

AVALIAÇÃO DO TIMING DAS RESPOSTAS DE CURTA LATÊNCIA NA INSTABILIDADE CRÓNICA DO TORNOZELO

*Isabel Valente*¹, *Ana Pinto*², *Rubim Santos*³, *Andreia Sousa*⁴

¹ Escola Superior de Saúde – Instituto Politécnico do Porto, Área Científica de Fisioterapia, Centro de Estudos do Movimento e Atividade Humana, Porto, Portugal; isabelmmvalente@gmail.com

² Escola Superior de Saúde – Instituto Politécnico do Porto, Portugal; aispinto1@gmail.com

³ Escola Superior de Saúde – Instituto Politécnico do Porto, Área Científica de Física, Centro de Estudos do Movimento e Atividade Humana, Porto, Portugal; rss@ess.ipp.pt

⁴ Escola Superior de Saúde – Instituto Politécnico do Porto, Área Científica de Fisioterapia, Centro de Estudos do Movimento e Atividade Humana, Porto, Portugal; andreia.asps@gmail.com

PALAVRAS CHAVE: Respostas de curta latência, Instabilidade crónica do tornozelo, Controlo postural, Complexo articular do tornozelo.

RESUMO: *O controlo postural (CP) envolve um processo complexo multisegmentar para manter o duplo propósito da orientação e estabilidade. Tem sido demonstrado que a informação proprioceptiva proveniente do pé e tornozelo apresenta um papel fulcral na manutenção do CP. As alterações proprioceptivas decorrente de lesão capsuloligamentar do tornozelo parecem estar na origem da disfunção neuromuscular associada à instabilidade crónica do tornozelo. Apesar de vários estudos se terem dedicado ao estudo do timing dos ajustes posturais de curta latência (SLR), a análise desta condição patológica tem sido focada numa abordagem unilateral. Considerando que a informação proprioceptiva influencia não só as respostas ipsilesionais como também as contralesionais, o presente estudo tem como objetivo analisar bilateralmente os ajustes posturais de curta latência em resposta a uma perturbação externa imprevisível unilateral em indivíduos com instabilidade crónica do tornozelo (ICT). Para dar resposta a este objetivo foi realizado um estudo observacional analítico transversal, constituído por 2 grupos de atletas de modalidades de risco para entorse do tornozelo: grupo ICT (n=16) e grupo controlo (n=20). A atividade eletromiográfica foi recolhida em ambos os membros no grupo ICT e no membro não dominante do grupo controlo, dos músculos curto e longo peroneal (PC e PL), tibial anterior (TA) e solear (SOL) na posição de pé com aplicação de uma perturbação externa unilateral. Foi avaliado o timing da ativação muscular em resposta à perturbação. Foram encontradas diferenças estatisticamente significativas no sentido do atraso do timing das SLR nos músculos TA ($p=0,009$) e no SOL ($p=0,042$), no membro contralesional do grupo ICT em posição de apoio em comparação com o grupo controlo. No grupo com ICT, entre membros, foram encontradas diferenças significativas na posição de apoio, nas SLR, no sentido do atraso dos timings do membro contralesional, nos músculos PC ($p=0,023$) e SOL ($p=0,004$). Existiram défices no timing de ativação muscular nas SLR no membro contralesional em apoio.*

1 INTRODUÇÃO

Diversos estudos têm procurado os fatores responsáveis pelo comprometimento da estabilidade do tornozelo e dos mecanismos

de reorganização do CP, em condições de instabilidade crónica do tornozelo (ICT) [1, 2]. Esta tem sido definida como a percepção

subjetiva e repetida de episódios de *giving away*, sendo uma das disfunções mais comuns em atletas (principalmente de desportos coletivos) e pessoas ativas [3-5]. De acordo com Peters, et al, após um mecanismo de entorse lateral do tornozelo (ELT), 10% a 30% dos sujeitos reportam sintomas persistentes ou recidivas [3]. Dessas lesões cápsulo-ligamentares, 40 a 70% promovem ICT [5, 6].

Tem sido defendido que a ICT está associada a alterações de resposta neuromuscular resultantes de modificações na sensibilidade dos fusos neuromusculares da região do tornozelo, levando a um atraso na ativação muscular [7]. Tem sido ainda verificado que as respostas neuromusculares, além de serem influenciadas por sinais provenientes das vias descendentes, são também influenciadas por recetores proprioceptivos do membro contralateral, provando a existência uma influência bilateral recíproca [3, 8].

Apesar desta evidência, grande parte dos estudos têm o seu foco maioritariamente direcionado para o *timing* das SLR no membro com ICT, havendo uma lacuna na literatura quanto a uma possível afetação bilateral em casos de lesões unilaterais em termos de *timings* das SLR [1, 9]. Assim, revela-se importante a avaliação destas respostas no sentido de melhor compreender as disfunções posturais que contribuem para a ICT [3].

Considerando o exposto, estabeleceu-se como objetivo avaliar bilateralmente o *timing* das SLR, em resposta a perturbações externas unilaterais em indivíduos com ICT. Para dar resposta a este objetivo proceder-se-á à comparação entre indivíduos sem história de lesão e indivíduos com ICT com história de lesão unilateral.

Tendo em conta que, no momento em que ocorre uma perturbação unilateral no membro inferior, ocorrem também ajustes posturais bilaterais é possível estabelecer a hipótese de que sejam encontradas

diferenças nos *timings* das SLR em ambos os membros nos indivíduos com ICT [3].

2 MÉTODOS

2.2 DESENHO DE ESTUDO E AMOSTRA

O presente estudo é considerado observacional analítico transversal (*cross-sectional study*).

A amostra incluiu participantes do sexo masculino e feminino, com idades compreendidas entre 18 e 30 anos que praticassem uma das modalidades onde a lesão ligamentar do tornozelo constitua a lesão de maior prevalência, neste caso, praticantes de futebol, basquetebol, voleibol e andebol [10, 11]. A amostra foi dividida em dois grupos: o grupo com ICT constituído pelos indivíduos com ICT e o grupo de controlo, constituído por indivíduos sem historial de lesão do tornozelo.

Os critérios de inclusão e exclusão basearam-se nas indicações do consórcio internacional do tornozelo [12]. No grupo com ICT foram incluídos indivíduos com prática desportiva, história de entorse unilateral de grau II e III [13] e que apresentassem IF segundo a escala *Ankle Instability Instrument* e/ou IM identificada nos testes *Anterior Drawer Test*, *Prone Anterior Drawer* e *Talar Tilt* (dor, crepitação e aumento da amplitude num dos testes em relação ao membro contralateral) [4, 14].

Foram excluídos de ambos os grupos indivíduos que apresentassem: história de cirurgia e/ou fratura do tornozelo, défices do sistema vestibular, outras lesões nos membros inferiores nos últimos 3 meses e presença de sintomatologia dolorosa no momento da recolha [1, 15].

Foram excluídos dos grupos da ICT os participantes em que o último episódio de entorse tivesse ocorrido há menos de 3 meses [13, 15].

Posto isto, a amostra foi constituída por 36 participantes, sendo que as características

antropométricas destes estão presentes na tabela 1.

Relativamente às variáveis idade, género, altura, peso e índice de massa corporal (IMC), não existiram diferenças significativas entre os grupos, sendo por isso considerados comparáveis ($p > 0.05$).

Tab. 1 Valores descritivos da caracterização da amostra do grupo com IF, IM+IF e controlo. Valores prova obtidos na comparação entre grupos

Variáveis	Medidas Estatísticas	Grupo de Controlo (n=20)	Grupo com ICT (n=16)	t	P
Idade (anos)	Mín.	18	18		
	Máx.	27	28	-1,713	0,94
	M ± DP	21,84±2,21	20,54±2,65		
Altura (metros)	Mín.	1,55	1,60		
	Máx.	1,9	1,94	-0,716	0,478
	M ± DP	1,78±0,09	1,76±0,09		
Peso (Kg)	Mín.	48	54		
	Máx.	90	95	-1,173	0,248
	M ± DP	73,79±11,52	69,63±11,59		
IMC (Kg/m ²)	Mín.	17,57	17,72		
	Máx.	26,87	30,84	-0,842	0,405
	M ± DP	23,22±2,19	22,52±3,10		
Desporto	Futebol	NA	12		
	Voleibol	NA	4		
	Basquetebol	NA	1		
	Andebol	NA	2		
Tipo de ICT	IF	NA	8	NA	NA
	IM	NA	8		
N. Prévio de Entorses	Mín.	NA	7		
	Máx.	NA	1	NA	NA
	M ± DP	NA	3,13±1,55		
Freq. da sensação de instabilidade	NA	NA	Frequentemente (n=6)		
	NA	NA	Quase sempre (n=2)	NA	NA
	NA	NA	Raramente (n=7)		
	NA	NA	Nunca (n=1)		
Grau de Lesão	N	NA	Grau II (n=14)		
	N	NA	Grau III (n=2)	NA	NA
Última Entorse (meses)	Mín.	NA	3		
	Máx.	NA	18	NA	NA
	M ± DP	NA	10,53±3,96		

O estudo foi aprovado pela comissão de ética local e implementado de acordo com a Declaração de Helsínquia. Todos os indivíduos deram seu consentimento por escrito.

2.3 INSTRUMENTOS

2.3.1 ANKLE INSTABILITY INSTRUMENT (AII)

A AII é um instrumento que permite identificar com precisão indivíduos que possuem IF [16]. Este instrumento é constituído por 9 questões fechadas organizadas em três itens: gravidade inicial da entorse do tornozelo, história de instabilidade e instabilidade durante as atividades da vida diária [17]. Foram incluídos no grupo com IF os indivíduos que, responderam de modo afirmativo, pelo menos a 4 das 9 questões [1].

2.3.2 ESTADIÓMETRO E BALANÇA

A massa corporal foi avaliada com uma balança Seca 760, com precisão de 1 quilograma (seca – Medical Scales and Measuring Systems®, Birmingham, United Kingdom) e a altura com um estadiómetro Seca 222 com precisão de 1 milímetro (Seca – Medical Scales and Measuring Systems®, Birmingham, United Kingdom).

2.3.3 ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE (EMG)

O registo do sinal EMG dos músculos curto peroneal (CP), longo peroneal (LP), tibial anterior (TA) e solear (SOL) foi adquirido através de um eletromiógrafo portátil *bioPLUX research* (PLUX® wireless biosignals SA, Arruda dos Vinhos, Portugal), com uma frequência de aquisição de 1000 Hz através do *software MonitorPlux*. Este sistema possui um ganho de 1000, um CMRR 110dB, uma impedância de entrada > 1Gohm e uma banda de passagem de 25-500Hz.

A integração e sincronização dos sinais eletromiográficos foram realizadas através do software *MatLab Student* (MathWorks, Pozuelo de Alarcon, Spain), e o processamento dos dados recolhidos foi realizado através do software de aquisição e análise de dados *Acqknowledge®* versão 3.9. Para cada músculo utilizaram-se dois elétrodos de AgCl descartáveis e autoadesivos de gel *Dahlhausen Einmal-EKG-Elektroden*, Typ 505, Solid-Gel (Fest-Gel), Kind (Dahlhausen®, Köln, Alemanha), de superfície circular e com 1 cm de raio. Foi usada uma aplicação bipolar, com uma distância de 20 mm entre as superfícies de deteção.

2.3.4 IMPEDANCÍMETRO

A impedância da pele foi mensurada através de um impedancímetro *Impedance Checker* (Noraxon®, Scottsdale, U.S.A.), de forma a

assegurar níveis de impedância inferiores a 5000 Ω .

2.3.5 TRAPDOOR E ACELERÓMETRO

O *trapdoor* foi constituído por duas plataformas móveis e permite simular o mecanismo de lesão associado à entorse do tornozelo em inversão [18]. O *trapdoor* encontrava-se instrumentado com dois acelerómetros (BioPlux *research*) devidamente sincronizados com a eletromiografia.

2.4 PROCEDIMENTOS

2.4.1 PREPARAÇÃO DA AMOSTRA

Inicialmente procedeu-se á preparação da pele para redução da sua impedância para valores inferiores a 5000 Ω [19]. Os elétrodos foram posicionados de acordo com as referências anatómicas referidas na Tabela 2

No grupo de controlo os elétrodos foram colocados no membro não dominante [20]. Nos indivíduos do grupo ICT, os elétrodos foram colocados bilateralmente.

Tab. 2 Referências anatómicas para a colocação dos elétrodos

Músculo	Referências Anatómicas
TA	No terço inicial da linha que une a extremidade superior da tibia à extremidade inferior do maléolo medial
SOL	Dois centímetros distalmente ao bordo inferior do ventre muscular do gastrocnémio medial e dois centímetros medialmente à linha posterior da perna
LP	¼ da distância entre o maléolo lateral e o epicôndilo lateral
CP	¾ da distância entre o maléolo lateral e o epicôndilo lateral
Elétrodo Terra	No centro da rótula

2.4.2 RECOLHA DE DADOS

Posteriormente à familiarização com os procedimentos foi pedido a cada participante que permanecesse relaxado na posição ortostática, com os pés descalços e alinhados à largura dos ombros, braços ao longo do corpo e a olhar em frente durante no mínimo

35 segundos [21]. Posteriormente procedeu-se á aplicação de uma perturbação da superfície de apoio sem o indivíduo saber o instante temporal em que esta iria ser aplicada (entre os 35-60s) [22]. Os indivíduos encontravam-se de olhos vendados e com isoladores de som de forma a reduzir a previsibilidade das perturbações [23]. Foram realizados 6 ensaios: em 3 ensaios a perturbação foi aplicada no membro com ICT e nos restantes 3 ensaios a perturbação foi aplicada no membro contralesional, com 1 minuto de repouso entre cada repetição [24]. A ordem com que foram aplicadas as perturbações foi randomizada.

Posto isto, procedeu-se à recolha da atividade eletromiográfica de ambos os membros nas duas posições [24].

2.4.3 PROCESSAMENTO DE DADOS

Foi aplicado um filtro band passa Butterworth de segunda ordem de 20Hz a 450Hz [25]. Posteriormente o sinal EMG foi retificado e aplicado um filtro low-pass de 20Hz [26, 27]. Nos dados referentes à atividade dos acelerómetros foi ainda aplicado um filtro low-pass de 50Hz.

O instante da perturbação (T_0) foi identificado a partir do traçado do acelerómetro. O timing de ativação para cada músculo (T_i) foi identificado como o instante temporal onde foi encontrado um valor igual ou superior à média da baseline mais 3 vezes o desvio-padrão. O T_i foi considerado válido para o músculo em questão, quando este manteve a atividade acima do *threshold* por um período nunca inferior a 10ms [28, 29], ou quando o intervalo de tempo foi menor, mas a resposta foi seguida pela resposta MLR identificada como um segundo pico.

2.5 ESTATÍSTICA

Para a análise estatística foi utilizado software IBM SPSS Statistics 22. Com

intervalo de confiança de 95% e um nível de significância de 0.05 [30]. A normalidade das variáveis foi avaliada através do teste de *Shapiro-wilk*. Para estabelecer a comparação entre intergrupo nas SLR, recorreu-se ao teste *t-Student* para amostras independentes e o teste *Mann-Whitney* [30]. Para estabelecer as comparações intragrupo recorreu-se ao teste *Wilcoxon* e ao teste *t-Student* para amostras emparelhadas [30].

3 RESULTADOS

3.1 ANÁLISE INTER-GRUPO

Foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre grupos no sentido do atraso do Ti dos músculos TA e SOL no membro contralesional, quando este se encontrava em apoio, em relação ao grupo controlo (Tabela 3).

Tab 1 Valores descritivos do timing de ativação das SLR (ms) do Membro com ICT e Contralesional, do Grupo ICT e do Grupo Controlo, nas posições de Apoio e Inversão. São também apresentados os valores de prova na comparação entre variáveis.

Posição	Músculo	Grupo Controlo		Membro	Grupo ICT		t	p
		Média (ms)	Desvio-Padrão (ms)		Média (ms)	Desvio-Padrão (ms)		
Apoio	TA			ICT	62	21,5	0,963	0,343
	PC				61,9	23,3	-0,231	0,819
	PL				62	21,2	0,416	0,680
	SOL				61,9	21,3	-0,377	0,708
	TA	49,3	24,4	Contra-lesional	67,6	12,4	2,816	0,009
	PC	66,8	30,9		78,4	15,3	1,691	0,102
	PL	56,2	22,9		63,4	18,5	0,940	0,355
	SOL	64,3	22,4		78,3	20,8	2,126	0,042
Inversão	TA			ICT	51,3	19,2	0,141	0,889
	PC				57	19,0	0,031	0,975
	PL				54,8	23,6	0,560	0,580
	SOL				61,5	21,4	0,140	0,889
	TA	46	23,4	Contra-lesional	49,9	17,6	0,700	0,489
	PC	54,6	24,8		55,6	28,6	0,151	0,881
	PL	50,2	22,1		54	23,0	0,815	0,421
	SOL	61,1	32,9		66,5	31,6	0,770	0,447

3.2 ANÁLISE INTRA-GRUPO

Foram encontradas diferenças estatisticamente significativas nos *timings* das SLR dos músculos PC e SOL entre o membro com ICT e o membro contralesional na posição de apoio. Foi observado um atraso nos *timings* destes músculos no membro contralesional comparativamente

ao membro ipsilesional no grupo com ICT (figura 1).

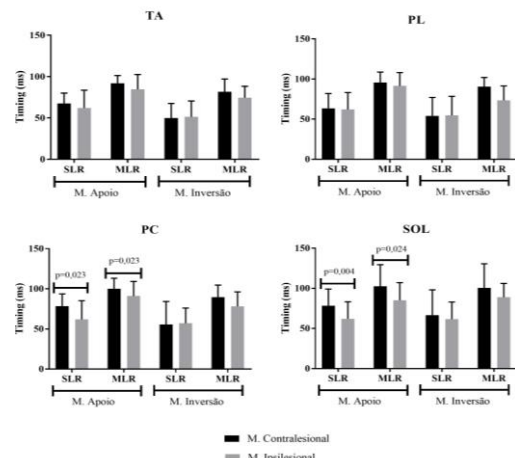


Fig 1 Valores prova obtidos na comparação dos Ti musculares das SLR e MLR entre o membro ICT e o membro Contralesional do Grupo ICT nas posições de Apoio e Inversão.

4 DISCUSSÃO

Os resultados obtidos indicam que os indivíduos com ICT não apresentam alteração na maioria dos *timings* iniciais (Ti) das SLR dos músculos TA, PC, PL e SOL no membro ipsilesional em ambas as posições, quando comparados com o grupo de controlo. Os resultados corroboram a literatura mais recente, reportando não existirem alterações nos *timings* das SLR em indivíduos com ICT [2, 15]. De facto, estes resultados reforçam a ideia de que os *timings* das SLR em resposta a uma perturbação da superfície de apoio parecem não estar diretamente associados à ICT pois, considerando como significativo o atraso eletromecânico de 30ms, os *timings* de ativação entre grupo de controlo e grupo com ICT são menores do que o referido atraso, estando dentro do intervalo da literatura para indivíduos saudáveis, ou seja, de 40 a 60 milissegundos após a perturbação [28, 29].

Curiosamente, foram encontradas diferenças entre grupos no membro em apoio, onde os músculos TA e SOL contralesionais do grupo com ICT apresentam um maior atraso

nas respostas em relação ao grupo de controlo. Apesar de não ter uma influência direta na proteção do mecanismo de lesão, este atraso pode aumentar a sobrecarga mecânica no membro com ICT durante uma perturbação em inversão. De fato, uma perturbação em inversão imprevisível origina, no membro em apoio, o movimento de eversão passiva da articulação subastragalina, seguida de inversão ativa, de modo a contrariar a perturbação inicial. Ao mesmo tempo, o centro de pressão (COP) sofre uma translação anterior, sendo que essa articulação realiza dorsiflexão passiva, seguida de flexão plantar ativa, opondo-se ao mecanismo de lesão [21]. Assim sendo, a ação do membro de apoio contribui para deslocamento do COP, face as alterações na posição do centro de massa impostas pela perturbação, de modo a recuperar e estabilidade [21]. Ainda, Hertel (2006) a partir da avaliação da variável time-to-boundary (TTB) na posição de apoio unipodal, demonstra que um aumento da velocidade do deslocamento do COP para as extremidades da base de suporte no membro contralesional. Esta alteração pode ser decorrente do atraso das SLR observadas no membro contralesional em apoio no presente estudo. Estes resultados parecem sugerir uma diminuição na capacidade de manter o COP dentro da base de suporte, sendo necessário, no entanto, estudos futuros para confirmar a hipótese [31]. Considerando o papel dos músculos TA e SOL na estabilidade dinâmica do complexo articular do tornozelo em apoio, os resultados obtidos parecem ter implicações relevantes na estabilidade postural [32].

Os resultados do presente estudo demonstram ainda que, na posição de apoio o membro contralesional apresenta *timings* mais tardios que o membro com ICT. Quando realizada a comparação entre membros do grupo com ICT, foram encontradas diferenças significativas nos *timings* das SLR, dos músculos PC e SOL na posição de apoio. Estes achados corroboram

a possibilidade de existência de uma influência bilateral recíproca na ICT, provocando uma disfunção também no membro contralesional, membro este que tem sido utilizado como referência para a compreensão da disfunção no membro com ICT [6, 33]. Estes achados têm implicações a nível clínico, demonstrando que a reabilitação de indivíduos com ICT deve ser focada também no membro contralesional, principalmente quando este se encontra na posição de apoio.

5 CONCLUSÃO

Existem atrasos dos *timings* de ativação das SLR no membro contralesional na posição de apoio nos músculos TA e SOL dos indivíduos com ICT.

6 REFERÊNCIAS

- [1] J.T. Hopkins, T.N. Brown, L. Christensen, R.M. Palmieri-Smith, "Deficits in peroneal latency and electromechanical delay in patients with functional ankle instability", *J Orthop Res*, 27, (12), 1541-6, 2009.
- [2] J. Munn, S.J. Sullivan, A.G. Schneiders, "Evidence of sensorimotor deficits in functional ankle instability: a systematic review with meta-analysis", *J Sci Med Sport*, 2-12, 2010.
- [3] S.A. Hale, J. Hertel, L.C. Olmsmsted-Kramer, "The Effect of a 4-Week Comprehensive Rehabilitation Program on Postural Control and Lower Extremity Function in Individuals With Chronic Ankle Instability", *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 37, 303-11, 2007.
- [4] C. Brown, D. Padua, S. Marshall, K. Guskiewicz, "Individuals with mechanical ankle instability exhibit different motion patterns than those with functional ankle instability and ankle sprain copers", *Clin Biomech* 822-31, 2008.
- [5] J. Hertel, "Functional Anatomy, Pathomechanics, and Pathophysiology of Lateral Ankle Instability", *J Athl Train*, 364-75, 2002.
- [6] A. Mitchell, R. Dyson, T. Hale, C. Abraham, "Biomechanics of ankle instability. Part 1: Reaction time to simulated ankle sprain", *Medicine and science in sports and exercise*, 1515-21, 2008a.
- [7] O. Levin, B. Vanwanseele, J.R. Thijssen, W.F. Helsen, F.F. Staes, J. Duysens, "Proactive and reactive neuromuscular control in subjects with chronic ankle instability: evidence from a pilot study on landing", *Gait Posture*, 106-11, 2015.

- [8] B.L. Riemann, "Is there a link between chronic ankle instability and postural instability?", *Journal of athletic training*, 386, 2002.
- [9] M.O. Menacho, H.M. Pereira, B.I.R. de Oliveira, L.M.P. Chagas, M.T. Toyohara, J.R. Cardoso, "The peroneus reaction time during sudden inversion test: Systematic review", *Journal of Electromyography and Kinesiology* 20, 559-65, 2010.
- [10] R. Barone, F. Macaluso, M. Traina, V. Leonardi, F. Farina, V. Di Felice, "Soccer players have a better standing balance in nondominant one-legged stance", *American Journal of Sports Medicine*, II, 1-6, 2011.
- [11] G. Gutierrez, T. Kaminski, A. Douex, "Neuromuscular control and ankle instability", *PM&R*, 359-65, 2009b.
- [12] P. Gribble, E. Delahunt, C. Bleakley, B. Caulfield, C. Docherty, D. Tik-Pui Fong, et al., "Selection Criteria for Patients With Chronic Ankle Instability in Controlled Research: A Position Statement of the International Ankle Consortium", *Journal of Athletic Training*, 49, (1), 121-7, 2014.
- [13] T.J. Hubbard, T.W. Kaminski, R.A. Vander, J.E. Kovalski, "Quantitative assessment of mechanical laxity in the functionally unstable ankle", *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 760-6, 2004.
- [14] B. Akhbari, I. Takamjani, M. Salavati, H. Farahini, M. Sanjari, "Ankle musculature latency measurement to varying angles of sudden external oblique perturbation in normal functionally unstable ankles", *Medical Journal of The Islamic Republic of Iran*, 166-74, 2007.
- [15] C. Eecheute, P. Vaes, W. Duquet, B. Van Gheluwe, "Reliability and discriminative validity of sudden ankle inversion measurements in patients with chronic ankle instability", *Gait & Posture*, 82-6, 2009.
- [16] J. Pederson, "Investigating the Relationship Between FAI Questionnaires and Measures of Static and Dynamic Postural Stability", 2011.
- [17] C.L. Docherty, B.M. Gansneder, B.L. Arnold, S.R. Hurwitz, "Development and Reliability of the Ankle Instability Instrument", *Journal of Athletic Training*, 154-8, 2006.
- [18] A. Dias, P. Correia, J. Esteves, O. Fernandes, "A Influência do Treino Proprioceptivo no Tempo de Latência dos Músculos Peroniais Laterais, Gêmeo Externo e Tibial Anterior", *Revista Portuguesa de Fisioterapia no Desporto*, 2010.
- [19] R. Merletti. ISEK Standards for Reporting EMG Data2010 Available from: http://www.isek-online.org/standards_emg.html.
- [20] B.D. Beynnon, D.F. Murphy, D.M. Alosa, "Predictive Factors for Lateral Ankle Sprains: A Literature Review", *J Athl Train*, 376-80, 2002.
- [21] A. Mitchell, R. Dyson, T. Hale, C. Abraham, "Biomechanics of ankle instability. Part 2: Postural sway-reaction time relationship", *Medicine+ Science in Sports+ Exercise*, 1522, 2008b.
- [22] E. Eils, D. Rosenbaum, "A multi-station proprioceptive exercise program in patients with ankle instability", *Medicine and science in sports and exercise*, 1991-8, 2001.
- [23] A.S. Sousa, A. Silva, R. Macedo, R. Santos, J.M. Tavares, "Influence of long-term wearing of unstable shoes on compensatory control of posture: an electromyography-based analysis", *Gait Posture*, 98-104, 2014.
- [24] J. Hopkins, T. McLoda, S. McCaw, "Muscle activation following sudden ankle inversion during standing and walking", *Eur J Appl Physiol*, 371-8, 2007.
- [25] A.J. Fridlund, J.T. Cacioppo, "Guidelines for human electromyographic research", *Psychophysiology*, 567-89, 1986.
- [26] E. Toft, T. Sinkjaer, S. Andreassen, "Mechanical and electromyographic responses to stretch of the human anterior tibial muscle at different levels of contraction", *Exp Brain Res*, 213-9, 1989.
- [27] T. Sinkjaer, J. Andersen, J. Nielsen, H. Hansen, "Soleus long-latency stretch reflexes during walking in healthy and spastic humans", *Clinical Neurophysiology*, 951-9, 1999.
- [28] N. Petersen, L. Christensen, H. Morita, T. Sinkjaer, J. Nielsen, "Evidence that a transcortical pathway contributes to stretch reflexes in the tibialis anterior muscle in man", *Journal of Physiology*, 267-76, 1998.
- [29] G.M. Gutierrez, "Neuromuscular Control in Ankle Instability", ProQuest LLC, 2008.
- [30] J. Marôco. *Análise Estatística com o SPSS Statistics: ReportNumber*, Lda.; 2011.
- [31] J. Hertel, L. Olmsted-Kramer, J. Challis, "Time-to-Boundary Measures of Postural Control During Single Leg Quiet Standing", *Journal of Applied Biomechanics*, 67-73, 2006.
- [32] R. Drake, A. Mitchell, W. Vogl. *Gray's Anatomia Para Estudantes*: Elsevier; 2005.
- [33] P.O. McKeon, J. Hertel, "Systematic review of postural control and lateral ankle instability, part I: can deficits be detected with instrumented testing", *J Athl Train*, 293-304, 2008.