



UNIVERSIDADE FERNANDO PESSOA

FCS/ESS

LICENCIATURA FISIOTERAPIA

PROJETO E ESTÁGIO PROFISSIONALIZANTE II

Análise do efeito do encurtamento muscular dos flexores da anca na atividade muscular dos extensores da anca em jogadores séniores de futebol

Aluno: João Nogueira Pires Gerardo
Escola Superior de Saúde
30522@ufp.edu.pt

Orientador: Sandra Rodrigues
Escola Superior de Saúde
sandrar@ufp.edu.pt

Co-Orientador: Adérito Seixas
Escola Superior de Saúde
aderito@ufp.edu.pt

Porto, Maio de 2018

Resumo

Objetivo: O objetivo deste estudo foi comparar a força muscular dos músculos flexores e extensores da anca, bem como a resposta eletromiográfica dos extensores da anca durante uma tarefa dinâmica de agachamento e hiperextensão da anca, em atletas sêniores de futebol masculino, com e sem encurtamento dos músculos flexores da anca. **Metodologia:** 14 jogadores de futebol sênior, sexo masculino, com idade igual ou superior a 18 anos, pertencentes ao União Clube Eirense, participaram neste estudo. Através do teste de thomas modificado, os atletas foram divididos em dois grupos, grupo 1 com encurtamento muscular dos flexores da anca e grupo 2 sem encurtamento dos flexores da anca. Foi avaliada com recurso a célula de carga Lafayette, a força muscular isométrica dos músculos iliopsoas, quadríceps, bicípite femoral, semitendinoso, tensor fáscia lata e glúteo máximo e foi avaliada a atividade eletromiográfica do iliopsoas, semitendinoso, bicípite femoral, tensor fáscia lata e glúteo máximo durante as tarefas dinâmicas de hiperextensão e agachamento. **Resultados:** Observou-se que não existem diferenças significativas entre atletas com e sem encurtamento muscular dos flexores da anca relativamente a força muscular mas foram observadas diferenças estatisticamente significativas nas tarefas dinâmicas de hiperextensão e agachamento nos atletas com encurtamento muscular. **Conclusão:** Na amostra estudada, verificou-se uma menor ativação do glúteo máximo e uma maior ativação do bicípite femoral nos atletas com encurtamento muscular na tarefa dinâmica de agachamento. E verificou-se que o isquiotibial lateral tem maior ativação relativamente ao tensor fáscia lata e glúteo máximo e o glúteo máximo maior ativação relativamente ao tensor fáscia lata tanto na tarefa dinâmica de agachamento como na de hiperextensão. **Palavras-chave:** força, encurtamento muscular, EMG, agachamento, hiperextensão

Abstract

Objective: compare the muscle strength of the hip flexor and extensor muscles, as well as the electromyographic response of the hip extensors during a dynamic task of squatting and hip hyperextension in male soccer senior athletes, with and without shortening of the hip flexor muscles. **Methodology:** 14 senior football players, male, aged 18 years or more, of the União Clube Eirense participated in this study. Using the modified thomas test, the athletes were divided into two groups, group 1 with hip flexor muscle shortness and group 2 with no hip flexor shortness. Using the Lafayette load cell it was evaluated the isometric muscle strength of the iliopsoas, quadriceps, biceps femoris, semitendinosus, fascia lata and maximal gluteus tensor, and the electromyographic activity of the iliopsoas, femoris biceps femoris, semitendinosus, tensor fascia lata and gluteus maximus during dynamic tasks of hyperextension and squat. **Results:** It was observed that there are no significant differences between athletes with and without shortening of hip flexors relative to muscle strength but significant differences were observed in the dynamic tasks of hyperextension and squatting in athletes with muscle shortness. **Conclusion:** In the studied sample, there was lower activation of the gluteus maximus and greater activation of the biceps femoris in athletes with muscle shortness in the dynamic task of squat. It was verified that the lateral hamstring has greater activation relative to the tensor fascia lata and gluteus maximus and the gluteus maximus activation greater than the tensor fascia lata in both the dynamic task of squatting and hyperextension. **Key-words:** strength, muscle shortness, EMG, squatting, hyperextension

Introdução

Segundo Emani (2014), para que haja um equilíbrio motor é necessário que exista uma coordenação entre os músculos sinergistas e os músculos antagonistas e qualquer modificação de força muscular e comprimento pode levar a padrões de movimento adulterados e dor. Um aumento ou diminuição da atividade muscular, assim como um atraso na ativação muscular pode levar também a alterações do padrão normal de movimento.

O encurtamento do grupo flexor da anca (Ferber, Kendall e MKin, 2010) é um dos fatores de risco de lesão músculo-esquelética nos membros inferiores (Gabbe, Bennell e Finch, 2006). Uma das possíveis causas desse encurtamento é a hiperatividade da musculatura flexora que leva a uma diminuição da atividade neural da musculatura antagonista, favorecendo a inibição recíproca do glúteo máximo, o que pode levar ao aparecimento de lesões no membro inferior (Opar, Williams e Shield, 2012).

O glúteo máximo tem sido proposto como sendo um músculo chave porque participa na estabilidade da anca e é um dos seus extensores (Powers, 2010). Um dos potenciais problemas para fortalecer o glúteo máximo é por este ser difícil de isolar. Existem três extensores primários da anca: o glúteo máximo, os isquiotibiais e o adutor magno e dada a redundância da musculatura da anca, um indivíduo é mais propenso a desenvolver movimentos compensatórios ao tentar ativar o glúteo máximo (Fisher et al, 2016).

As lesões nos isquiotibiais são comuns nos desportos de corrida e desportos que utilizam o pontapé como uma das principais técnicas, tais como o atletismo, rugby, futebol, futebol americano e as artes marciais (Heiser et al., 1984; Kroll & Raya, 1997; Askling et al, 2003). Segundo o estudo desenvolvido pela UEFA Elite Club injury, que envolveu 36 equipas de 12 países europeus entre 2001 e 2015, em média 21,8% dos jogadores sofreram pelo menos uma lesão nos isquiotibiais durante uma temporada, com a prevalência anual de lesões nos isquiotibiais variando entre 16,8% a 25,7%. A prevalência anual destas lesões a ocorrer durante o jogo foi de 15,1% (variação de 12,0-17,4% por temporada) e, durante as sessões de treino, 9,3% (variação de 6,7%-11,5%) por temporada. Desse número, 13% foram reincidências de uma lesão idêntica, que ocorreram num prazo de 2 meses depois do retorno à competição (Ekstrand, Waldén e Häglund, 2016).

As lesões nos isquiotibiais durante o sprint estão mais predispostas a ocorrer na fase final da oscilação como consequência de uma contração excêntrica (Schache et al, 2009). Uma das principais causas que tem sido apontada como estando na gênese das lesões nos isquiotibiais é a acção muscular excêntrica (Ilga et al, 2012).

O agachamento é um dos exercícios mais utilizados no âmbito do treino de força. Tem afinidades biomecânicas e neuromusculares com uma ampla gama de movimentos desportivos por isso é incluído como exercício fundamental em várias rotinas de treino para melhorar o desempenho muscular (Escamilla et al, 2001).

Os principais músculos envolvidos durante o agachamento são o glúteo máximo, os isquiotibiais e o quadricípede. O glúteo máximo é um extensor da anca que atua excentricamente no controlo do agachamento (no sentido desce) e concentricamente para superar resistência externa na subida. Dada a sua ligação à banda iliotibial, o glúteo máximo também é importante na estabilização do joelho e da pélvis. Os isquiotibiais funcionam tanto como extensores da anca como flexores do joelho e o seu comprimento permanece constante durante a realização do agachamento permitindo uma produção de força consistente (Schoenfeld, 2010).

Assim, pretende-se com este trabalho comparar a força muscular dos músculos flexores e extensores da anca, bem como a resposta eletromiográfica dos extensores da anca durante uma tarefa dinâmica de agachamento e hiperextensão da anca, em atletas séniores de futebol masculino, com e sem encurtamento dos músculos flexores da anca.

Metodologia

Tipo de estudo

Este estudo é de carácter experimental e foi realizado no departamento médico do clube União Clube Eirense, em Coimbra.

Participantes

Constituíram critérios de inclusão serem atletas federados de futebol sénior, com carga de treino normal de quatro vezes por semana e com idades compreendidas entre os 18 e os 35 anos. Constituíram critérios de exclusão existência de lesões na coluna vertebral ou lesões associadas à anca, o joelho, a perna ou pé.

A amostra foi constituída por 14 atletas séniores, com mais de 18 anos, do sexo masculino, que foram divididos em 2 grupos, o grupo 1 (n=6) onde estão incluídos os atletas com encurtamento muscular dos flexores da anca e o grupo 2 (n=8) onde estão incluídos os atletas sem encurtamento muscular dos flexores da anca. Todos os indivíduos eram atletas federados de futebol sénior, com carga de treino de quatro vezes por semana (1h30 por dia) e com idades compreendidas entre os 18 e os 35 anos. Apenas um atleta tinha o membro inferior esquerdo como membro dominante. Na tabela seguinte (tabela 1), estão descritos os dados referentes à caracterização dos participantes do presente estudo.

Tabela 1. Caracterização da amostra em termos de mediana e distância interquartílica referente à idade (anos) e às características antropométricas como peso (em quilogramas), altura (metros) e IMC(kg/m²), para toda a amostra e para os grupos 1 e 2. O valor de *p* é relativo ao teste de Mann Whintey.

	Geral	Grupo 1 (com encurtamento muscular dos flexores da anca)	Grupo 2 (sem encurtamento muscular dos flexores da anca)	<i>p</i>
Idade	19 ± 1,5	18,5 ± 2,8	19,5 ± 1,8	0,108
Peso	71,3 ± 8,8	74,15 ± 8,1	67 ± 12,4	0,142
Altura	1,76 ± 0,11	1,82 ± 0,11	1,72 ± 0,09	0,108
IMC	22,91 ± 3,60	23,24 ± 4,70	22,47 ± 3,10	0,573

Para os grupos estudados, não existem diferenças significativas nas características antropométricas e de idade entre os grupos com e sem encurtamento, sendo o volume de treino e as condições de treino também iguais para ambos os grupos.

Considerações Éticas

O estudo foi aprovado pela Comissão de Ética da Universidade Fernando Pessoa. A cada participante foi explicado quais os objetivos e procedimentos a realizar. Foi-lhes ainda assegurada a confidencialidade da informação que esta seria utilizada única e exclusivamente para o estudo em causa, sendo guardada em local seguro durante a pesquisa. Através da assinatura do consentimento informado, os participantes manifestaram formalmente a intenção de participar no estudo. A cada participante foi

atribuído um código numérico, de forma assegurar a confidencialidade e o anonimato dos dados recolhidos, como descrito na Declaração de Helsínquia, sendo salvaguardada a possibilidade de desistência em qualquer momento do estudo.

Instrumentos

Como instrumentos de avaliação, foi realizada a recolha do peso, através de uma balança digital TANITA, e da altura, através do estadiómetro SECA. Foi aplicado o Questionário de Preferência Podal (Porac e Coren), questionando os participantes sobre qual o membro inferior que utiliza para realizar diferentes tarefas, como por exemplo, chutar uma bola (Porac et al, 1978).

Foi realizado o teste modificado de Thomas no membro dominante com recurso a um inclinómetro através da aplicação telemóvel (Hip Rom Tester) que tem excelente fiabilidade (Charlton et al. 2015). Segundo Clapis, Davis e Davis (2008) o inclinómetro neste teste tem uma boa fiabilidade. A incapacidade da anca em manter uma posição neutra ou abaixo da horizontal representou um resultado positivo representando um encurtamento do músculo iliopsoas. Os valores superiores a 0° indicaram que a anca estava posicionada acima da horizontal e relativamente em flexão. Os valores inferiores a 0° indicaram que a anca estava posicionada abaixo da horizontal e relativamente em extensão (Ferber, Kendall e McElroy, 2010). A avaliação da força isométrica máxima dos músculos glúteo máximo, semitendinoso semimembranoso, bicípites femoral, iliopsoas e tensor da fáscia lata do membro dominante foi realizada com recurso ao dinamómetro de mão (Lafayette, Model 01165). A avaliação da força máxima voluntária com recurso a um dinamómetro de mão tem demonstrando boa fiabilidade (Mills et al, 2015). A análise electromiográfica foi realizada com recurso ao sistema Bioplux e software BiopluxResearch. Foram também utilizadas lâminas para tricotomia, gaze e álcool para limpeza e preparação da pele, assim como eléctrodos de conexão standard Ag/Cl pediátricos para aquisição do sinal electromiográfico.

Procedimentos

Todos os participantes foram convidados a preencher o questionário de caracterização da amostra. A recolha dos dados e aplicação das técnicas em estudo foi realizada no União Clube Eirense, com autorização prévia da direcção do clube. A

preferência podal foi avaliada de acordo com as indicações de Porac e Coren (1978) onde o membro dominante de cada participante foi escolhido tendo em conta a frequência da sua utilização para efetuar o remate e pelo questionário de preferência podal.

Segundo o protocolo do teste modificado de Thomas, onde o participante posicionou-se em decúbito dorsal com a articulação da anca posicionada sobre a borda da marquesa e era solicitado que flexionasse o membro não dominante, trazendo o joelho ao peito e suportando-o, enquanto a região lombar, sacro e pélvis permaneceram na horizontal e foram estabilizadas pelo investigador, foi realizada a medição de amplitude de extensão da anca do membro dominante na realização do teste e colocou-se um telemóvel Xioami Red Note4 com o sistema Android, no membro dominante no meio do ventre muscular do quadríceps, fixo firmemente com tape e registaram-se os valores na medição para seleção do grupo 1 (participantes com encurtamento dos flexores da anca). Os participantes que não apresentem encurtamento dos flexores da anca constituem o grupo 2.

Posteriormente foi efetuada a preparação e limpeza da pele, assim como a colocação dos elétrodos. A análise com recurso à eletromiografia foi realizada nos músculos glúteo máximo, semitendinoso, bicípite femoral e tensor da fáscia lata do membro dominante. Os elétrodos de conexão metálica standard AgCl foram colocados no bicípite femoral a aproximadamente um terço da distância entre a tuberosidade isquiática e a prega poplítea lateral, no semitendinoso a aproximadamente um terço da distância entre a tuberosidade isquiática e a prega poplítea medial, no tensor da fáscia lata a aproximadamente um sexto da distância entre a espinha ilíaca antero superior e o condilo lateral do fémur e no glúteo máximo foram colocados aproximadamente a um terço da distância entre a segunda vértebra sacral e o grande trocânter com uma distância inter-electrodos de 2 cm (Rainoldi. et al., 2004). Um elétrodo de referência foi colocado no maléolo peroneal do membro dominante. A atividade eletromiográfica foi analisada durante a contração máxima voluntária e durante as tarefas de agachamento e de hiperextensão da anca.

Foi efetuada a recolha da contração máxima voluntária dos vários músculos em estudo com recuso ao dinamómetro de mão (Lafayette, Model 01165) utilizando o protocolo do teste muscular manual de Kendall et al. (2009). Para o glúteo máximo, o participante foi colocado em decúbito ventral na marquesa com o joelho a 90° de flexão realizando hiperextensão da anca contra resistência manual aplicada pelo fisioterapeuta. Para os isquiotibiais, o participante foi posicionado em decúbito ventral na marquesa com

o joelho a 90°, os pacientes realizaram flexão do joelho contra resistência manual aplicada pelo fisioterapeuta na direção posterior ao nível dos maléolos medial e lateral. Para o iliopsoas, o paciente foi colocado em decúbito dorsal na marquesa com a anca a 90° de flexão da anca foi solicitado que realizasse flexão da anca contra resistência manual aplicada pelo investigador, sendo que os movimentos realizados pelo participante tiveram a duração de 6 segundos.

Cada participante realizou então 15 repetições de movimento ativo de hiperextensão da anca, em decúbito ventral na marquesa com o joelho em extensão.

Posteriormente, cada participante realizou também 15 repetições de agachamentos, descalço, com os pés afastados ao nível da largura dos ombros e dedos apontados para a frente. Cada participante efetuou o agachamento até 60° de flexão do joelho confirmado com um mecanismo de bloqueio que contacta com o glúteo máximo. De forma a controlar a velocidade da hiperextensão e do agachamento foi utilizado um metrônomo, sendo que cada participante, na hiperextensão, foi instruído a subir o membro dominante num segundo, voltando a descer noutro segundo, no agachamento, foi instruído a descer em dois segundos, voltando a subir para a posição inicial em dois segundos (Mills et al., 2015).

Os dados da atividade eletromiográfica foram inicialmente filtrados com recurso a um filtro de banda butterworth, sendo posteriormente a atividade de cada músculo normalizada relativamente à atividade durante a CMV. O processamento foi realizado offline através do recurso ao software MATLAB ® (The MathWorks Inc., Natick, MA) 2015a.

Análise Estatística

A análise de dados foi efetuada recorrendo ao software de análise estatística IBM SPSS® 23 para o Windows. Através da estatística descritiva (mediana e distancia interquartilica) foi feita a caracterização da amostra e das variáveis em estudo. De forma a avaliar a normalidade da amostra para as variáveis em estudo foi efetuado o teste de *Shapiro Wilk*. O teste de *Mann-Whitney U* foi utilizado para a comparação entre grupos e de teste de *Friedman two way analysis of variance by ranks* utilizado para a comparação da ativação entre músculos para cada grupo estudado. Para todas as análises foi considerado um α de 0,05.

Resultados

Na tabela seguinte (tabela 2) estão referidos os valores referentes à força muscular para os grupos musculares iliopsoas, quadricipede, tensor fáscia lata (TFL), bicípite femoral (BF), semitendinoso (S) e glúteo máximo (GM) para toda a amostra e para o grupo de teste e grupo de controlo.

Na tabela 3 e 4, estão referidos os valores que apresentam significância estatística significativa entre os grupos musculares.

Tabela 2. Dados referentes ao pico de força máxima (Newton) para os grupos musculares avaliados em ambos os grupos. Valores de p relativos à estatística de *Mann-Whitney* para a comparação entre grupos e relativos à estatística de *Friedman two way analysis of variance by ranks* para a comparação de músculos em cada grupo.

Força	Iliopsoas	Quadricipede	TFL	S	BF	GM	p
Grupo 1							
Com encurtamento dos flexores da anca	301,11 ±	180,67 ±	175,03	201,38 ±	196,07 ±	307,18	0,003*
	106,36	41,13	± 49,89	104,70	86,15	± 48,48	
Grupo 2							
Sem encurtamento dos flexores da anca	310,37 ±	204,77 ±	198,48	212,98 ±	197,97 ±	291,18	p<0,001*
	68,92	57,65	± 51,28	124,80	86,85	± 82,90	
p	0,662	0,228	0,228	0,950	0,950	0,228	

Valores expressos em mediana ± distancia interquartilica; p :valor referente á correlação entre os grupos; * representa significância

Tabela 3. Comparação par a par apenas para comparações com significância estatística no grupo 1.

Grupo 1 - Com encurtamento dos flexores da anca	Sig
Tensor Fáscia Lata e Glúteo Máximo	0,005
Tensor Fáscia Lata e Iliopsoas	p<0,01
Bicípite Femoral e Glúteo Máximo	0,008

Bicípíte Femoral e Iliopsoas	<i>p</i> <0,01
Quadricípede e Iliopsoas	0,001
Semitendinoso e Iliopsoas	0,003

Tabela 4. . Comparação par a par apenas para comparações com significância estatística no grupo 2

Grupo 2 - Sem encurtamento dos flexores da anca	Sig
Tensor fáscia lata e Iliopsoas	0,003
Tensor fáscia lata e Glúteo máximo	0,001
Bicípíte Femoral e Iliopsoas	0,031
Bicípíte Femoral e Glúteo máximo	0,009
Quadricípede e Iliopsoas	0,045
Quadricípede e Glúteo máximo	0,014
Semitendinoso e Glúteo máximo	0,031

Verificamos que não existem diferenças entre o grupo 1 e grupo 2 para a força muscular mas que existem diferenças significativas em ambos os grupos entre músculos. No grupo 1 verificamos que o iliopsoas apresenta sempre maior valor de força relativamente aos restantes músculos estudados. No grupo 2, o glúteo máximo e o iliopsoas apresentam sempre maior valor de força em comparação aos restantes grupos musculares, no entanto entre eles não existem diferenças estatisticamente significativas.

Na tabela seguinte (tabela 5), estão referidos os valores relativos à ativação dos músculos semitendinoso, bicípíte femoral, glúteo máximo e tensor fáscia lata no movimento de hiperextensão para ambos os grupos (com e sem encurtamento). Os resultados da comparação par a par encontram-se na tabela 6.

Tabela 5. Dados relativos à ativação dos grupos musculares na tarefa dinâmica de hiperextensão

Hiperextensão	BF	S	GM	TFL	<i>p</i>
Grupo 1					
Com encurtamento dos flexores da anca	35,23 ± 37,89	14,15 ± 13,55	26,07 ± 24,87	7,64 ± 18,66	0,042*
Grupo 2					
Sem encurtamento dos flexores da anca	35,28 ± 16,21	26,35 ± 27,21	23,23 ± 13,24	13,20 ± 15,11	0,290
p	0,755	0,20	1,000	0,081	

Valores expressos em mediana ± distancia interquartilica; p :valor referente á correlação entre os grupos; * representa significância

Tabela 6. Valores da comparação par a par apenas com significância estatística

Hiperextensão com encurtamento dos flexores da anca	Sig
Tensor Fáschia Lata e Glúteo Máximo	0,044
Tensor Fáschia Lata e Bicípíte Femoral	0,025
Semitendinoso e Bicípíte Femoral	0,044

Valores expressos em mediana ± distancia interquartilica; p :valor referente á correlação entre os grupos;

Verifica-se que na hiperextensão não há diferenças estatisticamente significativas entre o grupo 1 e grupo 2. Apenas existem diferenças estatisticamente significativas entre músculos no grupo 1. Como pode ser observado na tabela 5 o tensor da fáschia lata tem maior ativação relativamente ao glúteo máximo e ao bicípíte femoral e o bicípíte femoral tem maior ativação relativamente ao semitendinoso.

Na tabela 7 encontram-se os valores relativos à ativação do bicípíte femoral, semitendinso, glúteo máximo e tensor fáschia lata no movimento de agachamento para ambos os grupos. Os resultados da comparação par a par encontram-se na tabela 8.

Tabela 7. Dados relativos à ativação dos grupos musculares na tarefa dinâmica de agachamento

Agachamento	BF	S	GM	TFL	p
Grupo 1					
Com encurtamento dos flexores da anca	7,46 ± 11,79	2,47 ± 2,52	5,50 ± 5,04	2,56 ± 3,32	0,007*
Grupo 2					
Sem Encurtamento dos flexores da anca	4,79 ± 6,36	6,17 ± 6,26	7,44 ± 3,14	4,50 ± 1,28	0,415
p	0,228	0,029*	0,491	0,142	

Valores expressos em mediana ± distancia interquartilica; p :valor referente á correlação entre os grupos; * representa significância

Tabela 8. Valores da comparação par a par apenas com significância estatística

Agachamento com encurtamento dos flexores da anca	Sig
Tensor Fáscia Lata e Glúteo Máximo	0,014
Tensor Fáscia Lata e Bicípíte Femoral	0,007
Bicípíte Femoral e Glúteo Máximo	0,025
Semitendinoso e Bicípíte femoral	0,014

p: valor referente á correlação entre os grupos;

Verifica-se que no agachamento só existem diferenças significativas entre grupos no semitendinoso com maior ativação do semitendinoso no grupo 2 (sem encurtamento) comparativamente ao grupo 1 (com encurtamento). Como pode ser observado na tabela 8, existem diferenças estatisticamente significativas entre músculos no grupo 1 (com encurtamento), tendo um padrão semelhante ao da hiperextensão com a exceção do bicípíte femoral e o glúteo máximo, sendo a ativação do bicípíte femoral superior.

Discussão de Resultados

O objetivo deste estudo foi comparar a força muscular dos músculos flexores e extensores da anca, assim como a resposta eletromiográfica dos extensores da anca, durante uma tarefa dinâmica de agachamento e hiperextensão da anca, em atletas sêniores de futebol masculino, com e sem encurtamento dos músculos flexores da anca.

A hipótese deste estudo seria que atletas com encurtamento muscular dos flexores da anca, iriam ter uma maior ativação dos extensores da anca e menor ativação do glúteo máximo nas tarefas dinâmicas de agachamento e hiperextensão.

Neste estudo verifica-se que não existem diferenças estatisticamente significativas entre os dois grupos (com e sem encurtamento) relativamente à força. Este resultado vai de encontro ao estudo de Mills (2015) e também num estudo realizado por Correia (2013) não se observou diferenças significativas.

No estudo realizado por Mills et al. (2015), foi verificada uma associação entre o encurtamento dos flexores da anca com a performance dos extensores da anca durante o agachamento numa equipa de futebol feminina, onde os investigadores concluíram que, as atletas, com encurtamento dos flexores da anca, tiveram menor ativação do glúteo máximo e co-ativação do glúteo máximo e bicípete femoral relativamente às atletas sem encurtamento dos flexores da anca. Foi verificada também nos indivíduos com encurtamento dos flexores da anca, uma estratégia de ativação muscular que mostra uma dependência relativamente aos isquiotibiais versus glúteo máximo a controlar excentricamente a flexão da anca durante um movimento funcional. A exigência de uma maior co-ativação dos isquiotibiais pode conferir maior stress nos isquiotibiais, o que pode levar a um potencial aumento do risco de lesão de tensão muscular em pessoas com maior rigidez nos músculos flexores da anca, característica de sobrecarga biomecânica de tecido muscular (Franklyn-Miller et al., 2012). Além disso, uma maior co-ativação muscular pode tornar, as pessoas com encurtamento dos flexores da anca mais suscetíveis à fadiga muscular nos isquiotibiais durante o desporto (Mills et al. 2015).

A capacidade de extensão da anca pode ficar comprometida se existirem alterações na biomecânica da anca devido ao encurtamento dos flexores da anca porque vai limitar o glúteo máximo (Lewis, 2010). A inibição recíproca do glúteo máximo vai promover teoricamente, uma sobrecarga nos músculos extensores da anca, como os

isquiotibiais, onde estes vão assumir a função do glúteo máximo, fenómeno neuromuscular este denominado de dominância sinérgica (Sahrmann 2013). Segundo Correia (2013) o encurtamento dos flexores da anca vai se adaptar para conseguir manter uma performance elevada.

No presente estudo, verificou-se diferenças estatisticamente significativas entre músculos no grupo 1 (com encurtamento), sendo o bicípete femoral mais ativado que o glúteo máximo na tarefa dinâmica de agachamento. Verificou-se também que o semitendinoso tem maior ativação no grupo sem encurtamento relativamente ao grupo com encurtamento.

Jovens atletas com encurtamento de flexores de anca tem um menor risco de lesão de isquiotibias comparando com atletas mais velhos com encurtamento de flexores da anca Gabbe, Bennell e Finch (2006).

Este estudo apresentou como limitação o reduzido tamanho amostral que não permite generalizar os resultados.

Conclusão

Na amostra estudada, pode-se concluir que não existe diferenças significativas entre atletas com e sem encurtamento muscular dos flexores da anca, relativamente a força muscular mas que existem diferenças para cada grupo entre músculos onde o iliopsoas tem sempre maior valor de força quando comparado com os restantes e o glúteo máximo só não tem maior valor de força quando comparado com o iliopsoas.

Conclui-se que, na tarefa dinâmica de hiperextensão, a estratégia de recrutamento da musculatura isquiotibial é diferente nos dois grupos em estudo, com uma atividade mioelétrica da musculatura do bicípete femoral ser superior à do semitendinoso e à do tensor da fáscia lata, que por sua vez apresenta menor atividade mioelétrica que o glúteo máximo.

No agachamento verificou-se, no grupo com encurtamento, uma atividade mioelétrica do tensor da fáscia lata inferior quando comparada com a do glúteo máximo e musculatura do bicípete femoral, que por sua vez apresenta atividade mioelétrica superior à do glúteo máximo e musculatura do semitendinoso, comprovando a hipótese

de uma menor ativação do glúteo máximo e uma maior ativação do bicípite femoral nos atletas com encurtamento muscular.

Este estudo é pertinente para a fisioterapia, porque podemos aferir se existe inibição recíproca ao nível dos flexores e extensores da anca e de que modo é que estes contribuem para desequilíbrios de força e atividade muscular durante as diferentes fases de vários movimentos desportivos.

Para trabalhos futuros, sugere-se a reprodução desta metodologia numa amostra de maior dimensão, em equipas séniores de alta competição masculina e feminina.

Bibliografia

Charlton, P. C., Mentiplay, B. F., Pua, Y. H., & Clark, R. A. (2015). Reliability and concurrent validity of a Smartphone, bubble inclinometer and motion analysis system for measurement of hip joint range of motion. *Journal of Science and Medicine in Sport, 18*(3), 262-267.

Clapis, P. A., Davis, S. M., & Davis, R. O. (2008). Reliability of inclinometer and goniometric measurements of hip extension flexibility using the modified Thomas test. *Physiotherapy theory and practice, 24*(2), 135-141.

Correia, G. J. (2013). Hip flexor length as a predictor of hip extensor weakness in recreational runners. Doctoral dissertation, University of the Witwatersrand, Johannesburg. Disponível em: <http://hdl.handle.net/10539/14429> [Acedido em 04 de Maio de 2018].

Ekstrand, J., Waldén, M., & Häggglund, M. (2016). 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, 50*(12), 731-737.

Emami, M., Arab, A. M., & Ghamkhar, L. (2014). The activity pattern of the lumbo-pelvic muscles during prone hip extension in athletes with and without hamstring strain injury. *International journal of sports physical therapy, 9*(3), 312.

Escamilla, RF, Fleisig, GS, Lowry, TM, Barrentine, SW, and Andrews, JR. (2001) A three-dimensional biomechanical analysis of the squat during varying stance widths. *Med Sci Sports Exerc* 33: 984–998, 2001b.

Ferber, R., Kendall, K. D., e MKin, C. A. T. (2010). Normative and Critical Criteria for Iliotibial Band and Iliopsoas Muscle Flexibility. *Journal of Athletic Training*, 45(4), 344-348.

Fisher, B. E., Southam, A. C., Kuo, Y. L., Lee, Y. Y., & Powers, C. M. (2016). Evidence of altered corticomotor excitability following targeted activation of gluteus maximus training in healthy individuals. *NeuroReport*, 27(6), 415-421.

Flanagan, S., Salem, G. J., Wang, M. Y., Sanker, S. E., & Greendale, G. A. (2003). Squatting exercises in older adults: kinematic and kinetic comparisons. *Medicine and science in sports and exercise*, 35(4), 635.

Franklyn-Miller, A., Roberts, A., Hulse, D., & Foster, J. (2012). Biomechanical overload syndrome: defining a new diagnosis. *Br J Sports Med*, bjsports-2012.

Gabbe, B. J., Bennell, K. L., e Finch, C. F. (2006). Why are older Australian football players at greater risk of hamstring injury. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 9(4), 327-333.

Heiser T, Weber J, Sullivan G, Clare P, Racobs R. (1984). Prophylaxis and management of hamstring muscle injuries in intercollegiate football players. *Am J Sports Med* 1984; 12: 368–370.

Iga J, Fruer CS, Deighan M, et al. (2012) ‘Nordic’ hamstrings exercise—engagement characteristics and training responses. *Int J Sports Med* 2012;33:1000–4.

Kendall, Florence Peterson; McCreary, Elizabeth Kendall; Provance, Patricia Geise; Rodgers, Mary McIntyre e Romani, William Anthony. (2009). *Músculos: Provas e Funções*. 5º ed. São Paulo: Manole.

Mills, M., Frank, B., Goto, S., Blackburn, T., Cates, S., Clark, M., Aguillar, A., Fava, N. & Padua, D. (2015). Effect of restricted hip flexor muscle length on hip extensor muscle activity and lower extremity biomechanics in college-aged female soccer players. *International journal of sports physical therapy*, 10(7), 946.

Opar, M. D. A., Williams, M. D., e Shield, A. J. (2012). Hamstring strain injuries. *Sports Medicin*, 42(3), 209-226.

Coren, S., & Porac, C. (1978). The validity and reliability of self-report items for the measurement of lateral preference. *British Journal of Psychology*, 69(2), 207-211.

Powers CM (2010). The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther*; 40:42–51.

Rainoldi, A., Melchiorri, G., & Caruso, I. (2004). A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles. *Journal of neuroscience methods*, 134(1), 37-43.

Sahrmann, S. (2013) *Diagnosis and Treatment of Movement Impairment Syndromes*. Elsevier Health Sciences

Schache AG, Wrigley TV, Baker R, et al. (2009) Biomechanical response to hamstring muscle strain injury. *Gait Posture*;29:332–8.

Schoenfeld, B. J. (2010). Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 24(12), 3497-3506.