:-0,570,p:0,011$; TA_GM: $r:-0,524,p:0,024$; Ventrais_Dorsais: $r:-0,533,p:0,019$). There were no more correlations observed between the co-activation levels, the displacement of the COP in the quiet stance and postural phase of stand to sit, and the stiffness.

Conclusion: The Co-activation of the muscles on MA, correlated with the COP displacement, in the postural phase of the gait initiation, not correlating with the quiet stance, stand to sit, nor with the functional stiffness, leading the believe that this is not the mechanism of postural control chosen by the CNS in this tasks, in this sample.

Key words: co-activation of the antagonist, functional stiffness, COP displacement, Postural Control

1. Introdução

O movimento, “ferramenta” de base para as múltiplas interações do indivíduo nos mais variados contextos através da realização de tarefas, requer um adequado e exigente nível de controlo postural (Gjelsvik & Syre, 2016). Este requisito resulta da interação dinâmica entre os sistemas neuro-músculo-esqueléticos para uma organização apropriada do tónus em função das exigências do ambiente, da tarefa e da exposição à gravidade em relação ao tamanho da base de suporte (Horak, 2006; Raine, Meadows, & Lynch-Ellerington, 2009; Shumway-cook & Woollacott, 2011). Diferentes áreas do sistema nervoso central (SNC), como o córtex pré-motor, área motor suplementar, gânglios da base e cerebelo têm sido descritas como intimamente relacionadas com a geração e modulação de ajustes posturais antecipatórios bem como do tónus (J. V. Jacobs, Lou, Kraakevik, & Horak, 2009; Jesse V. Jacobs, 2014; Thach & Bastian, 2004; Timmann & Horak, 2001).

O conceito de tónus foi definido como a tensão muscular apresentada em condições de repouso (RUSHWORTH, 1960), levando a que a sua quantificação fosse feita através da resistência oferecida ao alongamento passivo (Carr, Shepherd, & Ada, 1995; Foster, 1892; Katz & Rymer, 1989; Pisano, Miscio, Colombo, & Pinelli, 1996; Rack & Westbury, 1969) e a relação entre a tensão e comprimento muscular (Brodal, 2010). Esta metodologia de avaliação da componente do “tónus muscular” fez com que o conceito se aproxima-se ao “*stiffness*”, que caracteriza a deformabilidade de determinados corpos a forças externas (Mark L. Latash & Zatsiorsky, 1993). Esta metodologia pode estar a privilegiar os componentes intrínsecos ou passivos do músculo, como sendo o tipo de fibras musculares, o seu tamanho, as propriedades viscoelásticas, e tecidos conectivos (Dietz & Sinkjaer, 2007; Mirbagheri, Barbeau, & Kearney, 2000; Sinkjær & Magnussen, 1994), pondo para segundo plano os componentes neurais ou ativos, que advêm dos mecanismos neurofisiológicos de regulação da atividade muscular (Lang & Kearney, 2014; Mirbagheri et al., 2000). Este último componente pode espelhar a coordenação entre vários músculos ou grupos musculares no papel de agonistas, antagonistas e/ou sinergistas numa relação regulada face à variabilidade inerente ao contexto, tarefa e características do indivíduo (Sahrmann, 1992, 2002; Ting et al., 2009). O conceito de coordenação pode ser expresso como co-ativação muscular, ou seja, uma constante regulação entre os músculos antagonistas e agonistas, através de mecanismos de inibição recíproca, influenciados por input sensoriomotores e outputs dos sistemas eferentes do SNC (Gjelsvik & Syre, 2016; Sahrmann, 1992, 2002).

Estes níveis de co-ativação do antagonista, em diferentes tarefas funcionais podem fornecer informação acerca da eficiência do controlo postural com possível extrapolação sobre o funcionamento do SNC (J. V. Jacobs & Horak, 2007). A possibilidade de quantificação desta variável do controlo motor em condições dinâmicas como a posição de pé (A. S. P. Sousa et al., 2016), início da marcha (A. Sousa, Silva, & Santos, 2015) e sequência de movimento de sentado para de pé para sentado (Silva et al., 2013, 2012), tem enfatizado o papel primordial da tibiotársica também pela sua expressa representação nos ajustes posturais antecipatórios (Cote, Brunet, Gansneder, & Shultz, 2005; McKeon, Hertel, Bramble, & Davis, 2015). De facto, aos músculos da tibiotársica são atribuídos o papel de regular a manutenção do centro de massa (COM) dentro dos limites da base de suporte (Horak, Henry, & Shumway-Cook, 1997), e o inerente deslocamento do centro de pressão (COP) na posição de pé (D. A. Winter, Patla, Ishac, & Gage, 2003). Estes elementos servem de indicadores do nível de estabilidade postural (Duarte & Zatsiorsky, 1999; Horak et al., 1997; Hughes, Duncan, Rose, Chandler, & Studenski, 1996; Mancini & Horak, 2010), como resultado da capacidade do SNC gerar estratégias do controlo postural (Cavanaugh, Mercer, & Stergiou, 2007).

O facto de o *Stiffness* ativo ser um preditor de estabilidade articular (Docherty, Arnold, Zinder, Granata, & Gansneder, 2004; Sanchis-Sales, Sancho-Bru, Roda-Sales, & Pascual-Huerta, 2016), participar no mecanismo de estabilidade funcional dinâmica, sendo modulado pelos níveis de co-ativação (Simmons & Richardson, 1988), pode ser um indicador da eficiência do SNC na geração de um “tónus postural” adequado, como resposta para a execução de uma tarefa.

O estudo dos componentes do *stiffness* em condições passivas (Araújo et al., 2011; Marinho et al., 2017), insuficientes para a manutenção de estabilidade postural (Loram & Lakie, 2002; P. G. P. Morasso & Sanguineti, 2002), justificou a sua avaliação de acordo com um modelo proposto por (D. A. Winter, Patla, Rietdyk, & Ishac, 2001), realizada na posição de pé, aproximando-se de um registo funcional, e assim com a designação, no presente estudo, de *stiffness* funcional.

Tendo em consideração o exposto, estabeleceu-se como objetivo do presente estudo, a análise do nível de correlação entre as variáveis, *stiffness* funcional, os níveis de co-ativação dos músculos da tibiotársica e o deslocamento do COP, durante a execução de três tarefas funcionais.

2. Métodos

2.1. Desenho de estudo

O presente estudo é observacional analítico transversal.

2.2. Amostra

No presente estudo foram selecionados indivíduos adultos saudáveis, participando de forma voluntários, entre 30-65 anos de ambos os sexos. Foram excluídos todos os indivíduos com: historial de lesão ou cirurgia no membro inferior nos últimos 6 meses, presença de patologia com afeção do sistema nervoso, alterações sensoriais ou presença de dor, doenças metabólicas, historial de doenças ortopédicas ou reumáticas, assim como a toma de medicação que pode ter efeito na performance motora (Cheng, Chen, Wang, & Hong, 2004; Silva et al., 2013, 2012). Os participantes foram caracterizados como sedentários segundo a American College of Sports Medicine e a American Heart Association (Camargos, Rodrigues-de-Paula-Goulart, & Teixeira-Salmela, 2009; Silva et al., 2013, 2012; A. Sousa, Silva, et al., 2015). Participantes sem capacidade de realizar o movimento de sentado para de pé, marcha, e manutenção da posição ortostática de forma independente ou com necessidade de utilização dos membros superiores e/ou ajudas técnicas, bem como sem capacidade cognitiva para perceber e seguir instruções verbais foram igualmente excluídos (Mak, Levin, Mizrahi, & Hui-Chan, 2003; Silva et al., 2013, 2012; A. Sousa, Silva, et al., 2015).

2.3. Instrumentos

2.3.1. *Questionário de seleção e caracterização da amostra*

Foi realizada a seleção e a caracterização da amostra através de um questionário, elaborado na ferramenta *Google Forms*, onde foram reunidas as informações sociodemográficas, e aferidos os critérios de elegibilidade dos participantes (Anexo1).

2.3.2. *International Physical Activity Questionnaire (IPAQ – Versão curta)*

O International Physical Activity Questionnaire (IPAQ – Versão curta) foi utilizado para obter uma melhor representação dos dispêndios energéticos, associados à prática de atividade física, semanais médios dos participantes, de forma a poder caracterizá-los como sedentários (CRAIG et al., 2003) (Anexo2).

2.3.3. *Eletromiografia de superfície*

A atividade dos músculos gastrocnémio medial (GM), solear (SOL) e tibial anterior (TA), foram avaliadas através de eletromiografia. Esta ferramenta é considerada precisa e

fiável, tendo um coeficiente de correlação intraclasse (ICC) entre 0,46 a 0,60 e coeficientes de correlação teste-reteste altos ($r=0.78$ e 0.82) (Kollmitzer, Ebenbichler, & Kopf, 1999). Foram utilizados três pares de elétrodos adesivos Dahlausen 505 de cloreto de prata, de tamanho 20 milímetros (mm) e forma circular, com uma configuração bipolar e distância de 20 mm entre as duas superfícies de detecção. Os elétrodos foram ligados a um eletromiógrafo portátil BioPlux Research (Plux®, Covilhã, Portugal) com frequência de aquisição de 1000 Hz, impedância de entrada $100M\Omega$, fator de rejeição comum 110 dB e 8 canais de recolha analógicos de 12 bit com ligação bluetooth a um computador portátil, através do software MonitorPLUX (PLUX wireless biosignals S.A.®, Arruda dos Vinhos, Portugal) versão 2.0. Para confirmar a impedância da pele, utilizou-se um medidor de impedância Noraxon®. Posteriormente, o sinal eletromiográfico foi analisado através do software Acqknowlegde® (Biopac Systems, Inc.®, Goleta, California, United States of America) versão 3.9..

2.3.4. Plataforma de Forças

Para a aquisição dos valores do COP, antero-posterior (AP), foi usada uma plataforma de força com uma frequência de aquisição de 100Hz (modelo FP4060-10), ligados a um amplificador AM6300 e a um convertor analógico-digital de 16-bit. A fiabilidade dos valores das forças de reação do solo, obtidas pela plataforma de forças, apresentam um ICC entre 0,44 e 0,57 para variáveis temporais e 0,88 e 0,96 para variáveis de magnitude (Hanke & Rogers, 1992).

Os dados da plataforma de forças foram adquiridos através do sistema Qualisys Track Manager (Qualisys AB, com sede em Packhusgatan 6, Gothenburg – Sweden) e, posteriormente, analisados através do software Acqknowlegde® (Biopac Systems, Inc.®, Goleta, California, United States of America) versão 3.9..

2.4. Procedimentos

2.4.1. Preparação da pele e colocação dos elétrodos

Previamente à colocação dos elétrodos procedeu-se à identificação da localização das referências para colocação dos elétrodos e à preparação da pele, para a redução da impedância para valores iguais ou inferiores a $5 K\Omega$. Para isso, procedeu-se à microdermoabrasão onde a superfície de detecção da EMG foi depilada com uma lâmina descartável, as células mortas foram removidas através de um gel abrasivo, seguindo-se uma limpeza da pele com álcool (Camargos et al., 2009; Cheng et al., 2004; A. Sousa, Silva, et al., 2015). A colocação dos elétrodos seguiu as recomendações do SENIAM

(Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) e foi confirmada por palpação durante a contração isométrica, definindo a zona mais proeminente do ventre muscular como local para posicionar e colocar os elétrodos (Mil-homens & Pezarat-Correia, 2004). Para o músculo TA, os elétrodos foram colocados lateral ao eixo medial da tíbia, a cerca de 1/3 proximal da linha que une a cabeça do perónio e a extremidade inferior do maléolo medial (Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug, & Rau, 2000). No caso do GM, os elétrodos foram colocados paralelamente às fibras musculares, imediatamente distal ao joelho e 2 cm medial à linha média da perna na proeminência mais visível do ventre muscular (Hermens et al., 2000). Para o músculo SOL os elétrodos foram colocados paralelamente às fibras musculares na parte inferior, 2 cm distalmente ao bordo inferior do ventre muscular do GM e 2 cm medialmente à linha média posterior da perna, dada pelo tendão de Aquiles (Hermens et al., 2000). O elétrodo terra foi posicionado no centro da rótula (A. Sousa, Silva, et al., 2015).

2.5. Recolha de dados

2.5.1. Atividades Funcionais

2.5.1.1. Stand to sit

Para definição do conjunto postural inicial, pediu-se aos participantes para se posicionarem de modo confortável na posição de pé, em cima da plataforma de força, para se efetuarem marcações no solo da posição dos pés, as quais os participantes teriam que manter entre repetições. Após isto, foi pedido que permanecessem na posição ortostáticas durante 60 segundos, relaxados, com os olhos abertos e fixos num ponto a 2 metros de distância, braços ao longo do corpo, e pés dentro de marcações feitas no solo, sentando-se após um comando de voz, “pode sentar-se”(Silva et al., 2013, 2012), sem recorrer aos membros superiores ou moverem os pés, assegurando, assim, a validade da repetição (Cheng et al., 2004; Dubost, Beauchet, Manckoundia, Herrmann, & Mourey, 2005; Inkster & Eng, 2004). Durante esta tarefa foi recolhida a atividade eletromiográfica dos músculos SOL, GM e TA (Silva et al., 2013). Foram realizadas várias repetições até se terem 3 medições satisfatórias (Camargos et al., 2009), com um período de descanso de 1 minuto entre repetições (Silva et al., 2012).

2.5.1.2. Início da marcha

Os participantes foram posicionados sobre uma plataforma de forças na posição ortostática tendo mantido o posicionamento 60 segundos. Foram informados que durante esta período deveriam manter-se relaxados, com os olhos abertos e fixos num ponto a 5

metros de distância, braços ao longo do corpo, e pés dentro de marcações feitas no solo e que deveriam iniciar a marcha por 5 metros, após o comando verbal. Não foram dadas mais instruções acerca da velocidade ou tamanho do passo, para não haver influência nos dados adquiridos (Burnett, Campbell-Kyureghyan, Cerrito, & Quesada, 2011), com exceção para o caso de o participante questionar qual o membro inferior a dar o primeiro passo, tendo o avaliador referido “Aquele que for mais natural para si” (Miller & Verstraete, 1999). Durante esta tarefa foi recolhida a atividade eletromiográfica dos músculos SOL, GM e TA, do membro de apoio (MA) e do membro que inicia (MI) (A. Sousa, Silva, et al., 2015). Foram realizadas várias repetições até se terem 3 medições satisfatórias (Camargos et al., 2009), com um período de descanso de 1 minuto entre repetições (Silva et al., 2012).

2.6. Análise de dados

2.6.1. Sinal eletromiográfico e plataforma de forças

O sinal eletromiográfico e o sinal das forças de reação ao solo foram processadas utilizando o Acqknowledge software. O sinal eletromiográfico foi filtrado utilizando um filtro passa-banda de 20hz e 500hz, sendo calculado o RMS (root mean square) numa janela deslizante de 100 amostras (Basmaijin & de Luca, 1985; Billot, Simoneau, Hoecke, & Martin, 2010; Mil-homens & Pezarat-Correia, 2004). Os dados da plataforma de forças foram filtrados utilizando um filtro passa-baixo de 20 Hz e normalizados de acordo com a massa corporal de cada indivíduo (Cau et al., 2014; Mullineaux, Milner, Davis, & Hamill, 2006).

2.6.2. Coativação do antagonista

Nas atividades funcionais, início da marcha e *stand to sit*, o início do movimento foi definido através do cálculo do deslocamento do COP no sentido AP (CoPy). Assim, para o início da marcha, T0 foi definido como o início do intervalo de tempo em que o valor do CoPy foi inferior à média (M) da *baseline* menos 3 desvios padrões (DP), durante pelo menos 50 ms (A. Sousa, Silva, et al., 2015; A. Sousa, Triviños, & Rubim, 2015). Para o cálculo dos valores da *baseline*, utilizou-se como referência o momento em que é visível o começo da variação do COP (T0 aparente) (A. Sousa, Silva, et al., 2015). A partir daqui, retirou-se os valores da M e do DP do período temporal dos -500 ms e os -450 ms correspondentes ao T0 aparente (Santos, Kanekar, & Aruin, 2010). T1 foi definido pela primeira deflexão do valor do COPy, após T0 (A. Sousa, Silva, et al., 2015). Na sequência de pé para sentado, T0 foi definido como o início do intervalo de tempo, de pelo menos 50 ms, em que CoPy foi superior M+3DP do valor *baseline* da posição de pé, retirados

do período temporal dos -500 ms e os -450 ms correspondentes ao T0 aparente, enquanto que T1 foi definido como a primeira deflexão do valor de COPy, após T0 (Silva et al., 2013, 2012).

Destes intervalos temporais retiraram-se os valores médios do deslocamento do COP AP, assim como os valores médios de ativação muscular do GM, SOL e TA, os quais depois de terem sido normalizados pelos valores médios de ativação muscular na posição de pé, foram utilizados para calcular os valores de co-ativação do antagonista dos músculos da tibiotalar, de acordo com a seguinte fórmula:

Co-ativação do Antagonista (%) (Falconer & Winter, 1985):

$$\frac{2 \times \text{atividade do antagonista}}{\text{atividade do agonista} + \text{antagonista}} \times 100$$

No início da marcha, os valores do agonista e antagonista são divididos de acordo com o papel de cada membro. Na posição de pé e fase postural do *stand to sit*, utilizaram-se os valores médios do agonista e antagonista dos dois membros.

Os músculos que tiveram a função de agonista do movimento, foram aqueles que obtiveram maiores valores médios normalizados de atividade na execução da tarefa funcional.

2.6.3. *Stiffness funcional*

Sendo que os grupos musculares em estudo têm grande relevância no controlo de projeção vertical do COM no sentido AP na posição de pé (D. Winter, 1995), o cálculo do *stiffness* funcional focou-se nesta direção. Para o processamento e análise dos valores do *stiffness* funcional, recorreu-se a uma rotina baseada num modelo matemático proposto por (D. A. Winter et al., 2001) e revisto por (P. G. P. Morasso & Sanguineti, 2002), no qual a estimativa direta do *stiffness* resulta da medição em tempo real da posição do COM e do COP (D. A. Winter et al., 2001).

Registaram-se os valores do deslocamento do COP num intervalo temporal estável da posição de pé (30seg centrais) com os pés posicionados sobre uma plataforma de forças. Para cada uma das três repetições válidas foi traçada uma reta de regressão linear entre o ângulo de oscilação (θ_{sw}), – formado entre a linha vertical que une o tornozelo ao COM (h) e a linha da gravidade –, e o momento de força do tornozelo representativo dos dois membros (M_a). O cálculo do *stiffness* funcional para cada repetição foi dado pela fórmula $\frac{M_a}{\theta_{sw}}$, tendo sido posteriormente calculada a média das três

repetições válidas. Os valores do θ_{sw} e do M_a foram obtidos pelas seguintes fórmulas (D. A. Winter et al., 2001):

$$\theta_{sw} = \frac{COM}{h}$$

$$M_a = R * COP = mg * COP$$

O “R” (força de reação vertical) foi considerado igual ao peso corporal acima da articulação, definido por “mg” [massa(m)*aceleração da gravidade(g)]. A altura do eixo da articulação do tornozelo em relação ao solo (H) foi estimada a partir da altura do participante (0,039) (Chaffin, Andersson, & Martin, 2006) enquanto a massa do pé foi estimada em relação ao peso do participante (0,0137) (Lafond, Duarte, & Prince, 2004). Para o COM foi considerado que este se localiza a 55 e 57% da estatura dos participantes do sexo feminino e masculino, respetivamente (Chaffin et al., 2006).

O cálculo da posição do COM na direção AP fundamentou-se num método considerado fiável (Lafond et al., 2004) proposto por (Zatsiorsky & Duarte, 2000; Zatsiorsky & King, 1998) que considera que a posição do COM coincide com a do COP quando as forças horizontais são igual a zero. Então, a curva representativa do deslocamento do COM foi calculada através da dupla integração das posições do COP para esses instantes temporais.

2.7. Ética

De acordo com a Declaração de Helsínquia (1964) todos os participantes foram informados acerca das condições respetivas ao estudo, tendo sido dada a oportunidade de consentirem, recusarem ou interromperem a sua participação a qualquer momento (Anexo4). Os dados relativos à identificação dos participantes neste estudo são confidenciais, codificados e inseridos num sistema informático, no qual apenas o investigador tem acesso com palavra passe, ao longo de toda a investigação. O estudo foi aprovado pela Comissão de Ética da Escola Superior de Saúde do Porto (ESS), em Portugal, após solicitação de autorização à Presidência da ESS.

2.8. Estatística

A análise estatística descritiva e inferencial foi realizada através da versão 25.0 do software *IBM SPSS Statistics*®, tendo sido considerado um nível de significância de 0,05 (Marôco, 2018). A identificação de correlações entre as variáveis do *stiffness* funcional, co-ativação do antagonista do tornozelo, e os valores de deslocamento do COP, foi efetuada pelos testes de correlação de *Spearman* e de *Pearson* (Marôco, 2018). Considerou-se uma correlação linear fraca (coeficiente de correlação (r)=0-0,3);

moderada ($r=0,3-0,6$); forte ($r=0,6-0,9$) e muito forte ($r=0,9-1$) (Callegari-Jacques, 2009). O uso das versões não-paramétricas dos testes inferenciais resultou do pequeno n amostral ($n=21$) e do facto de existirem variáveis que não seguiram a distribuição normal (teste de *Shapiro-Wilk*). Para análise descritiva recorreu-se à mediana (Md), como medidas de tendência central, e desvio interquartil (DIQ), como medidas de dispersão (Marôco, 2018).

3. Resultados

3.1. Caracterização da amostra

Foi colocado *online* um questionário de caracterização e seleção da amostra em que o número de respostas foi de 181. Por não cumprirem os requisitos necessários foram excluídos 160 indivíduos, maioritariamente pela idade dos inquiridos não se enquadrar dentro dos valores estipulados para a seleção da amostra. Deste modo, como se pode ver na figura 1, a amostra final deste estudo foi constituída por 21 indivíduos com idades compreendidas entre os 30 e os 60 anos, valores medianos (Md \pm DIQ) de 40 ± 11 anos, com alturas entre 1,52 metros (m) e 1,89 m, com valor mediano de $1,65 \pm 0,16$ m, e com o peso de 56 kilogramas (kg) a 98 kg, com valores medianos de $68 \pm 14,5$ kg. Todos os participantes obtiverem o valor 1 no IPAQ, caracterizando-os como sedentários (Anexo3).

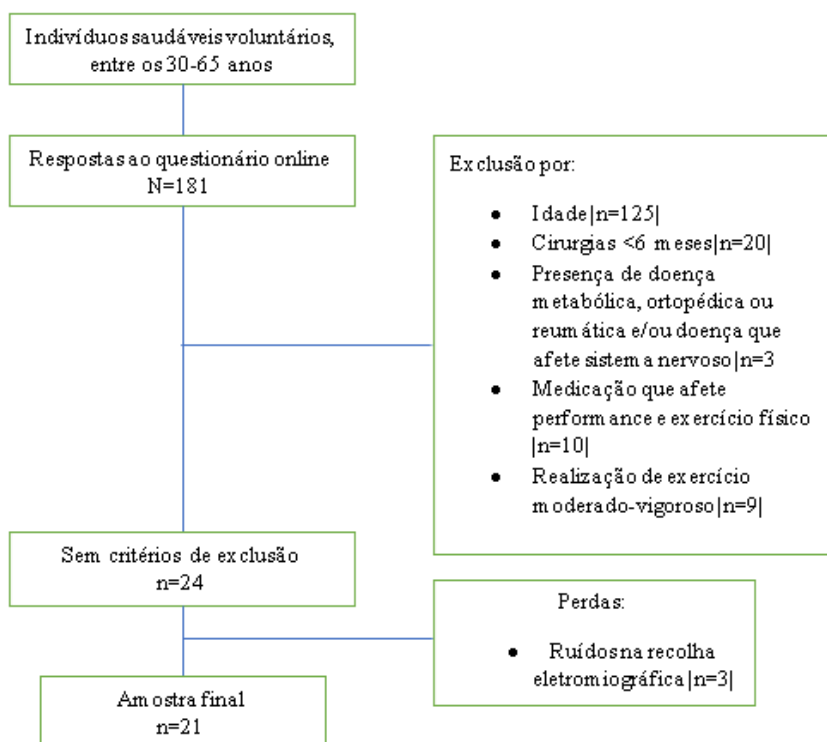


Figura 1 Diagrama de seleção da amostra

3.2. Análise descritiva dos valores obtidos das variáveis de co-ativação do antagonista, deslocamento do COP e stiffness funcional

Na Figuras 2, estão apresentados os valores de co-ativação do antagonista da tibiotársica, calculada durante a fase postural das três tarefas estudadas. Estes valores demonstram a percentagem de ativação muscular que o músculo antagonista, durante as diferentes tarefas funcionais, tem em relação ao agonista

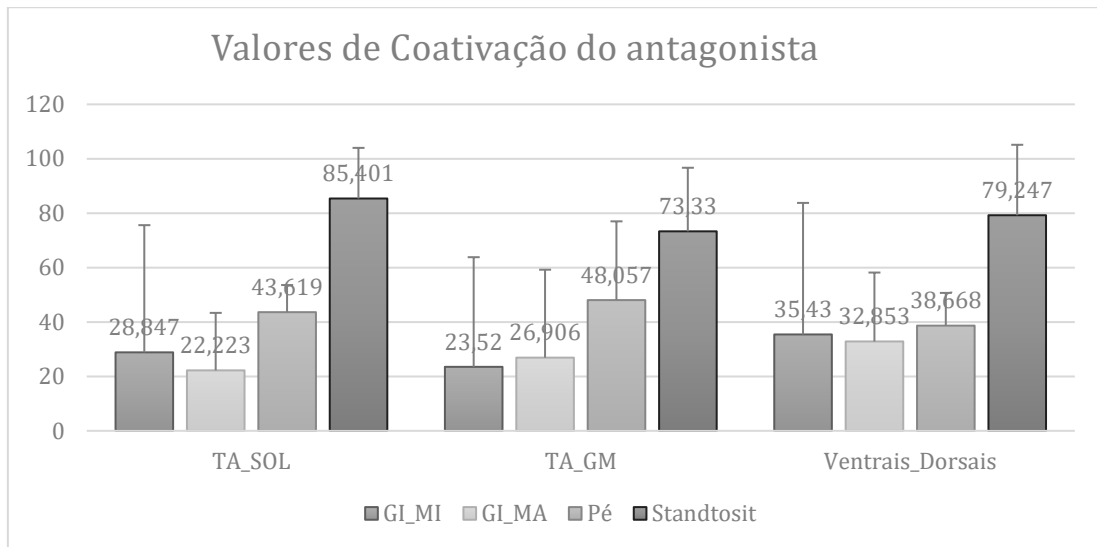


Figura 2 Valores de Md e DIQ da magnitude de co-ativação do antagonista dos pares musculares TA_SOL, TA_GM, Ventrais_Dorsais

Destas mesmas tarefas, e do mesmo espaço temporal, estão apresentados os valores de deslocamento do COP no sentido AP, na Figura 3. Estes valores demonstram o deslocamento mediano, em metros, que o COP sofreu, no sentido AP, nas diferentes tarefas funcionais.

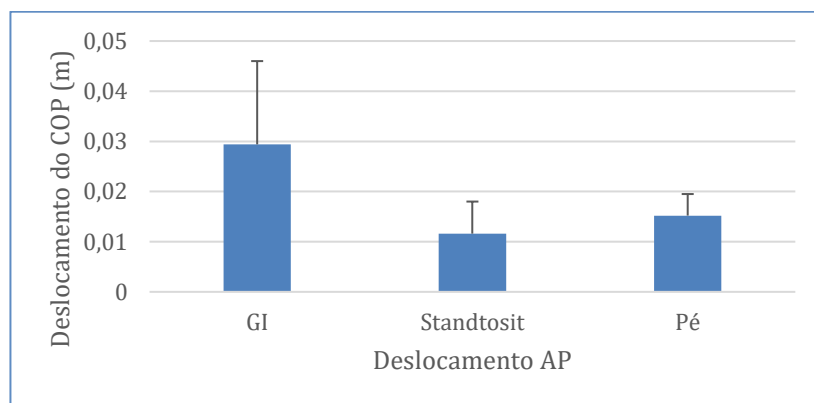


Figura 3 Valores de Md e DIQ do deslocamento do COP antero-posterior, durante a fase postural do início da marcha (GI), de pé para sentado (standtosit) e na posição de pé

O valor mediano obtido de stiffness funcional foi de $3281,119 \pm 3575,804$ N.m/rad.

3.3. Correlação entre as variáveis co-ativação do antagonista, deslocamento do COP e *stiffness* funcional

Na tabela 1, estão representados os valores de correlação entre os níveis de co-ativação, o deslocamento do COP e os valores de *Stiffness*.

Foi observada uma correlação moderada negativa entre os valores de co-ativação dos pares TA_SOL, TA_GM e pares Ventrais_Dorsais do MA no início de marcha, indicando que quanto maior o valor de co-ativação, menor o deslocamento do COP. No membro que inicia, apesar de se ver uma tendência idêntica, a correlação não é estatisticamente significativa (Tabela 1).

Não foram encontradas correlações estatisticamente significativas entre os níveis de co-ativação do antagonista e o deslocamento do COP, nas tarefas stand to sit e posição de pé (Tabela 1).

Tabela 1. Valores do coeficiente de correlação (*r*) e valores de prova (*p*) das correlações entre os valores de co-ativação do antagonista, o *Stiffness* funcional e o deslocamento do COP

		COP_AP	<i>Stiffness</i>	
Início da marcha	MA	TA_SOL	-0,570 (0,011) *	-0,037 (0,882)
		TA_GM	-0,524 (0,021) *	0,023 (0,926) *
		Ventrais_Dorsais	-0,533 (0,019) *	0,042 (0,864) *
	MI	TA_SOL	-0,384 (0,116) *	-0,120 (0,636)
		TA_GM	-0,399 (0,101) *	-0,091 (0,720)
		Ventrais_Dorsais	-0,350 (0,154) *	-0,157 (0,535)
StandTS	SOL_TA	0,240 (0,322) *	0,153 (0,533) *	
	GM_TA	-0,265 (0,274) *	-0,225 (0,355) *	
	Dorsais_Ventrais	-0,038 (0,878) *	-0,137 (0,576)	
Pé	SOL_TA	-0,135 (0,606) *	0,137 (0,576) *	
	GM_TA	0,209 (0,391) *	-0,219 (0,339) *	
	Dorsais_Ventrais	0,324 (0,222) *	-0,088 (0,729) *	
GI_COP_AP			0,144 (0,533) *	
STS_COP_AP			0,237 (0,301) *	
Pé_COP_AP			0,275 (0,254) *	

r: teste de pearson; MA – membro de apoio; MI – membro que inicia * utilizou-se teste de spearman pelas variáveis não seguirem a normalidade

No que diz respeito ao *stiffness* funcional, não foram observadas correlações estatisticamente significativas entre esta variável, o deslocamento do COP AP e os valores de co-ativação do antagonista na fase postural das tarefas funcionais (Tabela 1).

4. Discussão

O presente estudo teve como objetivo avaliar a presença de correlação entre os valores de *stiffness* funcional, os níveis de co-ativação do antagonista da musculatura da tibiotársica e o deslocamento AP do COP, durante a fase postural do início da marcha, *stand to sit* e na posição de pé.

Os resultados obtidos no presente estudo demonstram uma correlação moderada negativa entre os valores de magnitude da co-ativação do antagonista e o deslocamento do COP na fase postural do início da marcha. Isto pode ser explicado pelo papel que o SNC tem que desempenhar no sentido da modulação da atividade muscular na fase postural do início da marcha (Crenna & Frigo, 1991). Esta fase é caracterizada pela posteriorização do COP em direção ao MI, através da diminuição de atividade do SOL, seguida de um aumento de atividade do TA de ambos os membros (Azuma, Ito, & Yamashita, 2007; Brunt et al., 1991; Brunt, Liu, Trimble, Bauer, & Short, 1999; Elble, Moody, Leffler, & Sinha, 1994). Isto é visível, olhando para os valores de co-ativação obtidos no par TA_SOL dos dois membros, que em comparação com os valores obtidos na posição de pé, reduzem para perto de metade. Ao mesmo tempo, existe uma translação na direção do MA, do COM (Azuma et al., 2007; Brunt et al., 1991, 1999; Elble et al., 1994). Os valores de co-ativação do MI, apesar de não terem tido uma correlação estatisticamente significativa com o deslocamento do COP, demonstram uma tendência na correlação negativa entre estes, sendo de menor grau que no MA, isto porque o papel destes membros no início da marcha é diferente. A literatura (Azuma et al., 2007; Brunt et al., 1991, 1999; Elble et al., 1994) tem demonstrado que ao MI, na fase postural da marcha, cabe a função de mover o COM no sentido do MA, no sentido da preparação da passada. Ao MA, cabe a função de geração de momento para que esta translação do COM aconteça. Isto é efetuado pela facilitação do movimento do COP no sentido inverso (Azuma et al., 2007; Brunt et al., 1991, 1999; Elble et al., 1994), daí a maior preponderância dos valores de co-ativação do MA em comparação com o MI, em relação ao deslocamento do COP. A não avaliação do deslocamento do COM, não nos permite inferir a sua relação com o MI, no presente estudo.

Nas restantes tarefas não se observou qualquer correlação. Estes resultados indicam que enquanto no início de marcha uma maior co-ativação parece levar a uma redução do deslocamento do COP, na posição de pé, o *stiffness* funcional e o nível de co-ativação não parecem determinar o grau de oscilação do CoP, o mesmo se observa na fase postural do *stand to sit*.

Segundo o modelo de (D. A. Winter et al., 2001), um valor médio de 859,8 Nm/rad, seria o suficiente para o controlo postural na posição de pé. Esta premissa não se observa nos resultados obtidos neste estudo, pelo facto de os valores de Stiffness serem aproximadamente de 3281 Nm/rad e não se correlacionarem com um dos indicadores da estabilidade postural, que é o deslocamento do COP (Duarte & Zatsiorsky, 1999; Horak et al., 1997; Hughes et al., 1996; Mancini & Horak, 2010). A janela utilizada neste estudo em comparação com o modelo original (30 segundos em comparação com 10 segundos, respetivamente) também pode ter influenciado a diferença entre os resultados, visto que existem diferenças significativas entre os resultados obtidos em diferentes janelas (Smith & Wong, 2012).

A este modelo foram lançadas algumas limitações (P. G. P. Morasso & Sanguineti, 2002), no que toca a incapacidade de se conseguir distinguir os efeitos do Stiffness e do controlo ativo durante a posição de pé, assentando na suposição de que o SNC não regula o nível de atividade dos moto-neurónios durante a posição de pé (P. G. P. Morasso & Sanguineti, 2002). Este controlo ativo, parte integrante dos valores do Stiffness, parece não ser proveniente dos valores de magnitude de co-ativação do antagonista, apesar de se saber que estes o modulam (Simmons & Richardson, 1988). Esta suposição vem do facto que os valores de co-ativação do antagonista na posição de pé, nem se correlacionam com os valores de *Stiffness* funcional, nem com o deslocamento do COP. Isto faz com que se levante a hipótese de o mecanismo de controlo postural utilizado pelos participantes deste estudo, na posição de pé, foi o mecanismo de ativação recíproca em substituição da co-ativação, sendo o primeiro mais eficiente, mas mais exigente para o controlo postural (Aruin & Almeida, 1997; Garland, Stevenson, & Ivanova, 1997; M L Latash, Aruin, Neyman, & Nicholas, 1995; Massion, Ioffe, Schmitz, Viallet, & Gantcheva, 1999). Para comprovar esta hipótese existe a necessidade de adicionar esta variável a estudos futuros.

É expectável que com a falta de correlação do *Stiffness* na posição de pé, com as restantes variáveis, o mesmo aconteça com as outras tarefas funcionais, pelo facto de que na equação do cálculo do stiffness, $\frac{Ma}{\theta_{sw}}$, os ângulos de oscilação do COP e os momentos de força da tibiotársica, nas diferentes tarefas funcionais, vão diferir. Esta hipótese terá de ser confirmada em estudos futuros.

Referente a tarefa de stand to sit, a literatura refere que o músculo com maior representação nos APAS é a ativação do TA (Goulart & Valls-Sole, 2001), com uma

diminuição de atividade do SOL, ao que isto não se verificou sendo que de 21 participantes, apenas um obteve valores médios normalizados de atividade muscular do TA maiores que do SOL e GM, isto fez com que o cálculo de co-ativação tivesse como musculatura com papel agonista os flexores plantares, por maiores valores de atividade muscular. A possível estratégia utilizada por esta amostra, pode ter sido no sentido de mover o pé em relação a tibia, para o movimento do COP, em vez do bem documentado movimento da tibia sobre o pé estável (Cheng et al., 2004; Dehail et al., 2007; Khemlani, Carr, & Crosbie, 1999). Esta hipótese teria que ser confirmada em futuros estudos.

4.1. Limitações do estudo

O facto de só se ter utilizado a componente do COP no sentido AP, pode ajudado a que não existam correlações estatisticamente significativas, visto que este só representa a variável de controlo que atua de forma a compensar o movimento do COM (P. G. Morasso, Baratto, Capra, & Spada, 1999). Torna-se importante haver uma associação das duas componentes, pois a diferença entre as duas variáveis consegue representar os constantes ajustes por parte do sistema de controlo postural (D. Winter, 1995).

O uso das componentes do COP, como o *rambling*, trajetória criada para redefinição do ponto de equilíbrio, que é modificado pelo SNC, de acordo com as perturbações, no sentido da manutenção da estabilidade segmentar, e o *trembling*, diferença entre a trajetória reconstruída e o COP original, que caracteriza o desvio do comando central causado pelas perturbações periféricas (Zatsiorsky & Duarte, 2000) pode permitir uma melhor perceção da predominância do tipo de ajustes posturais utilizados.

Seria também importante incorporar pares musculares, com representação no controlo medio-lateral do COP, assim como pares musculares de articulações mais proximais, como é o caso da coxo-femoral, para nos dar uma melhor visão sobre o impacto destas variáveis no controlo postural.

Terão que ser feitos mais estudos no futuro para aprofundar o conhecimento do stiffness, como interage e o grau de importância no âmbito do controlo postural. Para isto pode ser utilizado um sistema tridimensional de análise cinemática e cinética do movimento, conjugando duas plataformas de forças (Rietdyk, Patla, Winter, Ishac, & Little, 1999; D. A. Winter et al., 2001), dando a oportunidade da obtenção de dados em tempo real do momento e ângulo do tornozelo de ambos os membros inferiores para o cálculo do stiffness funcional representativo de ambos os tornozelos na posição de pé (D. A. Winter et al., 2001), assim como noutras tarefas funcionais, tais como o início da

marcha e de pé para sentado, e desta forma conseguir estudar o comportamento desta variável em cada membro. estudando os níveis de correlação com os componentes do COP e a co-ativação do antagonista, ambos de cada membro inferior.

5. Conclusão

Os níveis de co-ativação do antagonista do MA correlacionam-se com o deslocamento do COP, na fase postural do início da marcha, no sentido em que maiores níveis de co-ativação vão levar a menores deslocamentos do COP. Esta variável não obteve correlações com os deslocamentos do COP na posição de pé, nem na sequência do stand to sit, assim como o *stiffness* funcional, podendo levar a crer que este não é o mecanismo de controlo postural escolhido pelo SNC nestas tarefas, nesta amostra.

6. Agradecimentos

Agradeço aos participantes pela colaboração e disponibilidade demonstradas e a todos os que, de alguma forma, contribuíram para o desenvolvimento deste trabalho.

7. Referências Bibliográficas

- Araújo, V. L., Carvalhais, V. O. C., Souza, T. R., Ocarino, J. M., Gonçalves, G. G. P., & Fonseca, S. T. (2011). Validity and reliability of clinical tests for assessing passive ankle stiffness. *Revista Brasileira de Fisioterapia (Sao Carlos (Sao Paulo, Brazil))*, 15(2), 166–173.
- Aruin, A. S., & Almeida, G. L. (1997). A Coactivation Strategy in Anticipatory Postural Adjustments in Persons with Down Syndrome. *Motor Control*, 1(2), 178–191. <https://doi.org/10.1123/mcj.1.2.178>
- Azuma, T., Ito, T., & Yamashita, N. (2007). Effects of changing the initial horizontal location of the center of mass on the anticipatory postural adjustments and task performance associated with step initiation. *Gait and Posture*, 26(4), 526–531. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.11.203>
- Basmajian, J. V., & de Luca, C. J. (1985). *Muscles Alive : their functions revealed by electromyography*. Williams & Wilkins.
- Billot, M., Simoneau, E. M., Hoecke, J. Van, & Martin, A. (2010). Age-related relative increases in electromyography activity and torque according to the maximal capacity during upright standing. *European Journal of Applied Physiology*, 109(4),

- 669–680. <https://doi.org/10.1007/s00421-010-1397-7>
- Brodal, P. (2010). *The Central Nervous System: Structure and Function* (4^a). Oxford University Press.
- Brunt, D., Lafferty, M. J., Mckeeon, A., Goode, B., Mulhausen, C., & Polk, P. (1991). INVARIANT CHARACTERISTICS OF GAIT INITIATION. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 70(4), 206–212. <https://doi.org/10.1097/00002060-199108000-00009>
- Brunt, D., Liu, S. M., Trimble, M., Bauer, J., & Short, M. (1999). Principles underlying the organization of movement initiation from quiet stance. *Gait and Posture*, 10(2), 121–128. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(99\)00020-X](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(99)00020-X)
- Burnett, D. R., Campbell-Kyureghyan, N. H., Cerrito, P. B., & Quesada, P. M. (2011). Symmetry of ground reaction forces and muscle activity in asymptomatic subjects during walking, sit-to-stand, and stand-to-sit tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(4), 610–615. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2011.03.006>
- Callegari-Jacques, S. M. (2009). *Bioestatística: Princípios e aplicações*. Artmed Editora.
- Camargos, A. C. R., Rodrigues-de-Paula-Goulart, F., & Teixeira-Salmela, L. F. (2009). The Effects of Foot Position on the Performance of the Sit-To-Stand Movement With Chronic Stroke Subjects. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90(2), 314–319. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2008.06.023>
- Carr, J. H., Shepherd, R. B., & Ada, L. (1995). Spasticity: Research Findings and Implications for Intervention. *Physiotherapy*, 81(8), 421–429. [https://doi.org/10.1016/S0031-9406\(05\)66716-8](https://doi.org/10.1016/S0031-9406(05)66716-8)
- Cau, N., Cimolin, V., Galli, M., Precilios, H., Tacchini, E., Santovito, C., & Capodaglio, P. (2014). Center of pressure displacements during gait initiation in individuals with obesity. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 11(1), 82. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-11-82>
- Cavanaugh, J. T., Mercer, V. S., & Stergiou, N. (2007). Approximate entropy detects the effect of a secondary cognitive task on postural control in healthy young adults: a methodological report. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 4(1), 42. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-4-42>
- Chaffin, D. B., Andersson, G. B. J., & Martin, B. J. (2006). *Occupational Biomechanics* (4^a). Wiley.
- Cheng, P. T., Chen, C. L., Wang, C. M., & Hong, W. H. (2004). Leg Muscle Activation

- Patterns of Sit-to-Stand Movement in Stroke Patients. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(1), 10–16.
<https://doi.org/10.1097/01.PHM.0000104665.34557.56>
- Cote, K. P., Brunet, M. E., Gansneder, B. M., & Shultz, S. J. (2005). Effects of Pronated and Supinated Foot Postures on Static and Dynamic Postural Stability. *Journal of Athletic Training*, 40(1), 41–46.
- CRAIG, C. L., MARSHALL, A. L., SJÖSTRÖM, M., BAUMAN, A. E., BOOTH, M. L., AINSWORTH, B. E., ... OJA, P. (2003). International Physical Activity Questionnaire: 12-Country Reliability and Validity. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(8), 1381–1395.
<https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000078924.61453.FB>
- Crenna, P., & Frigo, C. (1991). A motor programme for the initiation of forward-oriented movements in humans. *The Journal of Physiology*, 437(1), 635–653.
<https://doi.org/10.1113/jphysiol.1991.sp018616>
- Dehail, P., Bestaven, E., Muller, F., Mallet, A., Robert, B., Bourdel-Marchasson, I., & Petit, J. (2007). Kinematic and electromyographic analysis of rising from a chair during a “Sit-to-Walk” task in elderly subjects: Role of strength. *Clinical Biomechanics*, 22(10), 1096–1103.
<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.07.015>
- Dietz, V., & Sinkjaer, T. (2007). Spastic movement disorder: impaired reflex function and altered muscle mechanics. *The Lancet Neurology*, 6(8), 725–733.
[https://doi.org/10.1016/S1474-4422\(07\)70193-X](https://doi.org/10.1016/S1474-4422(07)70193-X)
- Docherty, C. L., Arnold, B. L., Zinder, S. M., Granata, K., & Gansneder, B. M. (2004). Relationship between two proprioceptive measures and stiffness at the ankle. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14(3), 317–324.
[https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(03\)00035-X](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(03)00035-X)
- Duarte, M., & Zatsiorsky, V. M. (1999). Patterns of center of pressure migration during prolonged unconstrained standing. *Motor Control*, 3(1), 12–27. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9924098>
- 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*. <https://doi.org/10.1093/ptj/85.5.404>
- Elble, R. J., Moody, C., Leffler, K., & Sinha, R. (1994). The initiation of normal walking. *Movement Disorders*, 9(2), 139–146.

<https://doi.org/10.1002/mds.870090203>

- Falconer, K., & Winter, D. A. (1985). Quantitative assessment of co-contraction at the ankle joint in walking. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 25(2–3), 135–149. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3987606>
- Foster, M. (1892). *A Text Book of Physiology. The Central Nervous System* (6^a).
- Garland, S. J., Stevenson, T. J., & Ivanova, T. (1997). Postural responses to unilateral arm perturbation in young, elderly, and hemiplegic subjects. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 78(10), 1072–1077. [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(97\)90130-1](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(97)90130-1)
- Gjelsvik, B. E., & Syre, L. (2016). *The Bobath Concept in Adult Neurology* (2^a). Thieme.
- Goulart, F., & Valls-Sole, J. (2001). Reciprocal changes of excitability between tibialis anterior and soleus during the sit-to-stand movement. *Exp Brain Res*, 139(4), 391–397. <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2013.09.037>
- Hanke, T. A., & Rogers, M. W. (1992). Reliability of ground reaction force measurements during dynamic transitions from bipedal to single-limb stance in healthy adults. *Physical Therapy*, 72(11), 810–816. <https://doi.org/10.1093/ptj/72.11.810>
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(5), 361–374. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(00)00027-4)
- Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: What do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*, 35(SUPPL.2), 7–11. <https://doi.org/10.1093/ageing/af1077>
- Horak, F. B., Henry, S. M., & Shumway-Cook, A. (1997). Postural Perturbations: New Insights for Treatment of Balance Disorders. *Physical Therapy*, 77(5), 517–533. <https://doi.org/10.1093/ptj/77.5.517>
- Hughes, M. A., Duncan, P. W., Rose, D. K., Chandler, J. M., & Studenski, S. A. (1996). The relationship of postural sway to sensorimotor function, functional performance, and disability in the elderly. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77(6), 567–572. [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(96\)90296-8](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(96)90296-8)
- Inkster, L. M., & Eng, J. J. (2004). Postural control during a sit-to-stand task in individuals with mild Parkinson's disease. *Experimental Brain Research*, 154(1),

33–38. <https://doi.org/10.1007/s00221-003-1629-8>

- Jacobs, J. V. (2014). Why we need to better understand the cortical neurophysiology of impaired postural responses with age, disease, or injury. *Frontiers in Integrative Neuroscience*, 8(August), 1–5. <https://doi.org/10.3389/fnint.2014.00069>
- Jacobs, J. V., & Horak, F. B. (2007). Cortical control of postural responses. *Journal of Neural Transmission*, 114(10), 1339–1348. <https://doi.org/10.1007/s00702-007-0657-0>
- Jacobs, J. V., Lou, J. S., Kraakevik, J. A., & Horak, F. B. (2009). The supplementary motor area contributes to the timing of the anticipatory postural adjustment during step initiation in participants with and without Parkinson's disease. *Neuroscience*, 164(2), 877–885. <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2009.08.002>
- Katz, R. T., & Rymer, W. Z. (1989). Spastic hypertonia: mechanisms and measurement. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 70(2), 144–155.
- Khemlani, M. M., Carr, J. H., & Crosbie, W. J. (1999). Muscle synergies and joint linkages in sit-to-stand under two initial foot positions. *Clinical Biomechanics*, 14(4), 236–246. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(98\)00072-2](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(98)00072-2)
- Kollmitzer, J., Ebenbichler, G. R., & Kopf, A. (1999). Reliability of surface electromyographic measurements. *Clinical Neurophysiology*, 110(4), 725–734. [https://doi.org/10.1016/S1388-2457\(98\)00050-9](https://doi.org/10.1016/S1388-2457(98)00050-9)
- Lafond, D., Duarte, M., & Prince, F. (2004). Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment. *Journal of Biomechanics*, 37(9), 1421–1426. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(03\)00251-3](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(03)00251-3)
- Lang, C. B., & Kearney, R. E. (2014). Modulation of ankle stiffness during postural sway. *2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC 2014*, 4062–4065. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2014.6944516>
- Latash, M. L., Aruin, A. S., Neyman, I., & Nicholas, J. J. (1995). Anticipatory postural adjustments during self inflicted and predictable perturbations in Parkinson's disease. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 58(3), 326–334. <https://doi.org/10.1136/jnnp.58.3.326>
- Latash, M. L., & Zatsiorsky, V. M. (1993). Joint stiffness: Myth or reality? *Human Movement Science*, 12(6), 653–692. [https://doi.org/10.1016/0167-9457\(93\)90010-M](https://doi.org/10.1016/0167-9457(93)90010-M)
- Loram, I. D., & Lakie, M. (2002). Direct measurement of human ankle stiffness during

- quiet standing: the intrinsic mechanical stiffness is insufficient for stability. *The Journal of Physiology*, 545(3), 1041–1053.
<https://doi.org/10.1113/jphysiol.2002.025049>
- Mak, M. K. Y., Levin, O., Mizrahi, J., & Hui-Chan, C. W. Y. (2003). Joint torques during sit-to-stand in healthy subjects and people with Parkinson's disease. *Clinical Biomechanics*, 18(3), 197–206. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(02\)00191-2](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(02)00191-2)
- Mancini, M., & Horak, F. B. (2010). The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 46(2), 239–248.
- Marinho, H. V. R., Amaral, G. M., de Souza Moreira, B., Araújo, V. L., Souza, T. R., Ocarino, J. M., & da Fonseca, S. T. (2017). Influence of Passive Joint Stiffness on Proprioceptive Acuity in Individuals With Functional Instability of the Ankle. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 47(12), 899–905.
<https://doi.org/10.2519/jospt.2017.7030>
- Marôco, J. (2018). *Análise Estatística com o SPSS Statistics*. (7^a).
- Massion, J., Ioffe, M., Schmitz, C., Viallet, F., & Gantcheva, R. (1999). Acquisition of anticipatory postural adjustments in a bimanual load-lifting task: normal and pathological aspects. *Experimental Brain Research*, 128(1–2), 229–235.
<https://doi.org/10.1007/s002210050842>
- McKeon, P. O., Hertel, J., Bramble, D., & Davis, I. (2015). The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. *British Journal of Sports Medicine*, 49(5), 290–290. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092690>
- Mil-homens, P., & Pezarat-Correia, P. (2004). *A Electromiografia no Estudo do Movimento Humano*.
- Miller, C. A., & Verstraete, M. C. (1999). A mechanical energy analysis of gait initiation. *Gait & Posture*, 9(3), 158–166. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(99\)00008-9](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(99)00008-9)
- Mirbagheri, M. M., Barbeau, H., & Kearney, R. E. (2000). Intrinsic and reflex contributions to human ankle stiffness: Variation with activation level and position. *Experimental Brain Research*, 135(4), 423–436.
<https://doi.org/10.1007/s002210000534>
- Morasso, P. G., Baratto, L., Capra, R., & Spada, G. (1999). Internal models in the control of posture. *Neural Networks : The Official Journal of the International*

- Neural Network Society*, 12(7–8), 1173–1180. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12662652>
- Morasso, P. G. P., & Sanguineti, V. (2002). Ankle muscle stiffness alone cannot stabilize balance during quiet standing. *Journal of Neurophysiology*, 88(4), 2157–2162. <https://doi.org/10.1152/jn.00719.2001>
- Mullineaux, D. R., Milner, C. E., Davis, I. S., & Hamill, J. (2006). Normalization of Ground Reaction Forces. *Journal of Applied Biomechanics*, 22(3), 230–233. <https://doi.org/10.1123/jab.22.3.230>
- Pisano, F., Miscio, G., Colombo, R., & Pinelli, P. (1996). Quantitative evaluation of normal muscle tone. *Journal of the Neurological Sciences*, 135(2), 168–172. [https://doi.org/10.1016/0022-510X\(95\)00291-9](https://doi.org/10.1016/0022-510X(95)00291-9)
- Rack, P. M. H., & Westbury, D. R. (1969). The effects of length and stimulus rate on tension in the isometric cat soleus muscle. *The Journal of Physiology*, 204(2), 443–460. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1969.sp008923>
- Raine, S., Meadows, L., & Lynch-Ellerington, M. (2009). *Bobath Concept - Theory and Clinical Practice in Neurological Rehabilitation*. Wiley-Blackwell Publishing Ltd.
- Rietdyk, S., Patla, A. ., Winter, D. ., Ishac, M. ., & Little, C. . (1999). Balance recovery from medio-lateral perturbations of the upper body during standing. *Journal of Biomechanics*, 32(11), 1149–1158. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(99\)00116-5](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(99)00116-5)
- RUSHWORTH, G. (1960). Spasticity and rigidity: an experimental study and review. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 23, 99–118.
- Sahrmann, S. (1992). *Posture and muscle imbalance*. Physioterapy.
- Sahrmann, S. (2002). *Diagnosis and Treatment of Movement Impairment Syndromes*. Mosby.
- Sanchis-Sales, E., Sancho-Bru, J. L., Roda-Sales, A., & Pascual-Huerta, J. (2016). Dynamic Flexion Stiffness of Foot Joints During Walking. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 106(1), 37–46. <https://doi.org/10.7547/14-141>
- Santos, M. J., Kanekar, N., & Aruin, A. S. (2010). The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(3), 388–397. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2009.06.006>
- Shumway-cook, A., & Woollacott, M. H. (2011). *Motor Control: Translating Research*

- into Clinical Practice* (4^a). Lippincott Williams & Wilkins.
- Silva, A., Sousa, A. S. P., Pinheiro, R., Ferraz, J., Tavares, J. M. R. S., Santos, R., & Sousa, F. (2013). Activation timing of soleus and tibialis anterior muscles during sit-to-stand and stand-to-sit in post-stroke vs. healthy subjects. *Somatosensory and Motor Research*, 30(1), 48–55. <https://doi.org/10.3109/08990220.2012.754755>
- Silva, A., Sousa, A. S. P., Pinheiro, R., Tavares, J. M. R. S., Santos, R., & Sousa, F. (2012). Soleus activity in post-stroke subjects: Movement sequence from standing to sitting. *Somatosensory and Motor Research*, 29(3), 71–76. <https://doi.org/10.3109/08990220.2012.686935>
- Simmons, R. W., & Richardson, C. (1988). Peripheral regulation of stiffness during arm movements by coactivation of the antagonist muscles. *Brain Research*, 473(1), 134–140. [https://doi.org/10.1016/0006-8993\(88\)90324-1](https://doi.org/10.1016/0006-8993(88)90324-1)
- Sinkjær, T., & Magnussen, I. (1994). Passive, intrinsic and reflex-mediated stiffness in the ankle extensors of hemiparetic patients. *Brain*, 117(2), 355–363. <https://doi.org/10.1093/brain/117.2.355>
- Smith, A. W., & Wong, D. P. (2012). Effects of window size on ankle joint stiffness calculation during quiet standing: How the rule changes the result. *Journal of Biomechanics*, 45(13), 2301–2305. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.06.001>
- Sousa, A. S. P., Macedo, R., Santos, R., Sousa, F., Silva, A., & Tavares, J. M. R. S. (2016). Influence of prolonged wearing of unstable shoes on upright standing postural control. *Human Movement Science*, 45, 142–153. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2015.11.015>
- Sousa, A., Silva, A., & Santos, R. (2015). Ankle anticipatory postural adjustments during gait initiation in healthy and post-stroke subjects. *Clinical Biomechanics*, 30(9), 960–965. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.07.002>
- Sousa, A., Triviños, A. S., & Rubim, S. (2015). Reliability of Two Methods for Identifying the Postural Phase of Gait Initiation in Healthy and Poststroke Subjects. *Journal of Applied Biomechanics*, 31(5), 349–356. <https://doi.org/10.1123/jab.2014-0222>
- Thach, W. T., & Bastian, A. J. (2004). Role of the cerebellum in the control and adaptation of gait in health and disease (pp. 353–366). [https://doi.org/10.1016/S0079-6123\(03\)43034-3](https://doi.org/10.1016/S0079-6123(03)43034-3)
- Timmann, D., & Horak, F. B. (2001). Perturbed step initiation in cerebellar subjects: 2. Modification of anticipatory postural adjustments. *Experimental Brain Research*,

- 141(1), 110–120. <https://doi.org/10.1007/s002210100858>
- Ting, L. H., van Antwerp, K. W., Scrivens, J. E., McKay, J. L., Welch, T. D. J., Bingham, J. T., & DeWeerth, S. P. (2009). Neuromechanical tuning of nonlinear postural control dynamics. *Chaos: An Interdisciplinary Journal of Nonlinear Science*, 19(2), 026111. <https://doi.org/10.1063/1.3142245>
- Winter, D. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3(4), 193–214. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)82849-9](https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)82849-9)
- Winter, D. A., Patla, A. E., Ishac, M., & Gage, W. H. (2003). Motor mechanisms of balance during quiet standing. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(1), 49–56. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(02\)00085-8](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(02)00085-8)
- Winter, D. A., Patla, A. E., Rietdyk, S., & Ishac, M. G. (2001). Ankle Muscle Stiffness in the Control of Balance During Quiet Standing. *Journal of Neurophysiology*, 85(6), 2630–2633. <https://doi.org/10.1152/jn.2001.85.6.2630>
- Zatsiorsky, V. M., & Duarte, M. (2000). Rambling and Trembling in Quiet Standing. *Motor Control*, 4(2), 185–200. <https://doi.org/10.1123/mcj.4.2.185>
- Zatsiorsky, V. M., & King, D. L. (1998). An algorithm for determining gravity line location from posturographic recordings. *Journal of Biomechanics*, 31(2), 161–164. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(97\)00116-4](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(97)00116-4)

8. Anexos

Anexo 1-Questionário de Seleção da Amostra

Caro,

No âmbito do Projeto de Investigação Análise de componentes neuromotores em indivíduos saudáveis da Escola Superior de Saúde Instituto Politécnico do Porto sob a orientação da Professora Doutora Andreia Sousa, convidámo-lo a participar num questionário que pretende selecionar uma amostra para a realização do estudo científico.

O questionário é anónimo e serão necessários cerca de dois minutos para responder a todas as perguntas. Gratos pela colaboração.

1. Iniciais do seu nome:

2. Sexo:

Masculino

Feminino

3. Data de nascimento:

___/___/___

4. Contacto telefónico:

5. E-mail:

6. Toma alguma medicação?

- Sim
- Não

6.1. Qual?

7. Já foi sujeito a alguma intervenção cirúrgica?

- Sim
- Não

7.1. Qual?

7.2. Há quanto tempo?

- Menos de 3 meses
- 3 a 6 meses
- 6 a 12 meses
- Mais de 12 meses

8. Tem ou teve alguma doença que considere importante referir?

- Sim
- Não

8.1. Qual?

9. Tem alguma dor mantida há pelo menos 3 meses?

- Sim
- Não

9.1. Onde?

10. Pratica algum exercício físico? (Entenda-se "exercício físico" como toda a atividade física com gasto energético- planeada, estruturada e repetitiva)

- Sim
- Não

10.1. Qual?

10.2. Quantas vezes por semana pratica exercício físico?

- 1 vez por semana
- 2 vezes por semana
- 3 vezes por semana
- 4 vezes por semana
- 5 vezes por semana
- 6 vezes por semana
- 7 vezes por semana

10.3. Qual a duração de cada sessão de exercício físico?

- Menos de 20 minutos
- Cerca de 30 minutos
- Mais de 30 minutos

Obrigada pela colaboração, qualquer dúvida poderá entrar em contacto através do email:
diogomarques10120280@gmail.com

Anexo 2 – IPAQ

Questionário Internacional de Avaliação da Actividade Física

Este questionário pretende conhecer o nível de actividade física habitual da população.

As questões referem-se ao tempo que despende na actividade física numa semana.

O questionário inclui questões acerca de actividades físicas que faz no trabalho, para se deslocar de um lado para o outro, actividades referentes à casa ou ao jardim e actividades que efectua no seu tempo livre para entretenimento, exercício ou desporto.

As suas respostas são importantes. Por favor responda a todas as questões mesmo que não se considere uma pessoa activa.

Obrigado pela sua participação.

Ao responder às seguintes questões considere o seguinte:

Actividade física vigorosa refere-se a actividades que requerem muito esforço físico e tornam a respiração muito mais intensa que o normal.

Actividade física moderada refere-se a actividades que requerem esforço físico moderado e tornam a respiração um pouco mais intensa que o normal.

Ao responder às questões considere apenas as actividades físicas que realize durante **pelo menos 10 minutos seguidos**.

1a Durante a última semana, quantos **dias** fez actividade física **vigorosa** como levantar e/ou transportar objectos pesados, cavar, ginástica aeróbica, correr, nadar, jogar futebol ou andar de bicicleta a uma velocidade acelerada?

___ dias por semana

___ nenhum (se escolheu esta opção passe para a questão **2a**)

1b Quanto **tempo**, no total, despendeu num desses dias, a realizar actividade física **vigorosa**?

___ horas ___ minutos

2a Durante a última semana, quantos **dias** fez actividade física **moderada** como levantar e/ou transportar objectos leves, andar de bicicleta a uma velocidade moderada, actividades domésticas (ex: esfregar, aspirar), cuidar do jardim, fazer trabalhos de carpintaria, jogar ténis de mesa? **Não inclua o andar/caminhar**.

___ dias por semana

___ nenhum (se escolheu esta opção passe para a questão **3a**)

2b Quanto **tempo**, no total, despendeu num desses dias a realizar actividade física **moderada**?

___ horas ___ minutos

3a Durante a última semana, quantos dias **andou/caminhou** durante pelo menos 10 minutos seguidos? Inclua caminhadas para o trabalho e para casa, para se deslocar de um lado para o outro e qualquer caminhada que possa fazer somente por recreação, desporto ou lazer.

___ dias por semana

____ nenhum (se escolheu esta opção passe para a questão 4)

3b Quanto **tempo**, no total, despendeu num desses dias a **andar/caminhar**?

____ horas ____ minutos

3c A que ritmo costuma caminhar?

____ **vigoroso**, que torna a sua respiração muito mais intensa que o normal

____ **moderado**, que torna a sua respiração um pouco mais intensa que o normal

____ **lento**, que não causa qualquer alteração na sua respiração

4 As últimas questões referem-se ao tempo que está sentado diariamente no trabalho, em casa, no percurso para o trabalho e durante os tempos livres. Estas questões incluem o tempo em que está sentado numa secretária, a visitar amigos, a ler ou sentado/deitado a ver televisão.

4a Quanto **tempo**, no total, passou sentado(a) durante um dos dias de **semana** (segunda-feira a sexta feira)?

____ horas ____ minutos

4b Quanto tempo, no total, passou sentado(a) durante um dos dias de **fim-de-semana** (sábado ou domingo)?

____ horas ____ minutos

Anexo3 – Caracterização da amostra

Participantes	Idade	Género	Massa (kg)	Altura (m)	IPAQ
id1	34	Feminino	63	1,75	1
id2	43	Masculino	80	1,81	1
id3	36	Feminino	65	1,62	1
id4	41	Masculino	98	1,77	1
id5	52	Feminino	57	1,52	1
id6	44	Feminino	75	1,65	1
id8	43	Masculino	86	1,78	1
id9	37	Feminino	65	1,6	1
id10	31	Feminino	70	1,63	1
id11	40	Masculino	75	1,89	1
id12	60	Feminino	59	1,54	1
id13	47	Feminino	72	1,6	1
id14	57	Feminino	58	1,57	1
id15	56	Feminino	93	1,65	1
id16	46	Feminino	73	1,73	1
p6	40	Feminino	68	1,65	1
p7	32	Feminino	56	1,54	1
p8	30	Feminino	57	1,67	1
p9	35	Feminino	67	1,77	1
p11	39	Feminino	64	1,63	1
p14	37	Feminino	76	1,65	1

Anexo4- Termo de consentimento Informado

P.PORTO

ESCOLA
SUPERIOR
DE SAÚDE
POLITÉCNICO
DO PORTO

TERMO DE CONSENTIMENTO INFORMADO

Conforme a lei 67/98 de 26 de Outubro e a "Declaração de Helsinquia" da Associação Médica Mundial (Helsinquia 1964; Tóquio 1975; Veneza 1983; Hong Kong 1989; Somerset West 1996, Edimburgo 2000; Washington 2002, Tóquio 2004, Seul 2008, Fortaleza 2013)

Designação do Estudo

Influência do Stiffness e Co-ativação do antagonista, na estabilidade postural, na fase postural de diferentes tarefas funcionais

Eu, abaixo-assinado _____ (NOME COMPLETO), compreendi a explicação que me foi prestada, que versou os objetivos, os métodos e o eventual desconforto inerente ao estudo em que serei incluído. Foi-me garantido que todos os dados relativos à identificação dos participantes neste estudo são confidenciais, sendo mantido o anonimato. Sei que posso recusar-me a participar ou interromper a qualquer momento a participação no estudo, sem nenhum tipo de penalização. Mais uma vez atesto que compreendi a informação que me foi, tive oportunidade de colocar questões e as minhas dúvidas foram esclarecidas.

Aceito participar de livre vontade no estudo acima mencionado. Também autorizo a divulgação dos resultados obtidos no meio científico, garantindo o anonimato.

Nome do Investigador e contacto: Luis Diogo Lopes Marques; e-mail: diogomarques10120280@gmail.com

Data

__/__/__

Assinatura



925

ES3.204.MD.312.01