

UMA SESSÃO DE EXERCÍCIO DE FORÇA DE ABDUTORES DE QUADRIL ATÉ A FALHA NÃO ALTERA O VALGO DINÂMICO DO JOELHO E A ATIVAÇÃO MUSCULAR DURANTE TAREFAS DE ATERRISAGEM

Rafael Casagrande¹, Francesca Chaida Sonda², Camila Nodari¹, Iury Borges¹, Luan Fitarelli¹, Denise Lima Meireles³ and Rodrigo Rodrigues^{3,4}

Resumo: Os abdutores do quadril têm papel fundamental para a estabilidade do membro inferior, sendo que a fraqueza deles pode levar ao desalinhamento do membro inferior. A fadiga muscular por meio de exercício físico é uma estratégia para causar redução de força para investigar o impacto sobre o controle do membro inferior. O objetivo do estudo foi verificar o efeito de uma sessão de exercício para abdutores de quadril até a falha sobre o valgo dinâmico do joelho e ativação dos músculos abdutores do quadril durante aterrissagem unilateral e bilateral. Dezesete indivíduos realizaram aterrissagens unilaterais e bilaterais com medidas da ativação dos músculos glúteo médio (GMed) e tensor da fáscia lata (TFL) e o índice de valgo dinâmico antes e após a realização de uma sessão de exercício para abdutores de quadril (4 séries de 10 RM com intervalo de 2 minutos entre as séries). Quanto ao índice de valgo dinâmico, ele foi maior na aterrissagem unilateral ($p < 0,001$), sem efeito do exercício ($p = 0,613$). Na ativação, GMed e TFL foram mais ativos na aterrissagem unilateral comparado à bilateral ($p < 0,001$), sem efeito do exercício sobre a ativação ($p > 0,05$). A realização de uma sessão de exercícios de força para abdução de quadril até a falha não foi capaz de alterar o valgo dinâmico e a ativação dos abdutores do quadril. Ainda, a aterrissagem unilateral gerou maior grau de valgo dinâmico do joelho e maior ativação da musculatura do GMed e TFL do que a aterrissagem bilateral.

Palavras-chave: Abdutores de quadril; Eletromiografia; Glúteo médio; Cinemática; Fadiga muscular

Afiliação

¹ Laboratório de Fisiologia do Exercício e Avaliação Física, Centro Universitário da Serra Gaúcha, Caxias do Sul, RS, Brasil

² Laboratório de Pesquisa do Exercício, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, RS, Brasil

³ Instituto de Educação, Curso de Educação Física, Universidade Federal do Rio Grande, Rio Grande, RS, Brasil

⁴ Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde, Universidade Federal do Rio Grande, Rio Grande, RS, Brasil

A SINGLE SESSION OF HIP ABDUCTORS RESISTANCE EXERCISE UNTIL FAILURE DOES NOT CHANGE DYNAMIC KNEE VALGUS AND MUSCLE ACTIVATION DURING LANDING TASKS

Abstract: The hip abductors play a key role on lower limb alignment with their weakness can lead to misalignment during weight-bearing tasks. Muscle fatigue through physical exercise is a common strategy to cause muscle strength reduction and to be able to investigate the impact on lower limb control. The aim of study was to verify the effect of a single session of hip abductors resistance exercise until failure on the dynamic knee valgus and activation of the hip abductor muscles during single-leg and double-leg landings. Seventeen participants with experience in strength training performed single-leg and double-leg landings with measurements of gluteus medius (GMed) and tensor fascia latae (TFL) muscle activation and frontal plane kinematics (dynamic valgus index) before and after the session of exercise for hip abductors (4 sets of 10 RM with a 2-minute rest between sets). Dynamic valgus index was higher in the single-leg landing compared to double-leg landing ($p < 0.001$), without effect of fatigue ($p = 0.613$). GMed and TFL activation were higher in single-leg landing compared to double-leg landing ($p < 0.001$), without effect of fatigue ($p > 0.05$). A single session of hip abductors resistance exercise until failure did not change dynamic knee valgus and hip abductors muscle activation. Also, the single-leg landing promotes higher dynamic knee valgus and muscle activation of GMed and TFL compared to double-leg landing.

Key words: hip abductors; electromyography; gluteus medius; kinematics; muscle fatigue

Introdução

Os abdutores de quadril são importantes estabilizadores, principalmente da pelve, sendo o glúteo médio (GMed) o que exerce maior papel estabilizador ¹. Ainda, as fibras posteriores são responsáveis pela extensão, estabilização e rotação externa do quadril, já as fibras anteriores são responsáveis pela abdução e a rotação interna do quadril e a ação principal das fibras médias é a abdução do quadril ^{1,2,3}. Dos músculos do quadril, o GMed é o maior deles, sendo o principal músculo abductor de quadril e sua fraqueza pode ocasionar lesões de membros inferiores ⁴.

Estudos demonstram que a fadiga de abdutores do quadril contribuem para ocorrer a instabilidade postural ⁵ como a queda pélvica, alterações nos padrões da marcha como o valgo dinâmico, predisposição à lesão de ligamento cruzado anterior (LCA), dor lombar ⁶, condromalácia patelar ⁷, síndrome da dor patelofemoral ⁸ e instabilidade crônica de tornozelo ^{2,9}. Quando o quadril não tem estabilidade durante as atividades de sustentação de peso unipodal, seja por inibição ou fraqueza do GMed, será compensado pelo outro abductor do quadril, o músculo tensor da fáscia lata. Portanto, uma falta de força dos músculos estabilizadores da pelve pode levar a uma adução e rotação medial excessivas do quadril, podendo alterar a biomecânica do joelho, desencadeando quadros dolorosos ¹⁰.

Apesar dos esforços em pesquisas e prevenções, as lesões do ligamento cruzado (LCA) seguem ocorrendo de forma frequente ¹¹. Acredita-se que muitas dessas lesões ocorram durante a aterrissagem com uma perna só, sem golpe direto para o joelho. Embora as causas dessas lesões sejam desconhecidas, acredita-se que elas incluem alguma combinação de fatores ambientais, biomecânicos, neuromusculares, fatores estruturais e hormonais ⁵.

Alguns autores sugeriram que a fraqueza dos músculos que abduzem o quadril, como o GMed, podem ser um dos fatores de risco para a lesão de LCA, predispondo o indivíduo a uma maior adução de quadril ou excursão de rotação interna durante atividades de sustentação de peso, tal como aterrissar ^{12,13}. Acredita-se que movimentos anormais do quadril levem ao aumento de sobrecarga do joelho em valgo ocasionando assim as lesões. Assim, identificar se a redução de força dos abdutores do quadril é capaz de causar perda de estabilidade dinâmica do membro inferior na aterrissagem é importante para melhor compreender este fenômeno. Assim, o uso de protocolos de exercício até a exaustão, além de muito utilizados em programas de treinamento de força, são estratégias usadas para gerar a perda de força muscular momentânea pelo processo de fadiga muscular e mimetizar as alterações cinemáticas e de ativação causadas em pessoas que apresentam a fraqueza desta musculatura⁵. Além disso, um aumento agudo do valgismo dinâmico do joelho decorrente do exercício para abdutores do

quadril poderia trazer um sinal de alerta aos participantes, principalmente se realizassem tarefas que tivessem maior demanda sobre o joelho após esta sessão. Desta forma o presente estudo buscou verificar o efeito de uma sessão de exercício para abdutores de quadril até a falha no índice de valgo dinâmico e ativação dos músculos abdutores do quadril durante aterrissagem unilateral e bilateral.

Materiais e Métodos

Sujeitos

Dezessete participantes de ambos os sexos (9 F; 8 M), sem histórico de lesão em membro inferior e com experiência de no mínimo 3 meses em treinamento de força participaram do estudo após divulgação em redes sociais, academias e no campus da instituição (idade: $28,41 \pm 6,05$ anos; massa corporal: $71,91 \pm 12,88$ Kg; estatura: $1,69 \pm 0,08$ m; IMC = $24,91 \pm 2,60$ Kg/m²; percentual de gordura: $22,57 \pm 0,04\%$). Todos os participantes estavam com frequência mínima de duas vezes na semana com treinamento de força, sem participar de qualquer outra modalidade de treinamento de alto volume semanal. Em média, a experiência com treino de força dos nossos participantes foi de $6,11 \pm 4,24$ anos. Todos os participantes assinaram um termo de consentimento previamente ao estudo e o mesmo foi aprovado pelo comitê de ética em pesquisa da Universidade (parecer 76759817.7.0000.5668) e todos os princípios éticos contidos na Declaração de Helsinki de 1964 em concordância com a última revisão no ano de 2013 foram devidamente respeitados.

Delineamento Experimental

Os participantes compareceram ao laboratório em dois dias diferentes, com intervalo de no mínimo sete dias entre eles. No primeiro dia, os participantes preencheram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, realizaram avaliação de composição corporal e o teste de 10 repetições máximas no exercício de abdução de quadril em decúbito lateral. Este exercício foi selecionado baseado em um estudo prévio realizado no laboratório sendo o que apresentou maior ativação dos músculos abdutores do quadril ¹⁴.

No segundo dia, os participantes foram submetidos a quatro testes distintos: (1) contração isométrica voluntária máxima (CIVM) de abdutores de quadril; (2) realização da aterrissagem unilateral e bilateral; (3) protocolo de fadiga de abdutores de quadril; (4) CIVM de abdutores de quadril após protocolo de fadiga; (5) aterrissagem unilateral e bilateral.

Determinação da carga para o exercício

No primeiro dia foi determinada a carga para a realização do exercício de abdução de quadril em decúbito lateral por meio do teste de 10 repetições máximas (10 RM). O teste foi realizado em três tentativas com intervalo de cinco minutos entre cada uma, para que os efeitos da fadiga não interferissem os resultados ⁹. A carga foi definida por tentativa e erro. Nos casos em que a carga não era determinada após três tentativas, o teste era realizado na próxima sessão. Previamente ao teste, os participantes realizaram um aquecimento composto por 15 repetições com carga submáxima e, neste momento os participantes eram familiarizados com a velocidade de execução do movimento, controlada por um metrônomo a 60 batidas por minuto.

Contração Isométrica Voluntária Máxima

No segundo dia, após um aquecimento no exercício de abdução de quadril em decúbito lateral composta por 15 repetições com carga submáxima, os participantes realizaram a contração isométrica voluntária máxima (CIVM). A posição da realização das CIVM's foi determinada de tal forma que potencializasse a ativação muscular dos músculos GMed e TFL ¹⁵. Desta forma, foram posicionados em decúbito lateral, joelhos estendidos no solo, pelve e tronco em posição neutra com auxílio de um dos pesquisadores envolvidos posicionado atrás do participante. Os participantes foram submetidos a realizar uma contração isométrica máxima de abdução durante 5 segundos contra uma estrutura rígida situada no tornozelo, com o quadril abduzido em 10° (Figura 1) ¹⁶. Foram dados estímulos verbais constantes durante cada contração e foi respeitado um intervalo de 2 minutos entre cada uma das três tentativas.



Figura 1 – Realização da contração isométrica máxima para normalização do sinal dos abdutores do quadril.

Mensuração e análise da ativação muscular

Para a mensuração dos sinais EMG foi utilizado um eletromiógrafo Miotool 400 (Miotec- Equipamentos Biomédicos, Porto Alegre, RS Brasil) composto por quatro canais, com taxa de amostragem de 2000 Hz por canal. Os sinais EMG dos músculos GMed e TFL foram mensurados através de pares de eletrodos de superfície pré amplificados com configuração bipolar (Mini Medi- Trace 100, Kendall Medtrace), em todas as contrações isométricas e durante a realização das tarefas de aterrissagem.

Foram realizados procedimentos de redução da impedância elétrica da pele através da raspagem dos pelos nos locais onde seriam inseridos os eletrodos e pela abrasão dele, feita com algodão embebido em álcool. O intuito do processo foi remover as células mortas e a oleosidade da pele no local de posicionamento dos eletrodos, baseados no Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles¹⁷. Para a coleta dos sinais de EMG do músculo TFL, o par de eletrodos foi posicionado na linha da espinha ilíaca anterossuperior até o côndilo femoral lateral no 1/6 proximal. Já para o GMed, o par de eletrodos foi posicionado a 50% da linha entre a crista ilíaca e o trocânter maior. O eletrodo terra, que tem como função ser o ponto referencial em locais em que não haja atividade elétrica, foi colocado na protuberância óssea mais próxima dos músculos avaliados, no caso, a tíbia. Os sinais captados pelo eletromiógrafo foram gravados pelo software Miotec Suite (Miotec Equipamentos Biomédicos, Porto Alegre,

RS, Brasil).

Os dados de EMG foram analisados usando o software Miotec Suite version 1.0 (Miotec Equipamentos Biomédicos, Porto Alegre, RS, Brasil) com um filtro passa-banda (5ª ordem Butterworth; frequências de corte de 20-500Hz) aplicados aos sinais. Os sinais foram suavizados e o valor root mean square (RMS) obtido a partir de uma janela móvel de 160 ms. Durante as CIVM's, o sinal registrado pelo eletromiógrafo foi usado como referência para o recorte de uma janela de 3 segundos, correspondente ao ponto de maior amplitude de sinal e estabilidade do mesmo. A CIVM que apresentasse maior amplitude de ativação foi considerada a máxima ativação dos músculos avaliados, sendo utilizados como parâmetros para normalização dos sinais obtidos durante a realização das tarefas de aterrissagem (por meio de percentuais do máximo). Durante as aterrissagens, o valor RMS foi obtido nos primeiros 230 ms após o contato inicial do pé com o solo a partir de inspeção visual por meio das imagens sincronizadas com o software de coleta da EMG, conforme nosso estudo prévio¹⁸.

Análise cinemática durante as tarefas de aterrissagem

Em cada movimento de aterrissagem foram realizadas as análises cinemáticas por meio da técnica de cinemetria 2D, que apresenta boa correlação com as medidas em 3D^{19,20}, simultaneamente com a mensuração da atividade elétrica dos músculos GMed e TFL. Para facilitação da análise, foram fixados marcadores adesivos não reflexivos nas espinhas ilíacas anterossuperiores, no centro da patela e entre os dois maléolos do tornozelo, identificados por meio de palpação pelo avaliador. Todos sujeitos foram posicionados em uma posição padronizada em cima de um banco de 40 cm de altura, com uma câmera posicionada no plano frontal e outra no plano sagital, no local de contato dos pés com o solo.

Para a realização do movimento, os participantes foram instruídos a permanecer inicialmente em apoio bipodal até o comando do pesquisador. Após isso, os participantes saltavam à frente, realizando uma aterrissagem de acordo com a tarefa (unilateral ou bilateral) de forma confortável e sempre que possível sem uma queda e com mínima perda de equilíbrio⁵. Antes da realização do teste, os participantes realizaram execuções das tarefas de aterrissagem com intuito de familiarização do teste e execução do movimento. Cada teste foi executado três vezes e foi utilizada a média das três tentativas para análise.

No plano frontal foi posicionada uma câmera digital JVC Everio S GZ-MS110, amostragem de 30Hz, a 3 metros dos sujeitos. Já no plano sagital, foi utilizada para filmagem a webcam de um notebook Sony Vaio CORE i3/ Modelo PCG-71911X), sincronizado aos sinais

EMG do eletromiógrafo. Todas câmeras foram configuradas para adquirir os vídeos continuamente ao longo da execução de cada teste. Cada vídeo foi gravado e exportado para um computador, posteriormente foram realizadas as análises cinemáticas por meio do software Kinovea (versão 0.8.15, Kinovea Organization, França), utilizando as três tentativas de cada aterrissagem

O alinhamento frontal da pelve, quadril e joelho foram determinados através do ângulo do quadril (fêmur relativo à pelve) e ângulo do joelho (fêmur relativo à tíbia). Obteve-se assim as medidas do grau de adução do quadril e ângulo de projeção do joelho no plano frontal durante a aterrissagem por meio do deslocamento angular obtido da posição inicial em apoio bipodal (A) até o final da aterrissagem unilateral (B) e bilateral (C). O índice de valgo dinâmico foi obtido por meio da soma do deslocamento angular de adução do quadril e do ângulo de projeção do joelho no plano frontal¹⁸. O momento da avaliação foi definido a partir de 230 ms após o contato inicial do pé com o solo⁵. O contato inicial foi definido como o frame em que o pé tocava o solo. Neste frame, um cronômetro era inserido na tela do Kinovea e iniciado. O frame em que o tempo chegava a 230 ms foi usado para realizar a medida. A avaliação se repetiu antes e após a realização do protocolo de fadiga para efeitos de comparação¹⁸.

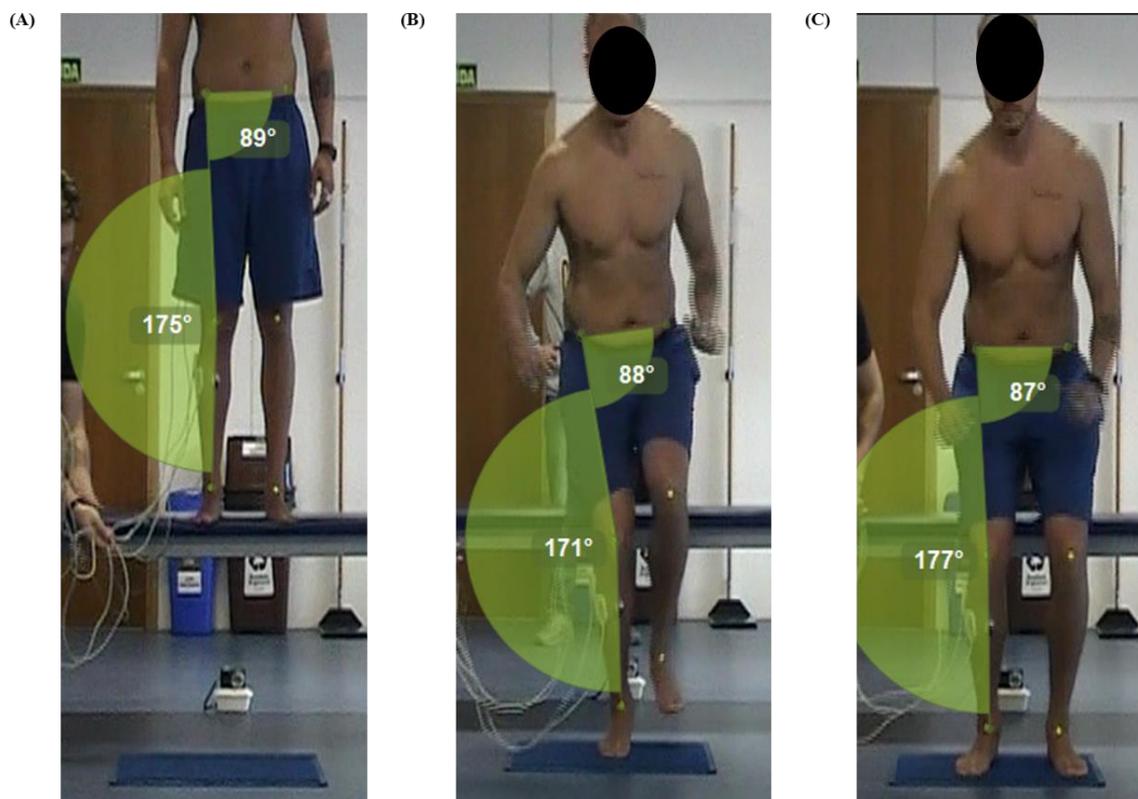


Figura 2 - Medidas de adução de quadril e do ângulo de projeção do joelho no plano frontal

por meio da cinemática no plano frontal durante a fase inicial e final da aterrissagem unilateral e bilateral. O valor foi obtido pela diferença entre a posição inicial (A) e posição final (B, C) e os valores foram somados para a obtenção do índice de valgo dinâmico²¹.

Sessão de exercício para abdução de quadril

Após a realização das tarefas de aterrissagem, os sujeitos foram submetidos às situações experimentais, sendo elas, a realização de 4 séries de 10RMs com intervalo de 2 minutos do exercício de abdução de quadril em decúbito lateral com cadência controlada em 60 bpm. Todas as séries tinham o intuito de levar os participantes até a falha durante a execução do exercício e foi baseada em um estudo prévio que observou redução de força imediatamente após a realização da sessão²², sugerindo fadiga muscular, mensurada por meio de CIVM imediatamente após o exercício. Imediatamente após o término da sessão, os participantes realizaram uma CIVM de abdutores de quadril para indicação da ocorrência de fadiga por meio da EMG.

Análise estatística

Para a comparação o índice de valgo dinâmico e da ativação dos músculos GMed e TFL durante as duas tarefas (aterrissagem unilateral e bilateral) e momentos (pré e pós) utilizou-se ANOVA Fatorial. Havendo interação significativa, um teste post-hoc de Bonferroni foi utilizado para identificar as diferenças. Os dados serão apresentados por meio de média e desvio padrão. Todas as análises foram realizadas no software SPSS 22.0 e foi considerado um nível de significância de 0,05 (5%).

Resultados

O protocolo de exercício reduziu significativamente a ativação dos abdutores do quadril durante a CIVM (pré: $1120,8 \pm 530,3$; pós: $919,8 \pm 592,1$ mV; $p = 0,012$), indicando a ocorrência de fadiga. Quanto ao índice de valgo dinâmico, observamos que o valor foi maior na aterrissagem unilateral ($p < 0,001$), sem efeito da sessão de exercício ($p = 0,613$) e sem interação entre tarefa e momento ($p = 0,284$) (Figura 3).

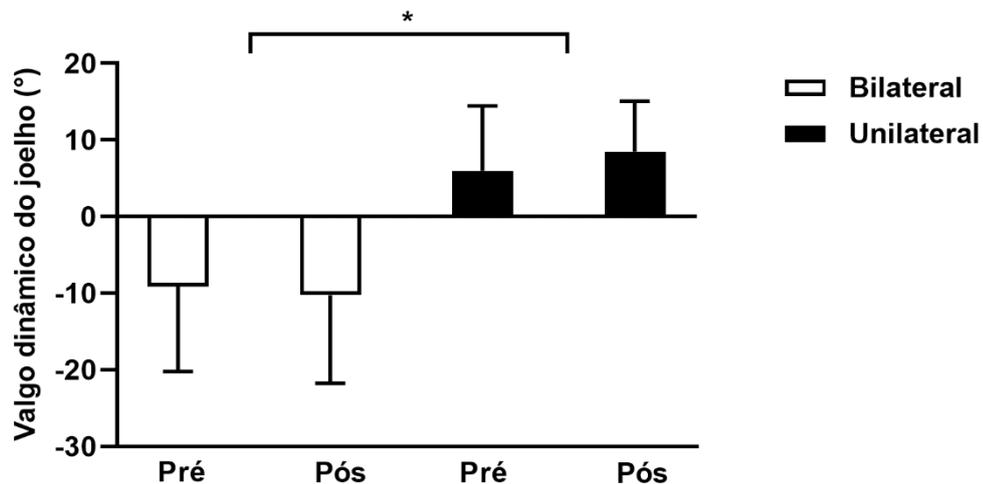


Figura 3 - Valgo dinâmico do joelho em cada tarefa e momento. Valores positivos indicam maior grau de valgo do joelho. * diferente entre as tarefas

Na ativação, para ambos os músculos, observamos um efeito da tarefa ($p < 0,001$), sem efeito do momento (GMed: $p = 0,248$; TFL: $p = 0,952$) e sem interação entre tarefa e momento (GMed: $p = 0,860$; TFL: $p = 0,971$). Especificamente, a tarefa unilateral exigiu maior ativação de GMed e TFL do que a bilateral (Tabela 1).

Tabela 1 - Ativação dos músculos abdutores de quadril durante as tarefas de aterrissagem

	Bilateral		Unilateral	
	Pré	Pós	Pré	Pós
GMed (%CIVM)	25,11 ± 7,70	28,97 ± 14,86	63,50 ± 25,84*	68,06 ± 34,75*
TFL (%CIVM)	26,73 ± 10,53	26,45 ± 17,20	46,23 ± 18,07*	45,80 ± 26,47*

Legenda da tabela: GMed = glúteo médio; TFL = tensor da fáscia lata; %CIVM = percentual da contração isométrica voluntária máxima; * ativação diferente da tarefa bilateral ($p < 0,001$)

Discussão

O estudo teve como objetivo verificar o efeito de uma sessão de exercício de força para abdutores do quadril até a falha sobre o índice de valgo dinâmico e ativação dos músculos GMed e TFL durante a aterrissagem unilateral e bilateral. Assim, nossos resultados demonstraram que: (i) o índice de valgo dinâmico foi semelhante no momento pós comparado ao pré-exercício; (ii) o índice de valgo dinâmico foi maior durante a aterrissagem unilateral comparado à aterrissagem bilateral; (iii) a ativação de GMed e TFL foi semelhante no momento

pós comparado ao pré-exercício; (iv) ocorreu maior ativação de GMed e TFL durante a aterrissagem unilateral comparada a aterrissagem bilateral.

O excessivo valgo dinâmico de joelho é uma alteração do controle neuromuscular do membro inferior, criando um vetor de força lateral da patela, aumentando as cargas compressivas da face lateral da patela com o côndilo femoral lateral¹⁵. Segundo a literatura, o valgo dinâmico de joelho pode ter diversas causas dentre elas, a falta de controle da musculatura abduutora e rotadora do quadril, o que pode estar relacionado à fraqueza do GMed, gerando queda da pelve contralateral, aumento da rotação interna e adução do fêmur ipsilateral durante movimentos funcionais¹⁶. Schmitz et al. sugerem que o valgo dinâmico provavelmente seja relacionado a força, coordenação, habilidade, alinhamento anatômico e função artrocinemática subjacente¹⁶.

Nosso estudo buscou induzir a fraqueza dos músculos abdutores de quadril (GMed e TFL) por meio de um protocolo de exercício até a falha sobre a aterrissagem de pessoas saudáveis e treinadas. A indução de fraqueza dos abdutores de quadril por meio de fadiga muscular está relacionada às funções exercidas pelo GMed e que seriam afetadas pela fadiga. Este músculo parece sustentar o quadril quando atua concêntrica, isometricamente estabiliza a pelve e excêntrica controla adução e a rotação interna do fêmur, sendo uma de suas funções principais a estabilização da pelve e menor participação da abdução ativa do fêmur^{17, 23, 24}, que ficaria mais à cargo do TFL.

Hollman et al.²⁵ sujeitaram mulheres saudáveis à falha da musculatura extensora de quadril por meio de exercícios de alta intensidade. A partir disso, os autores não observaram alterações na cinemática, embora uma maior ativação de glúteo máximo tenha sido observada durante a aterrissagem de salto, indicando uma estratégia compensatória do sistema nervoso central de aumentar a frequência ou recrutamento de unidades motoras devido à perda de força induzida pela fadiga²⁶. No nosso estudo utilizamos um protocolo de falha concêntrica em um exercício monoarticular de abdução de quadril em decúbito lateral, composto por 4 séries de 10 RM's com intervalo de 2 minutos entre as séries, similar a estudos prévios^{22, 27}. O exercício realizado foi escolhido porque parece gerar maior sobrecarga no GMed em função do grande braço de momento ao realizar abdução de quadril com o joelho estendido¹⁷. No presente estudo, a sessão de exercício realizada embora tenha causado fadiga muscular, visto à redução na ativação dos abdutores durante a CIVM²⁷, não foi capaz de alterar a cinemática no plano frontal e a ativação dos músculos do quadril. Desta forma, é possível que a sessão de exercício não tenha sido suficiente para gerar a fraqueza esperada nesse grupo muscular. Outra possibilidade

é a de que o aumento do valgismo não esteja ligado somente à função exercida pelos abdutores de quadril.

Durante a aterrissagem unilateral observamos um maior valgismo e ativação de GMed e TFL em comparação à aterrissagem bilateral. Uma das justificativas é o fato que a disposição anatômica implicada nesse ato propicia um aumento na liberdade da pelve, dificultando a sua estabilização²⁸, o que pode justificar a maior ativação observada no GMed e o TFL. Um estudo anterior sugeriu que tarefas unilaterais podem ser mais apropriadas para avaliar o controle do quadril, enquanto as bilaterais podem ser mais apropriadas para avaliar a abdução do joelho²⁹. Consistente com os achados de outro autor³⁰, onde foi observado um aumento da abdução de quadril durante tarefas unilaterais. Durante o nosso estudo, a articulação do joelho apresentou menor valgismo na aterrissagem bilateral do que na unilateral. É possível que esse comportamento seja explicado pelo fato de que na aterrissagem bilateral os indivíduos tenham disponibilidade de uma maior área de base de sustentação, sendo assim tendo um menor risco de comprometer a condição de equilíbrio³¹. Já durante a aterrissagem unilateral, há evidências de que, pelo fato de o apoio ser em apenas um pé, ocorre um aumento na instabilidade do indivíduo, onde eles tendem a utilizar a estratégia de aumento da rigidez do tronco para que consigam obter uma melhor estabilidade³².

Quanto as limitações do estudo, um aspecto importante está relacionado a amostra, em que não limitamos os participantes por sexo, visto que as respostas cinemáticas parecem ser diferentes entre homens e mulheres para tarefas unipodais⁴. Outra limitação foi o não monitoramento de outras musculaturas envolvidas durante o teste de aterrissagem, como o glúteo máximo, que apresentou modificação após um protocolo de exercício para os extensores de quadril²⁵. Além disso, mesmo as medidas angulares de adução do quadril e do ângulo de projeção do joelho no plano frontal - que serviram para a obtenção do valgo dinâmico do joelho - serem medidas adotadas com uma associação boa com àquelas em 3D^{19,20}, elas não são capazes de verificar alterações que podem ocorrer no plano transversal. Por fim, a taxa de amostragem das câmeras era baixa, particularmente para tarefas rápidas como as aterrissagens, o que pode ter adicionado um nível de imprecisão na determinação dos eventos de análise.

Conclusão

A realização prévia de uma sessão de exercício de força para abdutores de quadril até a

falha não parece interferir no controle neuromuscular e ativação dos abdutores do quadril durante atividades de aterrissagem. Ainda, a aterrissagem unilateral parece gerar um maior grau de valgo dinâmico do joelho e maior ativação da musculatura do GMed e TFL do que a aterrissagem bilateral. A partir dos nossos resultados, a realização de exercício de abdutores do quadril até a falha, em uma configuração comumente utilizada em programas de treinamento de força, não gera modificações no valgismo do joelho em atividades de alta sobrecarga nesta articulação (ex.: aterrissagens ou corridas) quando realizadas imediatamente após esta sessão.

Referências

1. Neumann, DA. Kinesiology of the hip: a focus on muscular actions. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010. 40(2): 82-94.
2. Baltra RA, Mella DC. Activación del músculo glúteo medio y tensor de la fascia lata en los ejercicios Wallbanger y Pelvic Drop. Facultad de Medicina. Universidad de Chile. Santiago, 2011. Tese. [citado 2022-12-14]: Disponível em: <https://repositorio.uchile.cl/handle/2250/117381>
3. O'Dwyer C, Sainsbury D, O'Sullivan K. Gluteus medius muscle activation during isometric muscle contractions. *J Sport Rehabil.* 2011 May;20(2):174-86. doi: 10.1123/jsr.20.2.174. PMID: 21576709.
4. Nakagawa TH, Muniz TB, Baldon RM, Serrão FV. A abordagem funcional dos músculos do quadril no tratamento da síndrome da dor femoro-patelar. *Fisioter Mov.* 2008;21(1):65-72.
5. Patrek MF, Kernozek TW, Willson JD, Wright GA, Doberstein ST. Hip-abductor fatigue and single-leg landing mechanics in women athletes. *J Athl Train.* 2011 Jan-Feb;46(1):31-42. doi: 10.4085/1062-6050-46.1.31. PMID: 21214348; PMCID: PMC3017486.
6. Monteiro RL. Há diferença na atividade do músculo glúteo médio em diferentes posições de quadril durante o exercício inclinação da pelve?. Faculdade de Medicina. Universidade de São Paulo. São Paulo, 2014. Dissertação. [citado 2022-12-14]. doi:10.11606/D.5.2015.tde-23112015-161510.

7. Lima MC, De Carli A, Da Costa PHP, De Sant'Anna JPC, Alonso AC, Pompeu JE, et al. Força dos músculos do quadril de atletas pós-reconstrução do LCA. *Rev Bras Med Esporte*. [revista eletrônica] 2015;21(6):476-9 [citado 14-12-2022]: Disponível em: <https://doi.org/10.1590/1517-869220152106151257>. ISSN 1806-9940. <https://doi.org/10.1590/1517-869220152106151257>.
8. Berry JW, Lee TS, Foley HD, Lewis CL. Resisted Side Stepping: The Effect of Posture on Hip Abductor Muscle Activation. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2015 Sep;45(9):675-82. doi: 10.2519/jospt.2015.5888. Epub 2015 Jul 10. PMID: 26161629; PMCID: PMC4951090.
9. Webster KA, Pietrosimone BG, Gribble PA. Muscle Activation During Landing Before and After Fatigue in Individuals With or Without Chronic Ankle Instability. *J Athl Train*. 2016 Aug;51(8):629-636. doi: 10.4085/1062-6050-51.10.01. Epub 2016 Sep 14. PMID: 27626836; PMCID: PMC5094841.
10. Lee JH, Cynn HS, Choi SA, Yoon TL, Jeong HJ. Effects of different hip rotations on gluteus medius and tensor fasciae latae muscle activity during isometric side-lying hip abduction. *J Sport Rehabil*. 2013 Nov;22(4):301-7. doi: 10.1123/jsr.22.4.301. Epub 2013 Aug 6. PMID: 23921296.
11. Brito J, Soares J, Rebelo AN. Prevenção de lesões do ligamento cruzado anterior em futebolistas. *Rev Bras Med Esporte*. [revista eletrônica] 2009;15(1):62-9 [citado 14-12-2022]: Disponível em: <<https://doi.org/10.1590/S1517-86922009000100014>>. Epub 26 Feb 2009. ISSN 1806-9940. <https://doi.org/10.1590/S1517-86922009000100014>.
12. Ireland ML. The female ACL: why is it more prone to injury? *Orthop Clin North Am*. 2002 Oct;33(4):637-51. doi: 10.1016/s0030-5898(02)00028-7. PMID: 12528906.
13. Willson JD, Dougherty CP, Ireland ML, Davis IM. Core stability and its relationship to lower extremity function and injury. *J Am Acad Orthop Surg*. 2005 Sep;13(5):316-25. doi: 10.5435/00124635-200509000-00005. PMID: 16148357.

14. Selkowitz DM, Beneck GJ, Powers CM. Which exercises target the gluteal muscles while minimizing activation of the tensor fascia lata? Electromyographic assessment using fine-wire electrodes. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2013 Feb;43(2):54-64. doi: 10.2519/jospt.2013.4116. Epub 2012 Nov 16. PMID: 23160432.
15. Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010 Feb;40(2):42-51. doi: 10.2519/jospt.2010.3337. PMID: 20118526.
16. Schmitz RJ, Ficklin TK, Shimokochi Y, Nguyen AD, Beynon BD, Perrin DH, et al. Varus/valgus and internal/external torsional knee joint stiffness differs between sexes. *Am J Sports Med.* 2008 Jul;36(7):1380-8. doi: 10.1177/0363546508317411. Epub 2008 Jun 5. PMID: 18535251; PMCID: PMC2562882.
17. Distefano LJ, Blackburn JT, Marshall SW, Padua DA. Gluteal muscle activation during common therapeutic exercises. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2009 Jul;39(7):532-40. doi: 10.2519/jospt.2009.2796. PMID: 19574661.
18. Rodrigues, R., Gonçalves, V., Casagrande, R., Cemin, F., Nodari, C., Borges, I., Rabello, R. Are proximal and distal neuromuscular parameters able to predict hip and knee frontal plane kinematics during single-leg landing? *Phys Ther Sport*, 2023; 59, 30-36. doi:10.1016/j.ptsp.2022.11.007
19. Sorenson B, Kernozek TW, Willson JD, Ragan R, Hove J. Two- and Three-Dimensional Relationships Between Knee and Hip Kinematic Motion Analysis: Single-Leg Drop-Jump Landings. *J Sport Rehabil.* 2015 Nov;24(4):363-72. doi: 10.1123/jsr.2014-0206. Epub 2015 Feb 6. PMID: 25658442.
20. Herrington L, Alenezi F, Alzhrani M, Alrayani H, Jones R. The reliability and criterion validity of 2D video assessment of single leg squat and hop landing. *J Electromyogr Kinesiol.* 2017; 34: 80-85.

21. Pompeo, K. D., da Rocha, E. S., Melo, M. A., de Oliveira, N. T., Oliveira, D. F., Sonda, F. C., Vaz, M. A. Can we replace exercises targeted on core/hip muscles by exercises targeted on leg/foot muscles in women with patellofemoral pain? A randomized controlled trial. *Phys Ther Sport*, 2022; 58, 1-7. doi:10.1016/j.ptsp.2022.08.004
22. Baroni BM, Pompermayer MG, Cini A, Peruzzolo AS, Radaelli R, Brusco CM, Pinto RS. Full Range of Motion Induces Greater Muscle Damage Than Partial Range of Motion in Elbow Flexion Exercise With Free Weights. *J Strength Cond Res*. 2017 Aug;31(8):2223-2230. doi: 10.1519/JSC.0000000000001562. PMID: 27398917.
23. Dwyer MK, Boudreau SN, Mattacola CG, Uhl TL, Lattermann C. Comparison of lower extremity kinematics and hip muscle activation during rehabilitation tasks between sexes. *J Athl Train*. 2010 Mar-Apr;45(2):181-90. doi: 10.4085/1062-6050-45.2.181. PMID: 20210622; PMCID: PMC2838470.
24. Willy RW, Davis IS. The effect of a hip-strengthening program on mechanics during running and during a single-leg squat. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2011 Sep;41(9):625-32. doi: 10.2519/jospt.2011.3470. Epub 2011 Jul 12. PMID: 21765220.
25. Hollman JH, Hohl JM, Kraft JL, Strauss JD, Traver KJ. Effects of hip extensor fatigue on lower extremity kinematics during a jump-landing task in women: a controlled laboratory study. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2012 Nov;27(9):903-9. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2012.07.004. Epub 2012 Jul 26. PMID: 22840731.
26. Hill, E. C., Housh, T. J., Smith, C. M., Schmidt, R. J., & Johnson, G. O. Gender- and Muscle-Specific Responses During Fatiguing Exercise. *J Strength Cond Res*, 2018 32, 1471-1478
27. Rabello, R., Nodari, C., Scudiero, F., Borges, I., Fitarelli, L., Bianchesse, J., & Rodrigues, R. Effects of task and hip-abductor fatigue on lower limb alignment and muscle activation. *Sport Sci Health* 2022; 18, 759–769. <https://doi.org/10.1007/s11332-021-00854-4>

28. Maia MS, Carandina MHF, Santos MB, Cohen M. Associação do valgo dinâmico do joelho no teste de descida de degrau com a amplitude de rotação medial do quadril. *Rev Bras Med Esporte*. [revista eletrônica] 2012;18(3):164-6 [citado 14-12-2022]: Disponível em: <<https://doi.org/10.1590/S1517-86922012000300005>>. Epub 30 Ago 2012. ISSN 1806-9940. <https://doi.org/10.1590/S1517-86922012000300005>.
29. Donohue MR, Ellis SM, Heinbaugh EM, Stephenson ML, Zhu Q, Dai B. Differences and correlations in knee and hip mechanics during single-leg landing, single-leg squat, double-leg landing, and double-leg squat tasks. *Res Sports Med*. 2015;23(4):394-411. doi: 10.1080/15438627.2015.1076413. Epub 2015 Aug 14. PMID: 26275102.
30. Earl JE, Monteiro SK, Snyder KR. Differences in lower extremity kinematics between a bilateral drop-vertical jump and a single-leg step-down. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2007 May;37(5):245-52. doi: 10.2519/jospt.2007.2202. PMID: 17549953.
31. Pollard CD, Sigward SM, Powers CM. Gender differences in hip joint kinematics and kinetics during side-step cutting maneuver. *Clin J Sport Med*. 2007 Jan;17(1):38-42. doi: 10.1097/JSM.0b013e3180305de8. PMID: 17304004.
32. Zazulak BT, Ponce PL, Straub SJ, Medvecky MJ, Avedisian L, Hewett TE. Gender comparison of hip muscle activity during single-leg landing. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2005 May;35(5):292-9. doi: 10.2519/jospt.2005.35.5.292. PMID: 15966540.