

INFLUÊNCIA DO TIPO DE CHUTEIRA NA ENTORSE LATERAL DO TORNOZELO

Diogo Silva ¹, Rui Macedo ², Andreia Sousa ³, António Montes ⁴, Rubim Santos ⁵

^{1, 2, 3, 4 e 5} ESTSP, Instituto Politécnico de Porto, Portugal; dcs@estsp.ipp.pt

PALAVRAS CHAVE: Entorse lateral do tornozelo; Chuteiras; Futebol; Relvado sintético; Fadiga

RESUMO: No futebol, a entorse lateral do tornozelo (ELT) destaca-se como sendo a lesão mais prevalente. A elevada variedade de chuteiras e a crescente utilização de relvados sintéticos, destacam a interação entre o terreno e o calçado como fator de risco para a ELT. A maior incidência de lesões na 2ª parte do jogo traduz a necessidade do estudo dessa interação durante tarefas que envolvam fadiga. Assim, objetivou-se o estudo da influência das chuteiras em variáveis preditoras do risco de ELT em relvado sintético sem e com fadiga dos eversores do tornozelo. Foi utilizada uma amostra de 24 atletas saudáveis. Todos os indivíduos realizaram 3 séries de 5 saltos médio-laterais uni-podálicos, cada uma com 1 de 3 modelos de chuteiras (Turf, Hard e Firm ground) sem e com fadiga induzida pelo dinamómetro isocinético. Durante a tarefa, a atividade eletromiográfica do longo e curto peroneais, o valor das forças de reação do solo e o movimento do retro-pé, foram recolhidos e usados para calcular variáveis cinemáticas, cinéticas e neuromusculares. Na comparação entre chuteiras nas duas condições foi utilizado a ANOVA de medidas repetidas ou o teste de Friedman, sendo que na comparação das condições sem e com fadiga entre cada modelo foi utilizado o teste t ou Wilcoxon. À exceção do tempo de ativação do curto peroneal com o modelo Hard ground (sem fadiga vs com fadiga ($p < 0,050$), não foram identificadas diferenças estatisticamente significativas nas variáveis preditoras de lesão, entre chuteiras, nem entre as duas condições avaliadas. Assim, para o teste funcional escolhido e executado por atletas saudáveis em sintético de 3ª geração, nenhuma das chuteiras apresenta maior risco de lesão (com e sem fadiga), tendo em conta as variáveis em estudo.

1 INTRODUÇÃO

O futebol, desporto mais praticado em todo o mundo [1], tem vindo a sofrer alterações nomeadamente ao nível do terreno de jogo. Cada vez mais praticado em terreno sintético [2, 3], continua a apresentar uma elevada prevalência de entorses do tornozelo [4, 5], sendo que 85% delas afetam a estrutura ligamentar lateral [6].

Os gestos desportivos que envolvem corrida com mudanças de direção, rotações, travagens bruscas e múltiplos saltos [7] estão associados ao mecanismo de lesão da entorse lateral do tornozelo (ELT). Esse mecanismo pressupõe uma combinação de inversão ou supinação excessiva e flexão

plantar extrema, enquanto uma força de rotação externa é aplicada na perna [8]. Para este mecanismo, os fatores de risco intrínsecos que reúnem algum consenso são: indivíduos mais altos e mais pesados; membro dominante; instabilidade ligamentar do tornozelo; maiores amplitudes de movimento do complexo pé e tornozelo; alinhamento do calcâneo varo; maiores oscilações do centro de pressão; diminuição da força e aumento do tempo de ativação muscular dos peroneais; bem como a história prévia de entorse [9-11]. Apesar de normalmente não ser englobada nos fatores de risco intrínsecos, a fadiga tem

sido associada à ocorrência de ELT pela sua influência sobre alguns desses fatores [12-15]. Pensa-se que a mudança nos padrões de descarga das vias aferentes musculares, devido à acidose metabólica, pode reduzir a sensibilidade dos fusos neuromusculares, estando assim na origem de défices proprioceptivos, do aumento do tempo de ativação, da diminuição da força muscular e consequentemente, da diminuição do controlo postural [16-18]. No domínio dos fatores de risco extrínsecos, o aumento dos índices de tração entre o calçado e o terreno de jogo tem sido descrito como o mais relevante para a ELT [19, 20].

Atualmente, os fabricantes de calçado desportivo comercializam várias opções de chuteiras tais como: *Turf*, *Hard ground* e *Firm ground*. No entanto, o primeiro modelo é indicado para terrenos sintéticos, o segundo para relvados naturais duros e o último para relvados naturais em estado normal [21]. Esta adequação do calçado ao terreno de jogo frequentemente não se verifica [22].

Torna-se, assim, pertinente analisar que tipo de chuteira melhor se adequa ao relvado sintético, com vista à prevenção de lesão. Assim, o objetivo geral deste trabalho foi estudar a influência do tipo de chuteiras em variáveis preditoras do risco de ELT, em relvado sintético, sob duas condições: sem e com fadiga dos eversores do tornozelo. Foram analisadas variáveis biomecânicas (amplitude de movimento de eversão/inversão do tornozelo; taxa de crescimento das forças de reação do solo; deslocamento e velocidade do centro de pressão e neuromusculares (tempo de ativação dos peroneais). Em todas estas variáveis, para valores mais elevados aceita-se que exista uma maior predisposição a lesão [8, 11, 23].

2 MÉTODOS

2.1 AMOSTRA

Este estudo experimental, de desenho intra-sujeitos contou com 24 participantes

escolhidos aleatoriamente entre 3 clubes da Associação de Futebol do Porto. Os dados antropométricos encontram-se descritos nas tabelas 1.

Tabela 1 - Caracterização da amostra

Variáveis	Média ± Desvio Padrão
Idade (anos)	23,13 ± 1,90
Peso (Kg)	68,36 ± 5,20
Altura (m)	1,76 ± 0,06

Foram incluídos na amostra indivíduos do género masculino, de idade compreendida entre os 18 e os 30 anos, tendo pelo menos 5 anos consecutivos de prática desportiva federada. Foram excluídos indivíduos com história prévia de entorse, presença de outra lesão neuromusculo-esquelética do membro inferior dominante que interferisse com as recolhas, história de cirurgia no membro inferior dominante, distúrbios de equilíbrio, neuropatias, diabetes ou outras patologias que afetem o controlo postural, bem como estar sob aplicação de anestésicos locais [24].

2.2 PROCEDIMENTOS

Os procedimentos foram divididos em 3 momentos: estudo piloto, momento zero (M0 – condição sem fadiga) e momento um (M1 – condição com fadiga).

2.2.1 Procedimentos preparatórios

Foram utilizadas 4 câmaras Qualisys motion capture® 100Hz (Qualisys AB, Packhusgatan 6 S-411 13 Gothenburg Sweden) e uma plataforma de forças Bertec® FP4060-10 100Hz (Bertec Corporation, 6171 Huntley Road Suite J Columbus, OH 43229 U.S.A.) coberta pelo relvado sintético de 3ª geração.

A limpeza da pele e a colocação dos eléctrodos passivos para recolha do sinal eletromiográfico dos peroneais respeitou as normas da SENIAM. O sinal EMG foi

recolhido com o eletromiógrafo Plux® (PLUX wireless biosignals S.A., Lisboa, Portugal) [25].

Adicionalmente, foram colocados marcadores refletivos na face posterior da perna em 3 regiões anatómicas: (1) 2 cm abaixo do ponto médio da prega poplíteia, (2) sobre o tendão de Aquiles no alinhamento entre os dois maléolos e (3) no centro da face posterior da chuteira [26, 27]. Os marcadores 1 e 2 definiram o segmento “perna”, enquanto o segmento “retro-pé” foi definido pelos marcadores 2 e 3.

2.2.2 Momento zero (M0) – Aquisição de dados

Previamente à tarefa, o participante executou um aquecimento durante 10 minutos no cicloergómetro com 2% do peso corporal, seguido de alongamentos [28].

Após a preparação, os participantes executaram 3 séries de 5 saltos médio-laterais consecutivos, em apoio unipodálico, com uma cadência de 120 batidas por minuto - teste funcional adaptado do *Side Hop Test*, utilizado para deteção de défices funcionais entre indivíduos com e sem instabilidade do tornozelo [29, 30]. Cada série foi realizada com um dos três modelos de chuteiras (*Turf*, *Hard ground* e *Firm ground*), cuja sequência foi previamente randomizada. Foi estabelecido um intervalo de repouso de 2 minutos entre cada. O esboço do teste funcional é visível na figura 1.

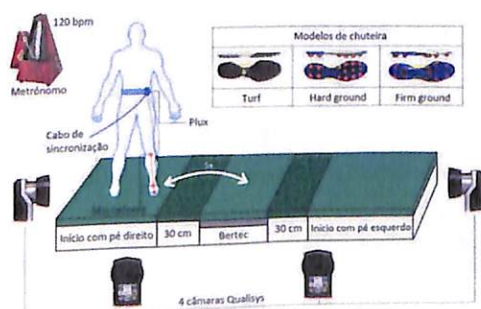


Figura 1 - Protocolo experimental
Legenda: bpm - batidas por minuto

2.2.3 Momento um (M1)

Após o M0, todos os participantes foram sujeitos a um protocolo de fadiga concêntrico/excêntrico no dinamómetro isocinético direcionado aos eversores Biodex® System 4 (Biodex Medical Systems, Inc. 20 Ramsey Road Shirley, New York).

A aplicação do protocolo de fadiga foi efetuada com os indivíduos na posição de sentado com a coxa, o joelho e o tornozelo a 90°, 35° e 80°, respetivamente [14]. Foi identificado o *peak torque* através de 3 contrações máximas a 120°/s numa amplitude de movimento de 30°. Foi definido que o indivíduo atingiu a fadiga quando executou, de forma consecutiva, 3 contrações excêntricas abaixo de 50% do *peak torque* [13].

De forma a evitar a recuperação da fadiga, o participante repetiu a sequência de saltos realizada no M0 com o primeiro modelo de chuteira, imediatamente após a aplicação do protocolo de fadiga. Entre cada modelo, o participante realizou novamente o protocolo de fadiga, sendo que a ordem das chuteiras foi igual à definida no M0.

2.2.4 Processamento de dados

O processamento e a análise de dados foram realizados recorrendo aos softwares: Matlab R2012a (The MathWorks Inc., Boston, MA, USA) e Acqknowledge 3.9 (BIOPAC Systems, Inc. Goleta, USA). Todas as variáveis foram analisadas durante o período de contacto do pé com a plataforma/relva, sendo utilizado como valor final a média dos valores recolhidos nos 3 saltos intermédios. O contacto inicial com o solo foi definido como o momento onde os valores da componente vertical das forças de reação do solo foram superiores a 10 N [28].

Na cinemática foi usado um filtro de 2ª ordem *Butterworth* bidirecional, passa-baixo com frequência de corte de 6Hz. A amplitude de movimento de

eversão/inversão do tornozelo (AMEI) foi obtida através do ângulo formado entre o segmento “perna” e o segmento “retro-pé”. Foi utilizada para análise, a variação de amplitude entre o ângulo máximo de eversão e de inversão no período de apoio [31].

O sinal proveniente da plataforma de forças, foi processado através de um filtro de 4ª ordem não-recursivo *Butterworth*, passa-baixo com frequência de corte de 15 Hz e normalizado ao peso corporal. A taxa de crescimento das componentes vertical (TCFz) e médio-lateral (TCFx) das FRS foi obtida através do cálculo da diferença entre o valor máximo e mínimo dividido pelo intervalo de tempo. Os deslocamentos médio-lateral (COPx) e antero-posterior (COPy) do centro de pressão foram obtidos através do cálculo da diferença entre o valor máximo e mínimo do COP. Foi também calculada a velocidade média médio-lateral (V_COPx) e antero-posterior (V_COPy) do deslocamento do COP dividindo o deslocamento pelo intervalo de tempo [32].

O sinal EMG foi filtrado recorrendo a um filtro digital *band stop* de 50 Hz para remover artefactos provocados pela frequência da rede elétrica. Simultaneamente, foi aplicado um filtro banda passante de 2ª ordem *Butterworth* de 10 - 500Hz. O sinal foi ainda retificado e suavizado (RMS – *Root Mean Square*) usando uma média móvel em janelas de 20ms [33]. A análise temporal foi feita em relação ao momento de apoio (T0), sendo definido como tempo de início da ativação muscular, o instante temporal em que se observou um valor igual ou superior a 5% do valor máximo obtido durante cada salto, durante pelo menos 30ms [34], em relação ao valor médio obtido durante a tarefa [35]. O início da ativação muscular foi procurado numa janela temporal que iniciou aos - 250ms em relação a T0 [36]. Estes procedimentos permitiram a análise das variáveis tempo de ativação do longo

peroneal (TA_LP) e curto peroneal (TA_CP).

2.3 ÉTICA

O estudo foi autorizado pela Presidência da Escola Superior de Tecnologia de Saúde do Porto (ESTSP) e pelo diretor do CEMAH, tendo sido aprovado pela comissão de ética da ESTSP. Todos os participantes expressaram o seu consentimento segundo o protocolo da Declaração de Helsínquia.

2.4 ESTATÍSTICA

A análise estatística foi elaborada com o *software* PASW® Statistics 20 (*Predictive Analytics Software*). A média e a mediana foram utilizadas como medidas de tendência central e os desvios padrão e interquartil como medidas de dispersão. Ao longo de toda a análise, foi considerado um nível de significância de 0,05.

Na comparação dos três modelos de chuteiras no momento zero sem fadiga (M0) e no momento 1 com fadiga (M1), utilizou-se o teste ANOVA medidas repetidas a 1 fator caso as variáveis seguissem a normalidade. O teste de *Friedman* foi utilizado nos casos em que a normalidade não se verificava.

Para comparar as condições sem fadiga e com fadiga em cada modelo de chuteira utilizou-se o teste t para amostras emparelhadas ou o teste *Wilcoxon*, caso as variáveis seguissem ou não a normalidade, respetivamente [37].

3 RESULTADOS E DISCUSSÃO

3.1 VARIÁVEIS CINEMÁTICAS, CINÉTICAS E NEUROMUSCULARES SEM FADIGA

Em nenhum parâmetro avaliado foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre as diferentes chuteiras utilizadas (tabela 3). Assim, a associação entre maiores índices de tração (inerentes a maior altura dos pitões) [20, 21, 38] e um maior risco de lesão não foram sustentadas por este estudo. Uma justificação poderá estar no facto de nem sempre propriedades

de tração mecânica elevadas conduzirem a forças biomecânicas elevadas. Sterzing (2008), avaliou os índices de tração de 4 modelos de chuteiras através de um instrumento mecânico, tendo registado diferenças entre modelos. No entanto, aquando da comparação usando participantes para executar a tarefa, essas diferenças foram dissipadas [39]. O facto de o relvado estar em perfeitas condições (filamentos verticalizados e sem ter a borracha compactada) pode também ter contribuído para estes resultados [2, 3].

3.2 VARIÁVEIS CINEMÁTICAS, CINÉTICAS E NEUROMUSCULARES COM FADIGA

Comparando os três modelos de chuteiras, após indução de fadiga nos principais músculos eversores, não foram novamente identificadas diferenças estatisticamente significativas. Uma possível explicação prende-se com o facto de se ter imposto fadiga isolada dos peroniais, existindo estudos que defendem que alguns grupos musculares de ação proximal (coxa ou joelho) parecem ter mais influência no controlo postural do que outros de ação mais distal (tornozelo) [14, 40]. Por outro lado, fatigar apenas os peroniais pode ter sido insuficiente para encontrar diferenças, uma vez que a fadiga isolada de um grupo muscular do tornozelo parece ter menor impacto, do que a fadiga simultânea de vários grupos musculares que atuam nessa articulação [41].

3.3 VARIÁVEIS CINEMÁTICAS, CINÉTICAS E NEUROMUSCULARES SEM FADIGA VS COM FADIGA

Quando comparados os parâmetros obtidos em cada uma das chuteiras com e sem fadiga dos músculos peroniais, não se verificaram diferenças na maior parte das variáveis analisadas. A única a revelar diferenças estatisticamente significativas ($T = 2.074$; $P=0.05$) foi o tempo de ativação do curto peronial (TA_CP) no modelo de chuteira *Hard ground*. Neste modelo, o tempo de ativação foi inferior na condição com fadiga (-0.102 ± 0.093 s), comparativamente com a condição sem fadiga (-0.079 ± 0.095 s). Pensa-se que este fenómeno possa ser explicado por um possível efeito de aprendizagem; metodologia do estudo que impõe alguma previsibilidade na tarefa [12]; aumento da sensibilidade do fuso neuromuscular numa tentativa de manter a função e a força gerada após fadiga [42] e por fim, pela possibilidade da melhoria no tempo de ativação ser um mecanismo compensatório quando se verifica uma diminuição da magnitude de ativação muscular [12]. Em estudos futuros sugere-se que se reproduza uma metodologia semelhante, desta feita em sintéticos com alguns anos de uso, longe das condições ótimas de praticabilidade, e também em indivíduos com instabilidade funcional ou mecânica, pois acredita-se que nessas condições as diferentes características do calçado sejam ampliadas e se destaquem através das variáveis preditoras de ELT.

Tabela. 3 Comparação entre chuteiras e entre condições sem fadiga e com fadiga em cada modelo

Legenda: (T – Turf); (HG – Hard Ground); (FG – Firm Ground); (AMEI – Amplitude de movimento de eversão/inversão); (TCFz – Taxa de crescimento da força vertical); (TCFx – Taxa de crescimento da força médio-lateral); (COPx – Deslocamento médio-lateral do centro de pressão); (COPy – Deslocamento antero-posterior do centro de pressão); (V_COPx – Velocidade do deslocamento médio-lateral do centro de pressão); (V_COPy – Velocidade do deslocamento antero-posterior do centro de pressão); (TA_LP – Tempo de ativação do longo peroneal) e (TA_CP – Tempo de ativação do curto peroneal)

Variável	Modelo	Média ± Desvio Padrão		Comparação entre chuteiras Sem Fadiga		Comparação entre chuteiras Com Fadiga		Comparação das condições Sem e Com Fadiga em cada modelo	
		Sem Fadiga	Com Fadiga	Valor teste	Valor p	Valor teste	Valor p	Valor teste	Valor p
AMEI (graus)	T	8.90 ± 1.95	9.49 ± 2.27	F = 1.038	0.366	X ² = 1.714	0.424	T = -0.853	0.409
	HG	8.50 ± 1.44	8.99 ± 3.31					Z = -0.220	0.826
	FG	8.16 ± 1.63	8.66 ± 2.62					T = -1.314	0.211
TCFz (N/s)	T	14.10 ± 3.91	13.53 ± 1.67	X ² = 0.348	0.840	F = 1.716	0.193	Z = -1.373	0.170
	HG	14.15 ± 3.17	12.84 ± 1.86					Z = -1.060	0.289
	FG	13.37 ± 2.36	12.73 ± 1.90					Z = 0.675	0.507
TCFx (N/s)	T	2.74 ± 0.78	2.69 ± 0.76	F = 0.514	0.559	X ² = 2.000	0.368	Z = -0.698	0.485
	HG	2.73 ± 0.75	2.43 ± 0.56					T = 1.605	0.123
	FG	2.63 ± 0.81	2.39 ± 0.61					T = 1.273	0.217
COPx (mm)	T	82.65 ± 30.65	75.12 ± 29.52	X ² = 1.778	0.411	X ² = 0.471	0.790	T = 0.387	0.704
	HG	68.58 ± 28.28	75.18 ± 20.72					Z = -1.207	0.227
	FG	68.87 ± 21.79	74.65 ± 30.25					Z = -0.213	0.831
COPy (mm)	T	100.86 ± 26.70	103.31 ± 20.43	F = 0.530	0.593	F = 1.302	0.283	T = -0.445	0.661
	HG	102.04 ± 26.55	99.05 ± 25.34					T = 0.413	0.684
	FG	94.31 ± 14.39	94.93 ± 27.23					T = -0.097	0.924
V_COPx (mm/s)	T	276.50 ± 98.81	258.67 ± 102.86	X ² = 0.111	0.946	X ² = 0.471	0.790	T = 0.134	0.895
	HG	240.36 ± 97.26	252.61 ± 64.78					Z = -0.923	0.356
	FG	254.16 ± 106.53	243.24 ± 96.06					Z = -0.065	0.948
V_COPy (mm/s)	T	336.14 ± 76.17	356.44 ± 74.42	F = 0.501	0.609	F = 4.228	0.022* Post hoc 0.079	T = -1.036	0.312
	HG	349.4 ± 83.33	328.71 ± 75.13					T = 0.975	0.341
	FG	332.33 ± 101.17	305.86 ± 87.78					T = 1.076	0.295
TA_LP (s)	T	-0,0551 ± 0,07144	-0,0512 ± 0,06637	X ² = 1.000	0.607	F = 1.429	0.250	T = -0.550	0.588
	HG	-0,0494 ± 0,07106	-0,0361 ± 0,08409					Z = -1.460	0.144
	FG	-0,0496 ± 0,07229	-0,0550 ± 0,06686					T = 0.158	0.876
TA_CP (s)	T	-0,0991 ± 0,08182	-0,1041 ± 0,05551	F = 1.172	0.319	F = 0.278	0.758	T = 0.486	0.632
	HG	-0,0791 ± 0,09545	-0,1024 ± 0,09277					T = 2.074	0.050*
	FG	-0,1067 ± 0,08805	-0,1154 ± 0,08555					T = 0.237	0.815

4 CONCLUSÃO

O estudo revela não existir diferenças entre chuteiras (nas condições sem e com fadiga dos eversores), nas variáveis preditoras de lesão. A ausência de diferenças estende-se à análise individual de cada chuteira em função da condição, à exceção do tempo de ativação do curto peroneal (com as *Hard ground*) que diminuiu (melhorou) com fadiga. Esta conclusão está inevitavelmente associada às particularidades do estudo, ou seja, ao facto da avaliação ter sido realizada através de um teste funcional dinâmico adaptado do *Side Hop Test*, executada por atletas saudáveis e sobre relva sintética de 3ª geração. Assim, tendo em conta estas condicionantes, não foi possível identificar nenhum modelo como sendo preditor de entorse lateral do tornozelo.

AGRADECIMENTOS

Uma palavra de apreço e reconhecimento deve ser endossada à empresa Relvados e Equipamentos Desportivos pelo excerto de relva sintética, à ADIDAS pelo envio das chuteiras, a todos os participantes pela sua disponibilidade, bem como aos colegas investigadores de incontestável importância.

REFERÊNCIAS

1. Kunz, H., *Big count - 265 million playing football*, in *FIFA Magazine* 2007, p. 10-15.
2. FIFA. *FIFA - Quality concept for football turf*. 2009 [cited 2013 23 March 2013]; Available from: <http://www.fifa.com>.
3. FIFA. *FIFA Quality concept for Football Turf*. 2012 [cited 2012

- 2013]; Available from: <http://www.fifa.com>.
4. Fong, D.T., et al., *A systematic review on ankle injury and ankle sprain in sports*. Sports Medicine 2007. **37**(1): p. 73-94.
5. Waterman, B.R., et al., *The Epidemiology of Ankle Sprains in the United States*. The Journal of Bone & Joint Surgery, 2010. **92**(13).
6. Ferran, N.A. and N. Maffulli, *Epidemiology of sprains of the lateral ankle ligament complex*. Foot Ankle Clin., 2006. **11**(3): p. 659-62.
7. Dubin, J.C., et al., *Lateral and syndesmotic ankle sprain injuries: a narrative literature review*. J Chiropr Med, 2011. **10**(3): p. 204-19.
8. Richie, D.H., *Functional Instability of the Ankle and the Role of Neuromuscular Control: A Comprehensive Review*. The Journal of Foot and Ankle Surgery, 2001. **40**: p. 240-52.
9. Beynnon, B.D., D.F. Murphy, and D.M. Alosa, *Predictive factors for lateral ankle sprains: a literature review*. Journal of Athletic Training, 2002. **37**(4): p. 376-380.
10. Ergen, E., *Prevention of Ligament Injuries*, in *Sports Injuries - Prevention, Diagnosis, Treatment, and Rehabilitation*, M.N. Doral, Editor. 2012, Springer: Berlin. p. 1247.
11. Morrison, K.E. and T.W. Kaminski, *Foot Characteristics in Association With Inversion Ankle Injury*. Journal of Athletic Training, 2007. **42**(1): p. 135-142.
12. Jackson, N.D., G.M. Gutierrez, and T. Kaminski, *The effect of fatigue and habituation on the stretch reflex of the ankle musculature*. J Electromyogr Kinesiol, 2009. **19**(1): p. 75-84.
13. Gutierrez, G.M., et al., *Effect of Fatigue on Neuromuscular Function at the Ankle*. Journal of Sport Rehabilitation, 2007. **16**: p. 295-306.
14. Bisson, E.J., et al., *Effects of ankle and hip muscle fatigue on postural sway and attentional demands during unipedal stance*. Gait Posture, 2011. **33**(1): p. 83-7.
15. Lin, Y.H., et al., *The effects of muscle fatigue and proprioceptive deficits on the passive joint senses of ankle inversion and eversion*. Isokinetics and Exercise Science, 2008. **16**: p. 101-5.
16. Hiemstra, L.A., I.K.Y. Lo, and P.J. Fowler, *Effect of Fatigue on Knee Proprioception: Implications for Dynamic Stabilization*. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 2001. **31**(10): p. 598-605.
17. Docherty, C.L., J.H. Moore, and B.L. Arnold, *Effects of Strength Training on Strength Development and Joint Position Sense in Functionally Unstable Ankles*. Journal of Athletic Training, 1998. **33**(4): p. 310-314.
18. South, M. and K.P. George, *The effect of peroneal muscle fatigue on ankle joint position sense*. Physical Therapy in Sport, 2007. **8**(2): p. 82-87.
19. Hennig, E.M., *The influence of soccer shoe design on player performance and injuries*. Res Sports Med, 2011. **19**(3): p. 186-201.
20. Lake, M.J., *Determining the protective function of sports footwear*. Ergonomics, 2000. **43**(10): p. 1610-21.
21. Queen, R.M., et al., *A comparison of cleat types during two football-specific tasks on FieldTurf*. Br J Sports Med, 2008. **42**(4): p. 278-84; discussion 284.
22. Sterzing, T., C. Müller, and T.L. Milani, *Traction on artificial turf: development of a soccer shoe outsole*. Footwear Science, 2010. **2**(1): p. 37-49.
23. Delahunt, E., *Neuromuscular contributions to functional instability of the ankle joint*. Journal of Bodywork and Movement Therapies, 2007. **11**(3): p. 203-213.
24. McKeon, P.O., et al., *Lateral ankle ligament anesthesia significantly*

- alters single limb postural control. *Gait Posture*, 2010. **32**(3): p. 374-7.
25. Hermens, H.J., et al., *Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures*. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2000. **10**: p. 361-374.
26. Beynnon, B.D., et al., *Ankle ligament injury risk factors: a prospective study of college athletes*. *Journal of Orthopaedic Research*, 2001. **19**: p. 213-220.
27. Norkin, C.C. and D.J. White, *Measurement of Joint Motion: A Guide to Goniometry*. 4th ed. 2009, Philadelphia: F.A. Davis Company.
28. Brown, C., B. Bowser, and K.J. Simpson, *Movement variability during single leg jump landings in individuals with and without chronic ankle instability*. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2012. **27**(1): p. 52-63.
29. Caffrey, E., et al., *The ability of 4 single-limb hopping tests to detect functional performance deficits in individuals with functional ankle instability*. *J Orthop Sports Phys Ther*, 2009. **39**(11): p. 799-806.
30. Docherty, C.L., et al., *Functional-Performance Deficits in Volunteers With Functional Ankle Instability*. *Journal of Athletic Training*, 2005. **40**: p. 30-4.
31. Whatman, C., P. Hume, and W. Hing, *Kinematics during lower extremity functional screening tests in young athletes - Are they reliable and valid?* *Physical Therapy in Sport*, 2012: p. 1-7.
32. Duarte, M. and S.M.S.F. Freitas, *Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio*. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 2010. **14**(3): p. 183-192.
33. Schmid, S., M. Moffat, and G.M. Gutierrez, *Effect of knee joint cooling on the electromyographic activity of lower extremity muscles during a plyometric exercise*. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2010. **20**: p. 1075-81.
34. Hodges, P.W. and B.H. Bui, *A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography*. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, 1996(101): p. 511-519.
35. Nieuwenhuijzen, P.H.J.A., C. Gruneberg, and J. Duysens, *Mechanically induced ankle inversion during human walking and jumping*. *Journal of Neuroscience Methods*, 2002. **117**: p. 133-140.
36. Shiratori, T. and M.L. Latash, *Anticipatory postural adjustments during load catching by standing subjects*. *Clinical Neurophysiology*, 2001. **112**: p. 1250-1265.
37. Marôco, J., *Análise Estatística com o PASW Statistics*. 2010, Pêro Pinheiro.
38. Sterzing, T., et al., *Actual and perceived running performance in soccer shoes: A series of eight studies*. *Footwear Science*, 2009. **1**(1): p. 5-17.
39. Sterzing, T., et al., *Discrepancies between mechanical and biomechanical measurements of soccer shoe traction on artificial turf* *Symposium of the International Society of Biomechanics in Sports*, 2008. **26**: p. 339-342.
40. Bizid, R., et al., *Effects of knee and ankle muscle fatigue on postural control in the unipedal stance*. *Eur J Appl Physiol*, 2009. **106**: p. 375-380.
41. Boyas, S., et al., *Impairment in postural control is greater when ankle plantarflexors and dorsiflexors are fatigued simultaneously than when fatigued separately*. *Gait Posture*, 2011. **34**(2): p. 254-9.
42. Moore, B.D., et al., *The differential effects of fatigue on reflex response timing and amplitude in males and females*. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2002. **12**: p. 351-360.