

Que exercício escolher para prevenir e reabilitar a lesão dos isquiotibiais?

Autores

João R Vaz¹; Tiago Neto²; Telmo Firmino³; Bruno Mendes³; Sandro Freitas¹

jprvaz@gmail.com

Resumo

A incidência da lesão dos músculos isquiotibiais tem aumentado a uma taxa de 4%/ano na última década. Embora com um caráter multifatorial, parte substancial de programas de prevenção e reabilitação desta lesão assenta numa dimensão de melhoria e otimização das estruturas musculares por intermédio do exercício. O aumento da incidência obriga, assim, a um estudo mais aprofundado para uma escolha dos exercícios mais eficaz. O presente estudo investigou, pela primeira vez, a rigidez (indicador de força do músculo) dos músculos bicípites femoral e semitendinoso num exercício de flexão do joelho e outro de extensão da anca. Adicionalmente, investigou diferenças na rigidez em duas regiões (proximal e distal). Doze indivíduos participaram no presente estudo que recorreu à técnica de sonografia com shear wave para determinar a rigidez. Os resultados evidenciaram uma predominância do bicípites femoral na extensão da anca, e do semitendinoso na flexão do joelho. Observou-se, ainda, um maior equilíbrio entre estes dois músculos (rácio próximo de 1) na regional proximal. No que diz respeito à distribuição da carga dentro de cada músculo, observou-se que, independentemente do exercício, o bicípites femoral tende a ser mais homogéneo, evidenciando-se em ambos maior predominância da região proximal. O grande contributo deste estudo no contexto da medicina do desporto assenta nas observações que determinam que a rigidez muscular não é homogénea no seu todo; bem como uma predominância de um músculo em relação a outro mediante o exercício. Este estudo é um primeiro passo determinante para uma melhor escolha futura dos exercícios mais eficazes em função do que se pretende modificar quer num contexto de prevenção, quer num contexto de reabilitação.

Palavras-chave: bicípites femoral; semitendinoso; regionalização; elastografia; rigidez

¹ CIPER, Faculdade de Motricidade Humana da Universidade de Lisboa

² LUNEX, International University of Health, Exercise and Sports

³ Faculdade de Motricidade Humana da Universidade de Lisboa

INTRODUÇÃO

As lesões musculares nos isquiotibiais são comuns no contexto desportivo, em particular, em modalidades que envolvam *sprints* e mudanças de velocidade⁽¹⁾. Tem sido reportado que a incidência destas lesões tem aumentado em vários desportos nos últimos anos^(2,3). Entre os vários músculos constituintes dos isquiotibiais, a longa porção do bicípite femoral (BF) é a mais afetada (~86%)⁽⁴⁻⁶⁾. Isto sugere que quer a prevenção quer a reabilitação deste tipo de lesão deve envolver exercícios específicos para estimular as estruturas musculares alvo. Porém, a ausência de conhecimento a este nível explica em parte a baixa eficácia de programas de prevenção que têm sido propostos, mas que não permitem contrariar o aumento da incidência deste tipo de lesão.

A literatura mais recente tem sugerido que o padrão de distribuição da carga entre o BF e semitendinoso (ST) parece ter um papel importante no mecanismo de lesão^(7,8). Como tal, vários grupos de investigação têm procurado perceber quais os exercícios que seletivamente recrutam o BF ou ST, com vista à melhoria do padrão de distribuição de carga⁽⁹⁻¹⁴⁾. Estes estudos sugerem que exercícios que envolvem a extensão da anca aumentam a participação do BF, enquanto que exercícios que envolvam flexão do joelho aumentam a participação do ST⁽⁹⁾. Porém não é claro se existem diferenças entre exercícios em termos mecânicos (i.e., rigidez muscular). Adicionalmente, pouco se sabe se a distribuição de carga mecânica intramuscular durante contração é homogénea, embora estudos prévios têm assumido que sim⁽¹⁵⁾. Estudos recentes têm evidenciado que a expressão mioelétrica é heterogénea ao longo do comprimento muscular⁽¹²⁾, porém não se sabe se esta heterogeneidade se reflete em termos mecânicos. É importante também notar que estudos prévios quantificaram variáveis que não refletem diretamente o comportamento mecânico (i.e., atividade metabólica por relaxometria T2 usando ressonância magnética⁽⁸⁾, e atividade elétrica do músculo com eletromiografia⁽¹²⁾). Uma técnica emergente, sonoelastografia *shear wave* (SWE), tem sido demonstrada como válida e fiável para a medição *in vivo* da rigidez muscular durante a contração muscular^(15,16). Como tal, esta técnica permite dar resposta às questões sobre a mecânica inter- e intramuscular do BF e ST.

O presente estudo caracterizou a resposta da rigidez do BF e ST nas suas regiões proximal e distal, durante contração isométrica em exercícios de flexão do

joelho e de extensão da anca. Procurou-se perceber potenciais diferenças na rigidez inter- e intramuscular, entre os exercícios propostos. Criou-se como hipóteses que: i) independentemente da região muscular, o rácio BF-ST fosse maior na extensão da anca comparativamente com a flexão do joelho, sugerindo maior rigidez do BF na extensão da anca e menor na flexão do joelho, relativamente ao ST; ii) o rácio de rigidez proximal-distal do BF e ST fosse inferior a 1 durante a flexão do joelho e maior que 1 durante a extensão da anca.

MÉTODO

Participantes

Doze indivíduos fisicamente ativos, do sexo masculino, participaram no presente estudo (25.4 ± 2.2 anos; 1.68 ± 0.08 m; 66.8 ± 11.9 kg). Os participantes reportaram ausência de lesão prévia nos isquiotibiais, bem como a ausência de lesões no membro inferior nos 6 meses anteriores à sua participação. Consentimento informado foi obtido pelos participantes antes da sua participação e o presente estudo foi aprovado pelo Conselho de Ética da Faculdade de Motricidade Humana (21/2016), de acordo com a Declaração de Helsínquia.

Instrumentação

Dinamometria

O momento de força do joelho e da anca foi determinado pela utilização de um dinamómetro isocinético (Biodex System 3, Shirley, NY, USA) a 1kHz. O membro não avaliado permaneceu em repouso com a anca e joelho nas suas posições neutras. O tornozelo do membro avaliado foi imobilizado na posição neutra (i.e. 90°) utilizando fita adesiva. As avaliações foram realizadas com os participantes na posição de decúbito ventral, com o côndilo femoral lateral (na flexão do joelho, com joelho a 30° de flexão) e o grande trocânter (para extensão da anca, com a anca a 10° de flexão e joelho em extensão) alinhados com o eixo de rotação do dinamómetro. As posições angulares utilizadas para os testes de flexão do joelho e extensão da anca foram determinadas de forma a assegurar o mesmo comprimento muscular, de acordo com trabalhos anteriores⁽¹⁷⁾. Na flexão do joelho, o dinamómetro foi fixo na região mais

distal da perna, enquanto que na extensão da anca, o mesmo foi colocado aproximadamente a 10cm abaixo do joelho.

Sonoelastografia shear wave (SWE)

O módulo de cisalhamento (*shear modulus*) foi avaliado com recurso a um equipamento de ultrassom (Aixplorer, v11; Supersonic Imagine, Aix-en-Provence, França) no modo SWE, acoplado com uma sonda linear (4–15MHz, Super Linear 15-4, Vermon, Tours, França). A técnica SWE está descrita em detalhe na literatura¹⁸. A frequência de amostragem foi de ~1Hz (0.8-1.4Hz), dependendo do tamanho e localização da janela de elastograma. A sonda foi colocada a ~25% (proximal) e ~75% (distal) do comprimento do BF e ST. O comprimento muscular foi determinado pela distância entre as junções miotendinosas proximais e distais, com recurso à imagem sonográfica. A sonda foi alinhada com a orientação dos fascículos musculares. De forma a garantir maior consistência nas medidas, utilizou-se uma estrutura de plástico especialmente desenhada para fixar a sonda (Figura 1A). O *shear modulus* de cada região muscular foi medido durante contrações isométricas com a duração de 15 segundos.

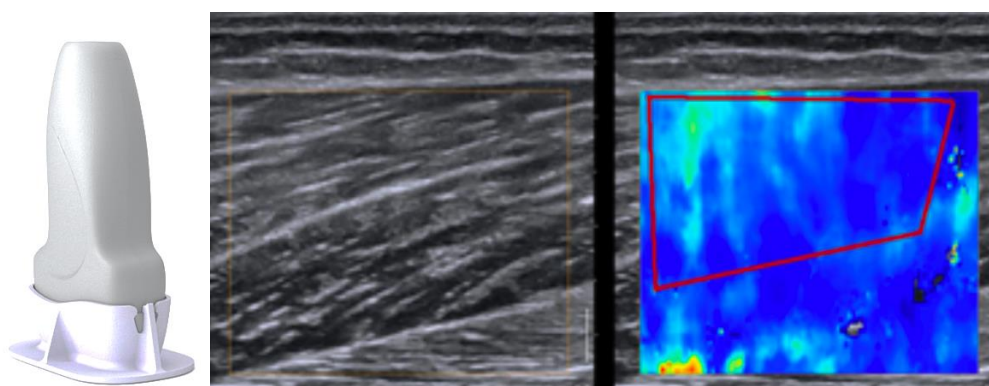


Figura 1. Estrutura para otimização da fixação da sonda (A); Exemplo de imagem sonográfica da longa porção do bicípite femoral (B-esquerda) com elastografia (B-direita) e região de interesse identificada a vermelho.

Protocolo Experimental

Antes do início das recolhas, estruturas de suporte de plástico com o formato da sonda (Figura 1A) foram colocadas nas regiões musculares de interesse. De seguida, os participantes realizaram cerca de dez contrações submáximas como aquecimento e familiarização com o equipamento e a intensidade de contração da tarefa. Foram ainda solicitadas duas contrações voluntárias máximas (CVM) para a flexão do joelho e extensão da anca, com cerca de 5s de duração, com 1 minuto de descanso entre as repetições. As CVM foram necessárias para determinar o momento de força correspondente à intensidade de contração a ser utilizada no protocolo.

Seguidamente, os participantes realizaram um total de dezasseis contrações isométrica a 20% da CVM: 2 repetições x 2 exercícios [flexão do joelho e extensão da anca] x 2 músculos (BF, ST) x 2 regiões musculares (Proximal, Distal). Durante as contrações, o participante teve feedback visual relativo ao momento de força que estava a realizar, mantendo-se na intensidade de contração desejada. Períodos de descanso de 1 minuto foram providenciados entre as diferentes repetições. No final do protocolo, duas CVM de 5s de duração foram realizadas com o intuito de identificar potenciais efeitos de fadiga através de um decréscimo no momento de força gerado na flexão do joelho.

Recolha e Análise de Dados

Os diferentes instrumentos foram sincronizados por intermédio de um *trigger* externo e recolhidos através do Biopac (MP100, Santa Barbara, USA). O processamento dos dados foi realizado através do software Matlab® (v2018a, The Mathworks Inc., Natick, Massachusetts, EUA).

Para o cálculo do *shear modulus* de cada região muscular, exportámos os vídeos gravados pelo ecógrafo e divididos em sequências de imagens em *.jpeg*. Cada pixel do mapa de cores foi convertido nos valores de *elastic modulus* tendo por base a escala de cores utilizada, através de processamento de imagem. A região de interesse da janela do elastograma foi marcada e determinada de forma a evitar aponevroses e artefactos anatómicos (Figura 1B). De seguida, a média dos valores

de *shear modulus* foi calculada como valor representativo do músculo. Esta média foi, de seguida, dividida por 3 para a estimação do *shear modulus* muscular⁽¹⁸⁾.

A média do momento de força e do *shear modulus* observados durante um intervalo de 10seg dos 15seg da contração muscular foi determinada para cada repetição. Seguidamente, o rácio BF-ST (BF-ST_{rácio}) das regiões proximal e distal, e o rácio proximal-distal (PD_{rácio}) do BF e ST foram calculados para o *shear modulus*.

Análise Estatística

A análise estatística foi realizada no software IBM SPSS Statistics 22.0 (IBM Corporation, New York, USA). Em primeiro lugar, a normalidade foi verificada e observada pelo teste de Shapiro-Wilk. A reprodutibilidade da avaliação do *shear modulus* foi determinada através do coeficiente de correlação intraclasse (ICC_{2,1}). Adicionalmente, o erro padrão de medida (SEM)¹⁹. Para a comparação estatística, foram utilizadas ANOVAs por medidas repetidas com dois fatores para testar as hipóteses do estudo: i) músculo (BF, ST) e exercício (flexão do joelho, extensão da anca) no PD_{rácio}; ii) região (proximal, distal) e exercício no BF-ST_{rácio}; iii) região (proximal, distal) e músculo (BF, ST) no KF-HE_{rácio}. No caso da observação de efeitos para fatores e interação entre fatores, foi utilizado o teste de Bonferroni comparações múltiplas. O nível de significância foi definido como $p < 0.05$.

RESULTADOS

Em relação ao BF-ST_{rácio} (Figura 2), observou-se um efeito para o fator exercício ($p=0.001$, $\eta^2=0.631$) e fator região muscular ($p=0.014$, $\eta_p^2=0.438$), mas não para a interação exercício x região muscular ($p=0.245$). O BF-ST_{rácio} revelou ser mais elevado durante a extensão da anca (1.36 ± 0.58) comparativamente à flexão do joelho (0.57 ± 0.17 ; $p < 0.001$). Isto sugere que a rigidez do BF é mais elevada que no ST durante a extensão da anca (i.e. rácio > 1). Por outro lado, o ST apresenta maior rigidez do que o BF (i.e. rácio < 1), independentemente da região muscular. Adicionalmente, o BF-ST_{rácio} observou-se maior rigidez na região proximal (1.08 ± 0.39) em relação à região distal (0.85 ± 0.21), sugerindo que a rigidez intermuscular é mais homogénea na região proximal.

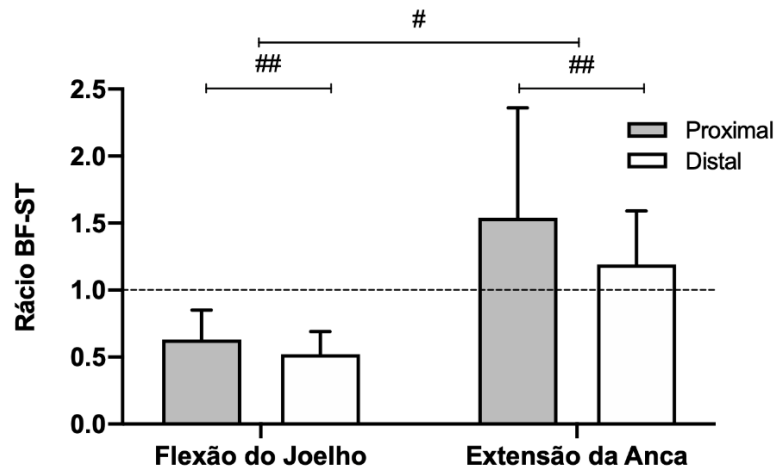


Figure 2. Rácio entre bicípíte femoral e semitendinoso, nas regiões proximal e distal, na flexão do joelho e extensão da anca. Os gráficos apresentados indicam média \pm desvio padrão. De realçar que um rácio menor que 1 representa menor rigidez no bicípíte femoral relativamente ao semitendinoso. # indica $p < 0.05$; ## indica $p < 0.01$.

Relativamente ao $PD_{\text{rácio}}$ (Figura 3), observou-se efeito para o fator músculo ($p=0.017$, $\eta_p^2=0.418$), mas não para o fator exercício ($p=0.515$) ou interação músculo x exercício ($p=0.995$). Os testes *post hoc* demonstraram que o $PD_{\text{rácio}}$ foi significativamente mais alto no BF (0.79 ± 0.27) comparativamente ao ST (0.63 ± 0.17 ; $p=0.017$), sugerindo maior heterogeneidade de rigidez no ST.

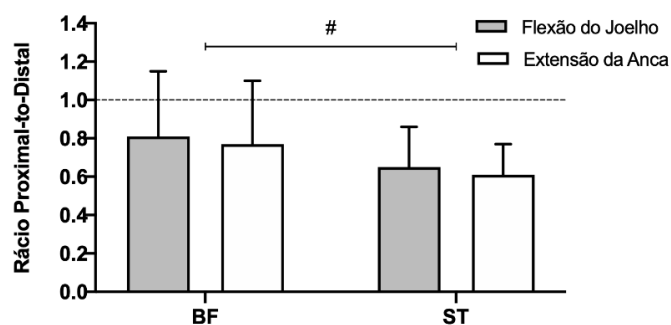


Figure 3. Rácio proximal-distal ($PD_{\text{rácio}}$) no bicípíte femoral e no semitendinoso durante a flexão do joelho e extensão da anca. Os gráficos apresentados indicam média \pm desvio padrão. De realçar que um rácio menor que 1 representa menor rigidez na região proximal relativamente à distal. # indica $p < 0.05$.

DISCUSSÃO

Este é o primeiro estudo que investigou a resposta da rigidez muscular do BF e ST, nas suas regiões proximal e distal, nos exercícios de flexão do joelho e de extensão da anca, durante contrações isométricas. As nossas hipóteses foram parcialmente observadas.

Relativamente à distribuição da carga intermuscular ($BF-ST_{\text{rácio}}$), observou-se que a extensão da anca fez produzir uma clara predominância do BF ($BF-ST_{\text{rácio}}=1.36$), enquanto o contrário foi observado na flexão do joelho ($BF-ST_{\text{rácio}}=0.57$). Estes resultados estão em linha com trabalhos recentes que estudaram a atividade muscular e metabólica destes músculos^(9,14). Os autores observaram maior atividade muscular e metabólica do ST durante a flexão do joelho, comparativamente ao BF; enquanto o BF apresentou maior atividade que o ST durante a extensão da anca. Interessante observar-se, no presente estudo, que o padrão de distribuição de carga entre BF e ST nos dois exercícios é, no entanto, consistente entre as regiões proximal e distal. No entanto, os nossos resultados demonstram que na região proximal há uma distribuição de carga nivelada entre o BF e ST ($BF-ST_{\text{rácio}}=1.08$), mas na região distal tende a observar-se uma predominância do ST ($BF-ST_{\text{rácio}}=0.85$). Estes resultados sugerem, assim, uma maior homogeneidade intermuscular a nível proximal.

No que diz respeito à distribuição da carga intramuscular ($PD_{\text{rácio}}$), observou-se que o ST é mais heterógeno que o BF, independentemente do exercício. Isto é evidenciado pelas diferenças significativas no $PD_{\text{rácio}}$ mais próximo de 1 no BF (0.79), comparativamente ao ST (0.63). Importante realçar que independentemente do músculo e do exercício, existe uma clara predominância de maior rigidez nas componentes proximais dos músculos estudados. Estes resultados não corroboram um estudo anterior que não observou maior atividade mioelétrica à superfície corporal nas regiões musculares proximais do BF em diferentes exercícios⁽¹¹⁾. Isto realça o facto de a emancipação elétrica muscular não se refletir diretamente na força/rigidez gerada pelo músculo. Isto é, é sabido que a atividade mioelétrica nem sempre tem uma relação linear com a força muscular⁽²⁰⁾. Logo, a medição mioelétrica apresenta limitações quando a interpretação pretendida passa pela força individual dos músculos. Este aspeto é importante, pois a diferente rigidez entre regiões musculares ajuda a explicar a hipertrofia regional que se observa com determinados exercícios de

musculação, na medida em que a tensão é um desencadeador fundamental do fenómeno hipertrófico⁽²¹⁾. Como tal, estudos futuros deverão explorar exercícios em outras posições, por exemplo onde os músculos possam estar alongados, no sentido de examinar se a rigidez muscular pode ser seletivamente evocada; e determinar se a evocação de rigidez seletiva se reflete em manifestação hipertrófica aquando exposição crónica de forma regional.

Em conclusão, apesar do inovador e útil programa de prevenção de lesões desenvolvido pela FIFA (Fifa 11+) apresentar um impacto positivo na prevenção de lesões desportivas de uma forma geral^(22,23), a incidências das lesões musculares dos isquiotibiais continua a aumentar⁽³⁾. Embora sabendo que esta lesão é influenciada por diferentes fatores, a eficácia da prevenção pode ser otimizada pelas escolhas dos exercícios. O presente estudo apresenta informação fundamental para a compreensão da distribuição da carga aos níveis intra- e intermuscular, que auxiliar na escolha dos exercícios. Deste modo, contribui substancialmente para o contexto da medicina desportiva evidenciando, pela primeira vez, que estes músculos não apresentam uma resposta à carga homogénea ao longo do seu comprimento, e que a flexão do joelho solicita mais o BF que o ST e o contrário para a extensão da anca. Portanto, abrem uma nova perspetiva no estudo da prevenção e reabilitação da lesão dos isquiotibiais, através da escolha adequada dos exercícios.

BIBLIOGRAFIA

1. Ekstrand J, Hägglund M, Waldén M. Injury incidence and injury patterns in professional football: the UEFA injury study. *British Journal of Sports Medicine*. 2011;45(7):553.
2. Okoroha KR, Conte S, Makhni EC, Lizzio VA, Camp CL, Li B, Ahmad CS. Hamstring Injury Trends in Major and Minor League Baseball: Epidemiological Findings From the Major League Baseball Health and Injury Tracking System. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*. 2019;7(7):2325967119861064.
3. Ekstrand J, Waldén M, Hägglund M. Hamstring injuries have increased by 4% annually in men's professional football, since 2001: a 13-year longitudinal analysis of the UEFA Elite Club injury study. *British Journal of Sports Medicine*. 2016;50(12):731-737.

4. Ekstrand J, Lee JC, Healy JC. MRI findings and return to play in football: a prospective analysis of 255 hamstring injuries in the UEFA Elite Club Injury Study. *British Journal of Sports Medicine*. 2016;50(12):738-743.
5. Silder A, Reeder SB, Thelen DG. The influence of prior hamstring injury on lengthening muscle tissue mechanics. *Journal of Biomechanics*. 2010;43(12):2254-2260.
6. Askling CM, Tengvar M, Saartok T, Thorstensson A. Proximal Hamstring Strains of Stretching Type in Different Sports. *The American Journal of Sports Medicine*. 2017;36(9):1799-1804.
7. Schuermans J, Tiggelen VD, Danneels L, Witvrouw E. Susceptibility to Hamstring Injuries in Soccer: A Prospective Study Using Muscle Functional Magnetic Resonance Imaging. *The American Journal of Sports Medicine*. 2016;44(5):1276-1285.
8. Schuermans J, Tiggelen DV, Danneels L, Witvrouw E. Biceps femoris and semitendinosus—teammates or competitors? New insights into hamstring injury mechanisms in male football players: a muscle functional MRI study. *British Journal of Sports Medicine*. 2014;48(22):1-8.
9. Bourne MN, Williams MD, Opar DA, Najjar A, Kerr GK, Shield AJ. Impact of exercise selection on hamstring muscle activation. *British Journal of Sports Medicine*. 2017;51(13):1021-1028.
10. Bourne MN, Duhig SJ, Timmins RG, Williams MD, Opar DA, Najjar A, Kerr GK, Shield AJ. Impact of the Nordic hamstring and hip extension exercises on hamstring architecture and morphology: implications for injury prevention. *British Journal of Sports Medicine*. 2017;51(5):469-477.
11. Hegyi A, Csala D, Péter A, Finni T, Cronin NJ. High-density electromyography activity in various hamstring exercises. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2019;29(1):34-43.
12. Hegyi A, Péter A, Finni T, Cronin N. Region- dependent hamstrings activity in Nordic hamstring exercise and stiff- leg deadlift defined with high- density electromyography. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2018;28(3):992-1000.
13. Hegyi A, Lahti J, Giacomo J-P, Gerus P, Cronin NJ, Morin J-B. Impact of Hip Flexion Angle on Unilateral and Bilateral Nordic Hamstring Exercise Torque and High-Density Electromyography Activity. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 2019;49(8):584-592.

14. Fernandez-Gonzalo R, Tesch P, Linnehan R, Kreider R, Salvo DV, Suarez-Arrones L, Alomar X, Mendez-Villanueva A, Rodas G. Individual Muscle use in Hamstring Exercises by Soccer Players Assessed using Functional MRI. *International Journal of Sports Medicine*. 2016;37(7):559 564.
15. Mendes B, Firmino T, Oliveira R, Neto T, Infante J, Vaz JR, Freitas SR. Hamstring stiffness pattern during contraction in healthy individuals: analysis by ultrasound-based shear wave elastography. *European Journal of Applied Physiology*. 2018;118(11):2403 2415.
16. Bouillard K, Hug F, Guevel A, Nordez A. Shear elastic modulus can be used to estimate an index of individual muscle force during a submaximal isometric fatiguing contraction. *Journal of Applied Physiology*. 2012;113(9):1353 1361.
17. Hawkins D, Hull M. A method for determining lower extremity muscle-tendon lengths during flexion/extension movements. *Journal of Biomechanics*. 1990;23(5):487 494.
18. Bercoff J, Tanter M, Fink M. Supersonic shear imaging: a new technique for soft tissue elasticity mapping. *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*. 2004;51(4):396 409.
19. Weir JP. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2005;19(1):231 240.
20. Iomono, Baratta R, Shoji H, D'Ambrosia R. The EMG-force relationships of skeletal muscle; dependence on contraction rate, and motor units control strategy. *Electromyography and clinical neurophysiology*. 1990;30(3):141 152.
21. Earp JE, Newton RU, Cormie P, Blazevich AJ. Inhomogeneous Quadriceps Femoris Hypertrophy in Response to Strength and Power Training. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2015;47(11):2389 2397.
22. Neto M, Conceição C, de Brasileiro A, de Sousa C, Carvalho V, de Jesus F. Effects of the FIFA 11 training program on injury prevention and performance in football players: a systematic review and meta-analysis. *Clinical Rehabilitation*. 2016;31(5):651–659.
23. Thorborg K, Krommes K, Esteve E, Clausen M, Bartels E, Rathleff M. Effect of specific exercise-based football injury prevention programmes on the overall injury rate in football: a systematic review and meta-analysis of the FIFA 11 and 11+ programmes. *British Journal of Sports Medicine*. 2017;51(7):562.