6º CONGRESSO NACIONAL DE BIOMECÂNICA
Rui B. Ruben et al. (Eds)
Monte Real, Leiria, Portugal, 6-7 de fevereiro, 2015

INFLUÊNCIA DO TIPO DE CHUTEIRA NA PREVENÇÃO DE ENTORSE LATERAL DO TORNOZELO EM ATLETAS COM E SEM INSTABILIDADE CRÓNICA

Micael Moreira [1], Diogo Silva [1], Rui Macedo [1], Andreia Sousa [1], António Mesquita Montes [1], Rubim Santos [1]

[1] ESTSP, Instituto Politécnico do Porto, Portugal; mika.lcb@gmail.com

PALAVRAS-CHAVE: Entorse lateral do tornozelo, Tração rotacional, Instabilidade crónica do tornozelo, Relvado sintético, Futebol

RESUMO: *A entorse lateral do tornozelo (ELT) é a lesão com maior incidência no futebol, sendo que 40 a 70% dessas lesões cápsulo-ligamentares ocasionam instabilidade crónica do tornozelo (ICT). A crescente implementação de relvados sintéticos, associado à variabilidade de chuteiras disponíveis, realça a interação chuteira-piso como possível fator de risco de ELT. Como objetivo do estudo pretendeu-se avaliar a influência do tipo de chuteira na prevenção de ELT em relvado sintético em atletas com e sem Instabilidade crónica do tornozelo (ICT). Estudo experimental com desenho intra-sujeitos numa amostra de vinte e um atletas federados, alocando-se os mesmos em dois grupos: sem (n=12) e com ICT (n=9). O teste funcional utilizado consistiu numa adaptação do 6 meter cross-over test, reduzindo o seu comprimento para 2 metros (5 saltos) e estabelecendo-se uma distância mínima ântero-posterior e médio lateral de 40 e 15 cm, respetivamente. Foram recolhidas 2 repetições do teste com cada um dos quatro modelos de chuteiras (Turf, Artificial Grass, Hard e Firm Ground) em apoio unipodálico. Procedeu-se à análise das variáveis cinemáticas (eversão/inversão do tornozelo, deslocamento e velocidade do centro de pressão), cinéticas (taxa de crescimento das FRS) e neuromusculares (tempo de ativação muscular dos eversores). Foi utilizado o teste Friedmann, na comparação entre chuteiras em ambos os grupos, considerando-se o valor-p de 0,05. No grupo sem ICT, não foram registadas diferenças significativas nas variáveis em estudo. Por outro lado, no grupo com ICT, registaram-se diferenças significativas em todas as componentes das taxas de crescimento das FRS entre modelos ($p<0,05$). Ainda, neste grupo, o tempo de ativação do longo peronial, foi significativamente inferior nos modelos Artificial grass e Firm ground comparativamente ao Turf ($p=0,004$). Ressalvando a índole do teste funcional, identificou-se as chuteiras Artificial grass como as chuteiras que melhor influenciaram as variáveis neuromusculares e as chuteiras Firm ground no que diz respeito às variáveis cinéticas (valores inferiores). Tendo em conta que para valores inferiores das variáveis em estudo exista uma menor predisposição para ELT os dois modelos acima indicados podem ser preponderantes na prevenção secundária de ELT.*

1 INTRODUÇÃO

Desde 2004, uma vasta gama de relvados sintéticos de alta qualidade tem sido aprovada, sendo assegurada pela *Fédération International de Football Association* a similaridade entre as caraterísticas do jogo em relvado natural e piso sintético [1]. O futebol é um dos desportos coletivos onde se regista uma maior incidência e prevalência de entorses do tornozelo, sendo que lesões do complexo ligamentar lateral englobam cerca de 77% a 83% das mesmas, estando 40 a 70% associadas a instabilidade crónica do tornozelo (ICT). A ICT apresenta uma etiologia multifatorial, englobando uma componente mecânica e funcional [2].

A rapidez e imprevisibilidade inerente ao jogo condiciona alterações cinéticas, cinemáticas e/ou neuromusculares no gesto desportivo que predispõem o atleta ao mecanismo de lesão de entorse lateral do tornozelo (ELT), estimando-se que cerca de 45% das mesmas ocorram durante a receção de um salto [3-7].

Os fatores de risco para o mecanismo de ELT, podem estratificar-se em intrínsecos e extrínsecos. No que concerne aos fatores intrínsecos destacam-se: história de entorse prévia, membro dominante; variáveis antropométricas (atletas mais altos e pesados); maiores oscilações do centro de pressão, bem como o padrão de ativação neuromuscular (tempo de ativação) dos músculos peroniais [4]. No que concerne aos fatores de risco extrínsecos salienta-se a importância do aumento dos índices de tração rotacional entre o terreno de jogo e a chuteira (maior tração proporciona maior *stiffness* ao movimento de rotação do antepé, predispondo o atleta à lesão) [8, 9]. A comprovar esta relação interface chuteira-piso e ELT, constatou-se que atletas do sexo masculino encontram-se expostos a um maior risco de ELT, em piso sintético [10].

Acompanhando a tendência de crescimento da prática em pisos sintéticos, os fabricantes de calçado desportivo têm unido esforços, no sentido de providenciar duas caraterísticas que os atletas consideram fulcrais no seu jogo: índice de tração e estabilidade [9]. Atualmente existem quatro tipos de sola autorizados para utilização no referido terreno de jogo: *Turf*, *Artificial grass*, *Hard* e *Firm ground*. Não obstante os fabricantes apontarem apenas o primeiro e segundo modelo como feitos à medida das caraterísticas dos terrenos sintéticos, esta adequação da sola ao terreno nem sempre se verifica, constatando-se uma clara preferência pela utilização dos modelos *Firm e Hard ground* sendo este um aspeto que poderá corroborar a origem da maior predisposição à ELT neste terreno de jogo [8, 11].

Existe já considerável evidência de que a interação entre o piso e a chuteira otimizam a performance do atleta, porém é ainda escassa a literatura que comprova a influência do modelo de chuteira como fator de risco modificável da ELT [11-14]. Posto isto, estabeleceu-se como objetivo geral deste estudo, verificar a influência do tipo de chuteira em variáveis preditivas (neuromusculares, cinemáticas e cinéticas) do mecanismo de lesão de ELT num teste funcional, em terreno sintético, em duas populações distintas (com e sem ICT). Assumiu-se que para valores mais elevados das variáveis acima mencionadas existe uma maior predisposição para ELT [4, 6, 7]

2 MÉTODOS

2.1 AMOSTRA

Estudo do tipo experimental com desenho intra-sujeitos. A amostra foi constituída por 21 atletas federados da Associação de Futebol do Porto, distribuídos em dois grupos: sem ICT n=12; com ICT=9 (Tabela 1 e 2).

Tabela 1 – Variáveis antropométricas e demográficas da amostra final

Grupo	Variáveis	Média± Desvio Padrão
Sem ICT	Idade (anos)	20,75±1,22
	Altura (m)	1,76±6,65
	Massa (kg)	69,65±5,73
	IMC (kg/m²)	22,40±0,97
Com ICT	Idade (anos)	23,56±3,32
	Altura (m)	1,76±3,01
	Massa (kg)	71,39±1,80
	IMC (kg/m²)	22,99±1,02

Legenda: (ICT – Instabilidade crónica da tibiotársica; m – metros; kg – quilogramas; kg/m²; quilogramas por metro quadrado)

Tabela 2 - Preferências individuais relativamente ao tipo de chuteira

Grupo	Modelo	N	%
Sem ICT	*Turf*	0	0,0
	Artificial Grass	4	33,3
	Hard Ground	3	16,7
	Firm Ground	6	50,0
Com ICT	*Turf*	2	22,2
	Artificial Grass	2	22,2
	Hard Ground	1	11,1
	Firm Ground	4	44,4

Para integrarem o grupo com ICT, todos os participantes teriam de apresentar instabilidade funcional unilateral, determinada pelo *Ankle Instability Instrument* (AII) [15]. Após esta triagem, os atletas foram submetidos ao teste ortopédico *drawer test*, avaliados sempre pelo mesmo especialista, no sentido de verificar a integridade do ligamento peroneoastragalino anterior e dessa forma, alocar os atletas no grupo com ICT. Este teste ortopédico carateriza-se pela sua excelente sensibilidade (LR^{-}=0,05) boa especifidade (LR^{+}=6) na avaliação da integridade do ligamento peroneoastragalino anterior [16, 17].

2.2 Procedimentos

Preparação dos participantex

Realizou-se a preparação dos participantes, procedendo-se à limpeza e abrasão da pele, com álcool isopropílico a 70% e algodão, sob os ventres musculares em análise. Posteriormente colocou-se os elétrodos nos seguintes músculos: Longo Peronial (a 25% da distância entre a cabeça do perónio e o maléolo lateral); Curto Peronial (25% da distância entre o maléolo lateral e a cabeça do perónio). Posicionou-se ainda o elétrodo terra numa proeminência óssea (rótula) [18, 19].

Adicionalmente, colocou-se os marcadores refletores de 19mm de diâmetro na face posterior da perna: (1) 2cm inferior à prega poplítea no ponto médio entre a face lateral e medial, (2) no alinhamento dos dois maléolos, sobre o tendão de Aquiles e (3) no centro da face posterior da chuteira [20, 21].

Os procedimentos preparatórios foram sempre realizados pelo mesmo investigador, diminuindo-se a variabilidade e o erro inerente à recolha.

De seguida, cada participante realizou um breve aquecimento dos membros inferiores durante 10 minutos no cicloergómetro com 2% do peso corporal [22].

Aquisição de dados

Foi solicitado aos participantes que realizassem 2 séries de 5 saltos no sentido anterior (>15 cm) e médio lateral (>40 cm) (adaptação do *6 meter cross over test)*, com cada um dos quatro modelos de chuteiras, em apoio unipodálico a uma cadência de 142 batidas por minuto (figura 1 e 2). Estabeleceu-se um intervalo de repouso entre séries de 2 minutos [15].

Figura 1 - Modelos de chuteira em teste (*Turf, Artificial grass, Hard* e *Firm ground*)

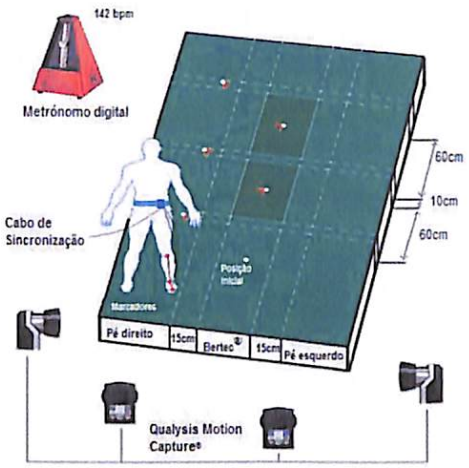

Figura 2 – Teste funcional (bpm – batidas por minuto); (cm - centímetros)

2.3 Ética

O estudo foi aprovado pela comissão de ética da ESTSP bem como pela direção do CEMAH. Os participantes deram o seu consentimento de acordo com a Declaração de Helsínquia.

2.4 Procedimentos Estatísticos

O *software* SPSS 21.0 (*Statistical Package for the Social Sciences*®) foi utilizado para o tratamento de dados e análise estatística, considerando-se um nível de significância de 0,05 [23].

Na comparação entre os quatro modelos de chuteiras dentro de cada grupo grupos recorreu-se ao *Teste de Friedmann*. De seguida realizou-se a análise *post hoc* e respetiva correção de *Dunn*, verificando-se em que modelos de chuteira ocorriam as diferenças [23].

3 Resultados e Discussão

3.1 Variáveis cinemáticas, cinéticas e neuromusculares no grupo sem ICT

Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas no grupo sem ICT, entre os modelos em teste. Esta ausência de diferenças pode justificar-se pelo facto do teste funcional ter sido realizado em condições previsíveis, bem como a ausência de fadiga permitindo um ótimo planeamento e execução do controlo neuromuscular neste grupo [24]. Neste sentido, estudos que considerem os processos de fadiga específica da modalidade assim como o fator imprevisibilidade, são necessários para compreender as respostas biomecânicas associadas a cada chuteira em diferentes exigências neuromusculares [8, 25, 26].

3.2 Variáveis cinemáticas, cinéticas e neuromusculares no grupo com ICT

Também não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas nas variáveis cinemáticas entre chuteiras. Partindo do pressuposto que o tipo de revestimento é fulcral na tração rotacional, importa dizer que este estudo avaliou chuteiras com fabrico e gáspea igual e esse fator poderá ter permitido que o tornozelo conseguisse gerar um grau de eversão similar, enquanto um momento de rotação interna tibial era imposto durante a fase de propulsão dinâmica [27]. O mesmo não se verificou, em relação às variáveis cinéticas, bem como neuromusculares. Nas variáveis cinéticas, nomeadamente na taxa de crescimento das forças de reação ao solo verticais, verificaram-se valores significativamente menores entre os modelos *Artificial grass* e *Firm ground*, comparativamente ao modelo *Hard ground* (figura 3).

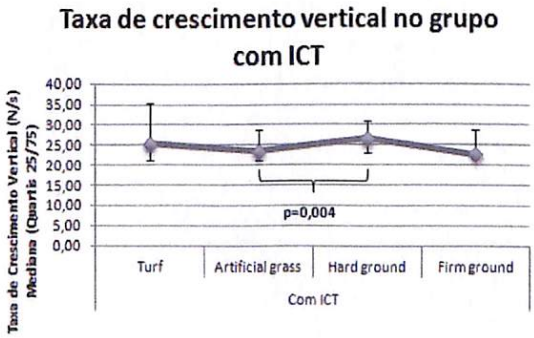

Figura 3 – Taxa de crescimento vertical no grupo com ICT

É de destacar as diferenças significativas encontradas para a taxa de crescimento das forças de reação ao solo antero posterior verificando-se a existência de valores significativamente inferiores nas chuteiras *Artificial grass* (p=0,006) e *Firm Ground* (p=0,037; figura 4) comparativamente às *Turf*.

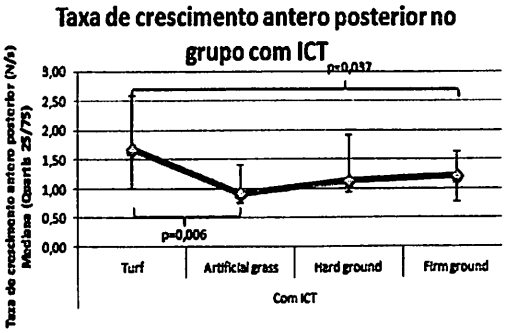

Figura 4 – Taxa de crescimento antero posterior no grupo com ICT

Para a execução de uma estratégia motora eficiente e sucesso no jogo, é necessário uma ótima interação entre a chuteira e o piso. Neste contexto, salienta-se a íntima relação entre variáveis subjetivas de performance com variáveis biomecânicas e perceção de tração, tendo sido verificado que as preferências individuais e sensação de segurança com a chuteira poderão influenciar positivamente o planeamento motor [9, 11]. Consequentemente, o índice de tração ótimo providenciado pelas *Artificial grass*, associado à maior perceção de estabilidade decorrente do uso preferencial de *Firm ground*, poderá ter ditado um fenómeno não associativo de aprendizagem conhecido por habituação [28].

No modelo *Firm Ground* foram encontrados valores de taxa de crescimento das forças de reação ao solo médio laterais menores comparativamente ao *Artificial grass* (p=0,022; figura 5)

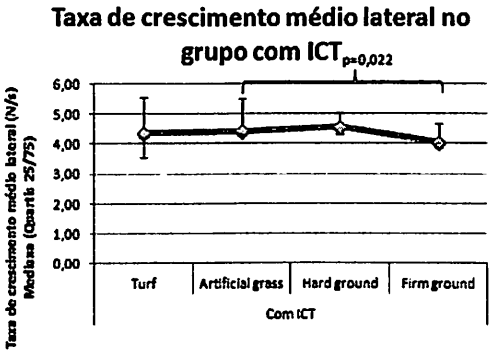

Figura 5 – Taxa de crescimento médio lateral no grupo com ICT

Estes resultados podem estar associados à presença de um maior aglomerado e menor distância entre pitões da região do 1° metatarso na chuteira *Artificial grass* [29, 30].

Relativamente ao tempo de ativação do longo peronial, este foi significativamente inferior com os modelos *Firm ground* e *Artificial grass*, comparativamente ao *Turf* (p=0,004; figura 6)

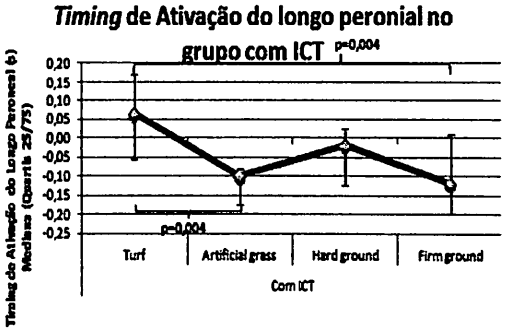

Figura 6 – Tempo de ativação do longo e curto peronial no grupo com ICT

A chuteira *Turf* apresentando os pitões mais baixos poderá não ter tido uma penetração suficientemente profunda no sintético providenciando um menor índice de tração [27, 31]. As chuteiras *Hard ground* pela altura elevada, grande área transversal e geometria do pitão (mais arredondado), proporcionaram uma maior translação da borracha/sílica e da chuteira dissipando-se algum do efeito mecânico de compressão e fricção entre a sola e a superfície [32]. Relativamente à chuteira *Artificial grass* apresentando um tamanho intermédio de pitões, bem como uma menor distância entre os pitões do retro e ante pé

parecem permitir uma maior área de interação entre pitões e terreno de jogo, beneficiando os atletas de uma propulsão mais segura e dinâmica [11, 31, 33]. A justificação do modelo *Firm ground* apresentar, tal como as *Artificial grass*, um melhor desempenho neuromuscular, não parece residir no índice de tração. Eventualmente a adaptação neuromotora à chuteira *Firm ground* terá assumido preponderância, tendo em conta a sua utilização preferencial no grupo com ICT (n=44,4%) [11, 28].

Acredita-se que a maior tração biomecânica das chuteiras *Firm* e *Artificial grass* comparativamente às *Turf*, forneceu um maior estímulo dos fusos neuromusculares (estimulação da atividade γ), potenciando de seguida uma pré-excitação dos motoneurónios α (facilitação cortical descendente) e consequente ativação precoce [28].

4 Conclusão

Os resultados obtidos no presente estudo permitem concluir que nos indivíduos sem ICT o tipo de chuteira parece não interferir nas variáveis preditivas de ELT. Já nos indivíduos com ICT as chuteiras *Artificial grass* foram as chuteiras que melhor influenciaram as variáveis neuromusculares preditivas de ELT e as chuteiras *Firm ground* no que diz respeito às variáveis cinéticas (valores inferiores para ambas), o que indica que estes modelos podem ser preponderantes na prevenção secundária de ELT.

AGRADECIMENTOS

Este estudo contou com o fundamental apoio, da empresa Relvados e Equipamentos Desportivos (RED) disponibilizando o excerto de relva sintética de 3° geração bem como da ADIDAS pelo envio das chuteiras. Desta forma, um sincero reconhecimento deve ser endereçado a ambas as empresas. Por último, estender uma palavra de apreço a todos os participantes pela sua colaboração e aos Ex^{mos} encarregados das áreas científicas envolvidas nesta investigação, pela importância evidenciada na operacionalização deste estudo.

Referências

1. FIFA, *FIFA Quality concept for football turf - The Concept.* 2011: p. 1-25.
2. Hertel, J., *Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability.* Journal of athletic training, 2002. **37**(4): p. 364-375.
3. McKay, G.D., et al., *Ankle injuries in basketball: injury rate and risk factors.* British Journal of Sports Medicine, 2001. **35**(2): p. 103-108.
4. Martin, R.L., et al., *Ankle Stability and Movement Coordination Impairments: Ankle Ligament Sprains: Clinical Practice Guidelines Linked to the International Classification of Functioning, Disability and Health From the Orthopaedic Section of the American Physical Therapy Association.* Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 2013. **43**(9): p. A1-A40.
5. Fong, D.T.P., et al., *A Systematic Review on Ankle Injury and Ankle Sprain in Sports.* Sports Medicine, 2007. **37**(1): p. 73-94.
6. Delahunt, E., K. Monaghan, and B. Caulfield, *Changes in lower limb kinematics, kinetics, and muscle activity in subjects with functional instability of the ankle joint during a single leg drop jump.* Journal of Orthopaedic Research 2006. **24**(10): p. 1991-2000.
7. Delahunt, E., *Neuromuscular contributions to functional instability of the ankle joint.* Journal of Bodywork and Movement Therapies, 2007. **11**(3): p. 203-213.
8. Ekstrand, J., M. Hägglund, and C.W. Fuller, *Comparison of injuries sustained on artificial turf and grass by male and female elite football players.* Scandinavian

Journal of Medicine & Science in Sports, 2011. **21**(6): p. 824-832.

9. Hennig, E.M., *The Influence of Soccer Shoe Design on Player Performance and Injuries.* Research in Sports Medicine, 2011. **19**(3): p. 186-201.
10. Ekstrand, J., M. Hagglund, and M. Walden, *Epidemiology of muscle injuries in professional football (soccer).* Am J Sports Med, 2011. **39**(6): p. 1226-32.
11. Sterzing, T., C. Müller, and T. Milani, *Traction on artificial turf: development of a soccer shoe outsole.* Footwear Science, 2010. **2**(1): p. 37-49.
12. 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.
13. Bentley, J.A., et al., *Harmful cleats of football boots: A biomechanical evaluation.* Foot and Ankle Surgery, 2011. **17**(3): p. 140-144.
14. Queen, R.M., et al., *A comparison of cleat types during two football-specific tasks on FieldTurf.* British Journal of Sports Medicine, 2008. **42**(4): p. 278-284.
15. Caffrey, E., et al., *The Ability of 4 Single-Limb Hopping Tests to Detect Functional Performance Deficits in Individuals With Functional Ankle Instability.* Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 2009. **39**(11): p. 799-806.
16. van Dijk, C.N., et al., *Physical examination is sufficient forthe diagnosis of sprained ankles.* Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume, 1996. **78-B**(6): p. 958-962.
17. Hattam, P. and A. Smeatham, *Special tests in musculoskeletal examination: an evidence-based guide for clinicians.* 2010: Elsevier Health Sciences.
18. Hermens, H.J., et al., *Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures.* Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology, 2000. **10**(5): p. 361-374.
19. De Luca, C.J., et al., *Inter-electrode spacing of surface EMG sensors: Reduction of crosstalk contamination during voluntary contractions.* Journal of Biomechanics, 2012. **45**(3): p. 555-561.
20. Beynnon, B.D., et al., *Ankle ligament injury risk factors: a prospective study of college athletes.* Journal of Orthopaedic Research, 2001. **19**(2): p. 213-220.
21. Norkin, C.C. and D.J. White, *Measurement of joint motion: a guide to goniometry.* 2009: FA Davis.
22. Brown, C., B. Bowser, and K.J. Simpson, *Movement variability during single leg jump landings in individuals with and without chronic ankle instability.* Clinical Biomechanics, 2012. **27**(1): p. 52-63.
23. Marôco, J., *Análise Estatística com o SPSS Statistics.* 2010: ReportNumber, Lda.
24. Holmes, A. and E. Delahunt, *Treatment of Common Deficits Associated with Chronic Ankle Instability.* Sports Medicine, 2009. **39**(3): p. 207-224.
25. Ascensão, A., et al., *Fisiologia da fadiga muscular. Delimitação conceptual, modelos de estudo e mecanismos de fadiga de origem central e periférica.* Revista Portuguesa de Ciências do Desporto nº1, 2003. **3**(1): p. 108-103.
26. Borotikar, B.S., et al., *Combined effects of fatigue and decision making on female lower limb landing postures: Central and peripheral contributions to ACL injury risk.* Clinical Biomechanics, 2008. **23**(1): p. 81-92.
27. Villwock, M.R., et al., *Football playing surface and shoe design affect rotational traction.* The American Journal of Sports Medicine, 2009. **37**(3): p. 518-525.

28. Jackson, N.D., G.M. Gutierrez, and T. Kaminski, *The effect of fatigue and habituation on the stretch reflex of the ankle musculature.* Journal of Electromyography and Kinesiology, 2009. **19**(1): p. 75-84.
29. Eils, E., et al., *Characteristic Plantar Pressure Distribution Patterns During Soccer-Specific Movements.* The American Journal of Sports Medicine, 2004. **32**(1): p. 140-145.
30. Wong, P.I., et al., *Higher plantar pressure on the medial side in four soccer-related movements.* British Journal of Sports Medicine, 2006. **41**: p. 93-100.
31. Müller, C., T. Sterzing, and T. Milani. *Stud length and stud geometry of soccer boots influence running performance on third generation artificial turf.* in *27th Internationational Conference on Biomechanics in Sports (ISBS).* 2009. Limerick, Ireland.
32. Clarke, J.D. and M.J. Carré, *Improving the performance of soccer boots on artificial and natural soccer surfaces.* Procedia Engineering, 2010. **2**(2): p. 2775-2781.
33. Müller, C., et al., *Comprehensive evaluation of player-surface interaction on artificial soccer turf.* Sports Biomechanics, 2010. **9**(3): p. 193-205.