

Matheus Batista Nascimento

Associação da ativação do glúteo máximo e médio no controle biomecânico de membro inferior em tarefas funcionais unipodais: uma revisão sistemática

UBERLÂNDIA - MG

2021

Matheus Batista Nascimento

Associação da ativação do glúteo máximo e médio no controle biomecânico de membro inferior em tarefas funcionais unipodais: uma revisão sistemática

Dissertação a ser apresentada como material de defesa em nível de Mestrado no Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da Universidade Federal de Uberlândia em associação com a Universidade Federal do Triângulo Mineiro.

Orientador: Prof. Dr. Valdeci Carlos Dionísio

**UBERLÂNDIA - MG
2021**

Associação da ativação do glúteo máximo e médio no controle biomecânico de membro inferior em tarefas funcionais unipodais: uma revisão sistemática

Matheus Batista Nascimento

Aprovada em ___/___/___.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Valdeci Carlos Dionisio
Universidade Federal de Uberlândia - UFU

Prof. Dr. Daniel Ferreira Moreira Lobato
Universidade Federal do Triângulo Mineiro - UFTM

Prof. Dra. Cristina Maria Nunes Cabral
Universidade Cidade de São Paulo - UNICID

Ficha Catalográfica Online do Sistema de Bibliotecas da UFU
com dados informados pelo(a) próprio(a) autor(a).

N244 2021	<p>Nascimento, Matheus Batista, 1998- Associação da ativação do glúteo máximo e médio no controle biomecânico de membro inferior em tarefas funcionais unipodais: uma revisão sistemática [recurso eletrônico] / Matheus Batista Nascimento. - 2021.</p> <p>Orientador: Valdeci Carlos Dionísio. Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia, Pós-graduação em Fisioterapia. Modo de acesso: Internet. Disponível em: http://doi.org/10.14393/ufu.di.2021.621 Inclui bibliografia.</p> <p>1. Linguística. I. Dionísio, Valdeci Carlos, 1965-, (Orient.). II. Universidade Federal de Uberlândia. Pós-graduação em Fisioterapia. III. Título.</p> <p style="text-align: right;">CDU: 801</p>
--------------	---

Bibliotecários responsáveis pela estrutura de acordo com o AACR2:

Gizele Cristine Nunes do Couto - CRB6/2091



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
 Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia
 Rua Benjamim Constant, 1286 - Bairro Aparecida, Uberlândia-MG, CEP 38400-678
 Telefone: (34) 3218-2928 - www.faei.ufu.br/ppgfisio - secretaria.ppgfisio@faei.ufu.br



ATA DE DEFESA - PÓS-GRADUAÇÃO

Programa de Pós-Graduação em:	Fisioterapia				
Defesa de:	Dissertação de Mestrado Acadêmico, 32, PPGFISIO				
Data:	10/11/2021	Hora de início:	08:00	Hora de encerramento:	11:10
Matrícula do Discente:	12012FST003				
Nome do Discente:	Matheus Batista Nascimento				
Título do Trabalho:	Associação da ativação do glúteo máximo e médio no controle biomecânico de membro inferior em tarefas funcionais unipodais: uma revisão sistemática				
Área de concentração:	Avaliação e intervenção em fisioterapia				
Linha de pesquisa:	Processo de avaliação e intervenção fisioterapêutica do sistema musculoesquelético				
Projeto de Pesquisa de vinculação:	Avaliação Neuromecânica e intervenção em disfunções musculoesqueléticas				

Reuniu-se de forma remota através do Serviço de Conferência Web, da Rede Nacional de Pesquisa (RNP), a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Fisioterapia, assim composta: Professores Doutores: Daniel Ferreira Moreira Lobato - PPGFISIO/UFTM; Cristina Maria Nunes Cabral - UNICID; Valdeci Carlos Dionisio - PPGFISIO/UFU, orientador(a) do(a) candidato(a).

Iniciando os trabalhos o(a) presidente da mesa, Dr(a). Valdeci Carlos Dionisio, apresentou a Comissão Examinadora e o candidato(a), agradeceu a presença do público, e concedeu ao Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação do Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.

A seguir o senhor(a) presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos(às) examinadores(as), que passaram a arguir o(a) candidato(a). Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu o resultado final, considerando o(a) candidato(a):

Aprovado(a).

Esta defesa faz parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre.

O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação interna da UFU.

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.

AGRADECIMENTOS

Expresso aqui meu pleno e inescusável remerceio pelos que, muito além de financeiramente, moralmente me incentivaram em busca do sonho de uma formação profissional e acadêmica com a devida jaez de qualidade. Primeiramente, aos meus diletos propínquos formadores intelectuais, agracio-me por receber as supernas e aprazíveis aulas, desde os primeiros passos como aluno de fisioterapia, até os postimeiros momentos antes de enfim me tornar fisioterapeuta, e, até hoje, pela valedoira amizade. Indelével é ainda a confiança e credibilidade a mim conferida pelo meu orientador, Dr. Valdeci Carlos Dionisio, em receber como seu aluno alguém cuja experiência em pesquisa científica era módica e exígua, e ainda forasteiro de um fuso-horário distante chamado Rondônia. À este caro, muito obrigado. Outrossim, a concepção e concretização deste trabalho não seria possível sem a valorosa ajuda prestada por Lucas Gois Vilarinho. Decerto, cada quinhão de sua contribuição foi verdadeiramente importante e certamente reconhecido e admirado. E por fim, à minha valorosa pedra de esquina, cujo eloquente e inigualável amor a fez renunciar a si mesma e tornou todo o meu éthos social e profissional possível, expresso toda a minha gratidão. À principal razão da minha vida, obrigado.

Resumo

As tarefas funcionais unipodais são comumente utilizadas para avaliar o movimento do membro inferior e a ativação de músculos como o glúteo médio (GMED) e glúteo máximo (GMAX), em busca de possíveis associações com déficits neuromusculares. Todavia, ainda restam dúvidas sobre qual seria a tarefa mais adequada para a avaliação do movimento do quadril e joelho, com ênfase na ativação muscular do GMED e GMAX. O objetivo da presente dissertação foi identificar o papel dos músculos glúteos no controle biomecânico do membro inferior durante tarefas funcionais unipodais e identificar as tarefas mais adequadas para a avaliação e tratamento de condições de déficit de controle motor. Para isso, foi realizada uma revisão de literatura abrangendo tópicos de anatomia e função dos glúteos, tarefas funcionais unipodais e controle motor de membro inferior, além de um artigo de revisão sistemática cujas buscas foram realizadas nas bases indexadoras: *Pubmed*, *CINAHL*, *MEDLINE*, *Web of Science*, e *Sportdiscus*, selecionando estudos primários transversais realizados com indivíduos assintomáticos, e que continham resultados cinemáticos e/ou cinéticos relacionados ao complexo articular do quadril e/ou joelho, medidos por meio de análise do movimento 3D ou 2D e análise eletromiográfica da ativação do GMED e/ou GMAX. Todos os estudos selecionados tiveram seu risco de viés avaliados com base no instrumento *Joanna Briggs Institute Critical Appraisal Checklist for Cross-Sectional Studies*. Ao total, 11 estudos foram incluídos na amostra. Foi possível observar que reduções da ativação do GMAX estiveram associadas a maiores momentos e ângulos de rotação interna de quadril, e reduções da ativação do GMED estiveram associadas a maiores momentos e ângulos de adução de quadril e momentos de abdução do joelho. A tarefa *single leg squat* possivelmente é a mais adequada para a avaliação e tratamento de condições de déficit de controle motor devido à maior solicitação da função glútea. Ressalta-se ainda que a qualidade geral das evidências demonstram alto risco de viés de alguns estudos, ocultação de possíveis fatores confundidores, o que torna as associações mais cautelosas.

Palavras-chave: Eletromiografia; Biomecânica; Membro Inferior.

Abstract

Functional single leg tasks are commonly used to assess lower limb movement and activation of muscles such as the gluteus medius (GMED) and gluteus maximus (GMAX), looking possible associations with neuromuscular deficits. However, there are still doubts about which would be the most adequate task for the assessment of hip and knee movement, with an emphasis on muscle activation of the GMED and GMAX. The aim of this dissertation was to identify the role of the gluteal muscles in the biomechanical control of the lower limb during functional single leg tasks and to identify the most appropriate tasks for the assessment and treatment of conditions with motor control deficits. For this, a literature review was carried out covering topics of gluteal anatomy and function, single leg tasks functional tasks and lower limb motor control, in addition to a systematic review article whose searches were performed in the following indexing databases: *Pubmed*, *CINAHL*, *MEDLINE*, *Web of Science*, and *Sportdiscus*, selecting primary cross-sectional studies performed with asymptomatic individuals, and which contained kinematic and/or kinetic results related to the articular complex of the hip and/or knee, measured by means of 3D or 2D movement analysis and electromyographic analysis of activation of GMED and/or GMAX. All selected studies had their risk of bias assessed based on the *Joanna Briggs Institute Critical Appraisal Checklist for Cross-Sectional Studies* instrument. In total, 11 studies were included in the sample. It was possible to observe that reductions in GMAX activation were associated with greater moments and angles of hip internal rotation, and reductions in GMED activation were associated with greater moments and angles of hip adduction and moments of knee abduction. The single leg squat task is possibly the most suitable for the assessment and treatment of conditions with motor control deficits due to the greater demand on the gluteal function. It is also noteworthy that the general quality of evidence demonstrates a high risk of bias in some studies, concealing possible confounding factors, which makes associations more cautious.

Keywords: Electromyography; Biomechanics; Lower Limb.

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO	8
REVISÃO DE LITERATURA	9
Anatomia e função dos glúteos	9
Tarefas funcionais	13
Controle motor de membro inferior	19
Objetivo da dissertação	23
ARTIGO	24
INTRODUÇÃO	25
MÉTODOS	26
Critérios de elegibilidade	26
Fontes de informação	26
Estratégia de busca	27
Processo de coleta de dados	27
Itens dos dados	27
Risco de viés nos estudos individuais	28
Método de síntese dos resultados	29
RESULTADOS.....	29
Seleção dos estudos.....	29
Caraterísticas dos estudos.....	31
Risco de viés nos estudos.....	33
Resultados dos estudos individuais.....	37
Dados EMG.....	37
Dados cinemáticos	37
Dados cinéticos	41
DISCUSSÃO.....	42
Relação entre atividade de GMED e GMAX e cinemática de quadril e joelho	42
Relação entre atividade de GMED e GMAX e cinética de quadril e joelho	44
CONCLUSÃO	46
REFERÊNCIAS	46
CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	54
REFERÊNCIAS.....	55

INTRODUÇÃO

No ambiente clínico, as tarefas funcionais de membro inferior com descarga de peso corporal são muito utilizadas, tanto para fins diagnósticos, verificando possíveis déficits de controle motor e força muscular (JUDD et al., 2016), quanto para fins intervencionistas, buscando o fortalecimento e controle neuromuscular (FERREIRA et al., 2019). As tarefas funcionais são consideradas mais adequadas quando realizadas em apoio unipodal, devido à maior demanda sobre o membro inferior, e por simular situações reais onde a descarga de peso unipodal é realizada, tais como caminhar, correr, subir e descer escadas (HYODO et al., 2012), bem como mecanismos de lesão (DINGENEN et al., 2016).

A identificação de possíveis déficits neuromusculares durante a execução das tarefas funcionais é possível com a análise do movimento do membro inferior. Ao identificar movimentos excessivos de quadril e joelho, é possível associá-los à função de músculos específicos. Por exemplo, tarefas que exigem um bom nível de ativação do músculo glúteo médio (GMED) para estabilização da pelve e para controlar antagonicamente a adução de quadril (BUCKTHORPE; STRIDE; VILLA, 2019), e do músculo glúteo máximo (GMAX) para controlar antagonicamente a rotação interna do quadril, estão associados a contenção desses movimentos (FLACK; NICHOLSON; WOODLEY, 2014), os quais favorecem ao desalinhamento do membro inferior (SCORCELLETTI et al., 2020).

Dessa forma, tarefas funcionais com apoio unipodal são úteis para avaliar os movimentos do quadril e joelho, e o desalinhamento dinâmico do membro inferior pode sugerir que há déficit de função muscular de GMED e GMAX (HOLLMAN et al., 2014; NGUYEN et al., 2011). No entanto, há uma grande variedade de tarefas funcionais, com diferentes formas de execução e alinhamento dos segmentos, o que poderia influenciar no nível de atividade muscular, bem como nas variáveis de desfecho biomecânicas (de ordem cinemática e cinética). Alguns estudos buscaram identificar as tarefas mais adequadas para otimizar a função do GMAX e GMED para a correção do desalinhamento do membro inferior (MACADAM; CRONIN; CONTRERAS, 2015; SELKOWITZ; BENECK; POWERS, 2013), no entanto, sem utilizar uma associação com medidas de desfecho cinemáticas ou cinéticas.

Portanto, ainda restam dúvidas sobre qual seria a tarefa mais adequada para a avaliação do movimento de quadril e joelho, relacionando à ativação muscular dos músculos GMED e GMAX. Assim, é necessário investigar as associações entre a ativação muscular dos glúteos e as medidas de desfecho de ordem cinética e cinemática relacionadas ao joelho e quadril, a fim de buscar as melhores tarefas a serem utilizadas na avaliação e tratamento e

entender os desfechos cinemáticos, cinéticos e eletromiográficos entre cada uma delas. Dessa forma, o objetivo da presente dissertação é identificar o papel dos glúteos (GMAX e GMED) no controle biomecânico do membro inferior durante as tarefas funcionais por meio de uma revisão de literatura abrangendo tópicos de anatomia e função muscular dos glúteos, tarefas funcionais unipodais e controle motor de membro inferior e finalmente, uma revisão sistemática sobre o tema.

REVISÃO DE LITERATURA

Anatomia e função dos glúteos

O músculo glúteo máximo (GMAX) é um músculo grande e superficial da área das nádegas que possui origem na porção dorsal do sacro, ílio, fáscia toracolombar e ligamento sacrotuberal, com inserção na tuberosidade glútea do fêmur e trato iliotibial (Figura 1) e inervação pelo nervo glúteo inferior (BARKER et al., 2013). A principal função do GMAX envolve a extensão e rotação externa do quadril (NEUMANN, 2010).

Figura 1- Representação anatômica do músculo glúteo máximo em vista posterior.



Fonte: Sobotta (2008).

Entre o músculo glúteo mínimo e o GMAX está localizado o músculo glúteo médio (GMED), que possui origem na superfície glútea do íleo, inserção no trocânter maior do fêmur (Figura 2) e inervação pelo nervo glúteo superior (FLACK; NICHOLSON;

WOODLEY, 2012). O GMED possui como função principal a abdução do quadril (NEUMANN, 2010).

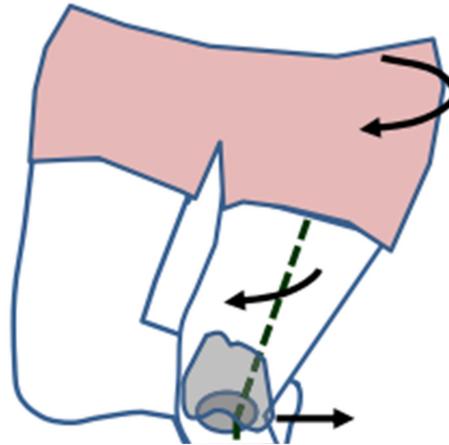
Figura 2- Representação anatômica do músculo glúteo médio em vista posterior.



Fonte: Sobotta (2008).

Os músculos GMAX e GMED, em conjunto, exercem funções importantes para além dos movimentos que eles produzem na articulação do quadril. Em situações dinâmicas, como na corrida, na caminhada ou em saltos, eles atuam de forma estabilizadora para manter o alinhamento do quadril e joelho. Durante estas situações, o GMAX atua excentricamente para controlar a rotação interna do quadril, como um importante elemento do controle de tronco, se opondo às instabilidades rotacionais e de flexão (Figura 3), e como estabilizador da pelve nos momentos de apoio unipodal, em associação com o GMED (BUCKTHORPE; STRIDE; VILLA, 2019).

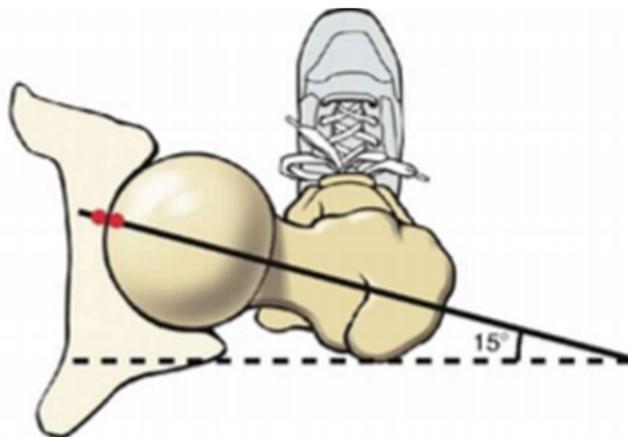
Figura 3 – Representação artística da inclinação pélvica e rotação interna do quadril durante o momento de apoio unipodal.



Fonte: Petersen et al. (2013).

Além disso, o GMAX, ao ser um importante antagonista da rotação interna femoral (Figura 4), também atua estabilizando a articulação coxofemoral mantendo a angulação normal anteversão femoral (15°) (SCORCELLETTI et al., 2020);, angulação esta que quando excessiva modifica a cinemática de joelho influenciando em maiores riscos de lesão e até mesmo a ativação eletromiográfica do GMED (KAISER et al., 2017; HOWARD et al., 2011).

Figura 4 – Representação artística da anteversão femoral.

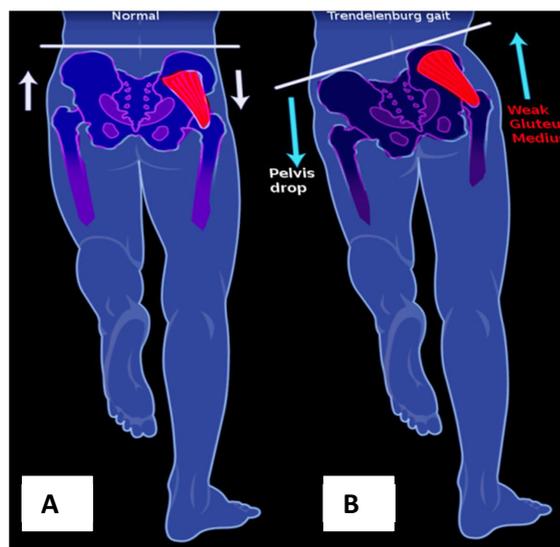


Fonte: Neumann (2011).

O GMED, por sua vez, além de sua função abduzora (Figura 5), tem um importante papel na estabilização da pelve controlando a queda pélvica contralateral ao membro em apoio em atividades unipodais (sinal de Trendelenburg) e durante as fases de apoio da marcha ou, bem como também estabilizando o tronco contra instabilidades em inclinações laterais e controlando excentricamente a adução femoral ((BUCKTHORPE; STRIDE; VILLA, 2019; NEUMANN, 2010).

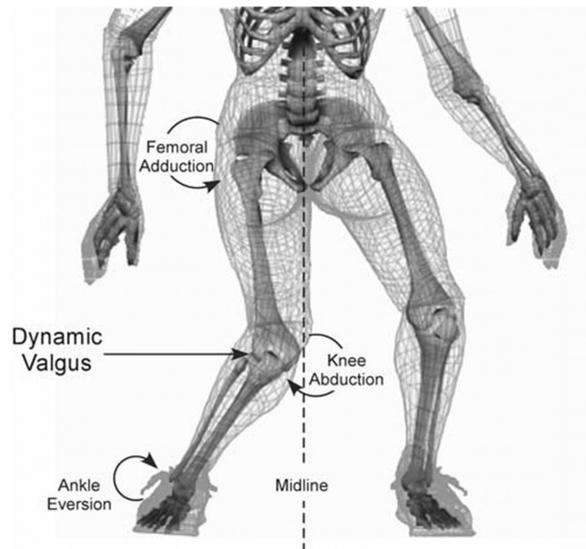
Todas estas funções musculares glúteas ocorrem de forma sinérgica e simultânea durante a execução de uma tarefa como a marcha: durante os momentos de apoio unipodal, o GMAX, junto a outros músculos, contribui para o controle de movimento do tronco e da rotação interna de quadril excessiva enquanto o GMED, também junto a outros músculos, contribui para a estabilização da pelve e da adução femoral excessiva (FLACK; NICHOLSON; WOODLEY, 2014; ALLISON et al., 2018). Esse ajuste de movimento irá contribuir para a manutenção do alinhamento adequado do membro inferior, uma vez que excessivas angulações de adução e rotação interna femoral fazem parte dos fatores influenciadores do valgo dinâmico excessivo (Figura 6) de joelho (DIERKS et al., 2008).

Figura 5 – Imagem representando dois momentos de orientação pélvica. A – orientação pélvica normal; B – Sinal de Trendelenburg.



Fonte: Gogu e Gandbhir (2021).

Figura 6 – Representação do valgo dinâmico excessivo do joelho.



Fonte: Hewett et al., (2005).

Tarefas funcionais

As tarefas funcionais unipodais são atividades comumente prescritas tanto como recursos de reabilitação quanto como recursos de diagnóstico de alguma condição biomecânica deficitária (DAWSON; HERRINGTON, 2015; NAGELLI et al., 2019). Envolve exercícios ou situações cujo o desempenho requer interações cognitivas e motoras intimamente ligadas ao ambiente e às atividades desempenhadas no dia a dia do indivíduo (DE VREEDE et al., 2004). Existe uma série de tarefas funcionais unipodais nomeadas e classificadas na literatura, tais como o SLS, *single leg drop landing* (SLDL) e *step up* (SU) (SIMENZ et al., 2012; DOHERTY et al., 2015; AGRESTA et al., 2017).

As tarefas funcionais geralmente são indicadas para tanto para diagnóstico quanto para tratamento por envolver uma carga articular maior que aumenta a perturbação do equilíbrio (HERMAN et al. 2016), por exigir maior capacidade de controle motor (MUYOR et al., 2020) e ainda por exigir maior recrutamento muscular que em tarefas bipodais (TAYLOR et al., 2016). À exemplo disso, um estudo biomecânico comparou as tarefas de saltos e agachamentos bipodais e o SLS, identificando que as maiores angulações de adução de quadril e o maior momento de abdução de joelho estavam associados às tarefas unipodais (DONOHUE et al., 2015).

Levando em conta o fator de diagnóstico, Crossley et al., (2011) realizaram um estudo associando o desempenho do SLS com a ativação de músculos abdutores de quadril, e concluem que a tarefa funcional é uma ferramenta confiável que pode ser usada para identificar pessoas com disfunção muscular do quadril. Somado a isso, Alenezi et al., (2014)

determinaram a confiabilidade entre e intra-avaliadores das variáveis cinemáticas e cinéticas do membro inferior durante as tarefas de SLS e SLDL, confirmando a sua relevância para técnicas de reabilitação.

Decorrente da maior exigência de controle neuromuscular para conter as perturbações do equilíbrio e ajustes antecipatórios limitados (KAJIWARA et al., 2019), as tarefas funcionais unipodais são incentivadas para a melhora da estabilidade dinâmica (RASOOL; GEORGE, 2007). Dentre elas, uma das mais utilizadas é o SLS, que consiste na manutenção do ortostatismo em apoio unipodal, enquanto o outro membro se encontra com flexão de joelho próxima a 45°, e então na realização do agachamento com o retorno à posição inicial, sem perder o equilíbrio (Figura 7). Variações podem ser observadas em relação à ‘profundidade do agachamento’, ou seja, o grau de flexão de joelho do membro de apoio, assim como a adoção de diferentes estratégias para limitar ou evitar possíveis inclinações do tronco durante a realização da tarefa (DWYER et al., 2010; NGUYEN et al., 2011).

Figura 7 – Representação da execução da tarefa funcional SLS.



Fonte: próprio autor.

Outra tarefa comumente utilizada é o SD (Figura 8), em que deve-se manter uma posição de apoio unipodal sobre uma plataforma/degrau elevada, e então levar o membro contralateral para frente e para baixo com o joelho em extensão completa, dorsiflexão de tornozelo e leve flexão de quadril até realizar um leve toque com o calcanhar ao solo e retornar à posição inicial (HATFIELD et al., 2016; HOLLMAN et al., 2009). Essa tarefa pode também sofrer uma variação onde a altura/distância vertical da plataforma ao solo é percorrida apenas até a metade (HATFIELD et al., 2016) denominada *half step down* (HSD).

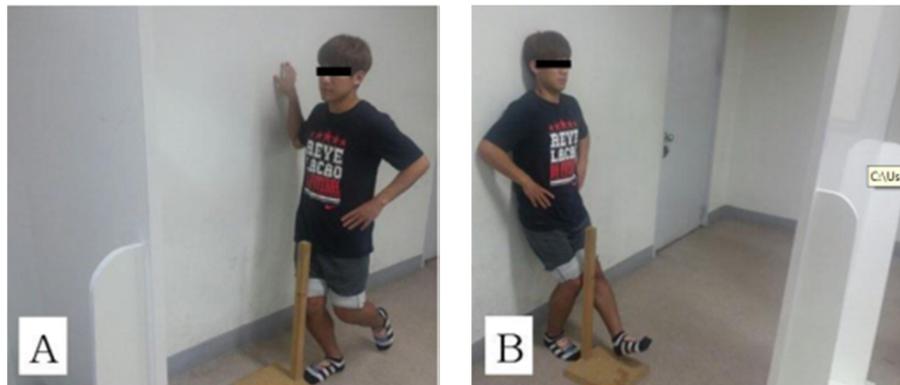
Figura 8 - Representação da execução da tarefa funcional SD.



Fonte: próprio autor.

Outras variações do SD foram propostas por Han et al. (2018), as quais foram nomeadas pelos autores como *unilateral squat* (US), *unilateral wall squat* (UWS), *lateral step down* (LSD) e *frontal step down* (FSD) – Figura 9.

Figura 9 – Representação da execução das tarefas funcionais A – US; B – UWS; C – LSD; D – FSD.





Fonte: Han et al., (2018).

O US apesar de ter um nome diferente, consiste na mesma tarefa que o SLS, porém os sujeitos podem tocar levemente a parede do lado dominante para manutenção do equilíbrio, enquanto no SLS as mãos ficam na cintura. No UWS, os sujeitos realizam o mesmo movimento, desta vez com a região dorsal apoiada na parede de forma a ficar sobre apoio unipodal. No LSD, o sujeito permanece em apoio unipodal sobre degrau/plataforma elevada, levando o membro contralateral para baixo lateralmente com o joelho em extensão e tornozelo em dorsiflexão e quadril em posição neutra até um leve contato do calcanhar ao solo. Já o FSD, os participantes podiam tocar levemente na parede para manutenção do equilíbrio, e caso não tocassem o chão após 60° de flexão do joelho dominante, blocos de madeira eram adicionados no chão.

Além de todas essas tarefas, há a tarefa com aterrissagem unipodal. Diferentes estudos utilizaram variações desse tipo de tarefa funcional. Nordin e Dufek, (2016) utilizaram tarefa denominada de *single leg landing* (SLL), em que os sujeitos tinham que ficar em apoio unipodal sobre uma plataforma elevada, e em seguida inclinar o corpo anteriormente e cair da plataforma (isto é, sem realizar um salto para baixo) aterrissando no solo somente sobre aquele mesmo membro e estabelecendo uma posição de equilíbrio. Russell et al., (2006) utilizou o *single leg drop landing* (SLDL), que apesar do nome diferente consiste na mesma tarefa, podendo haver variações na altura da plataforma e adoção de estratégias que controlem o movimento de tronco e membros superiores entre elas (Figura 10).

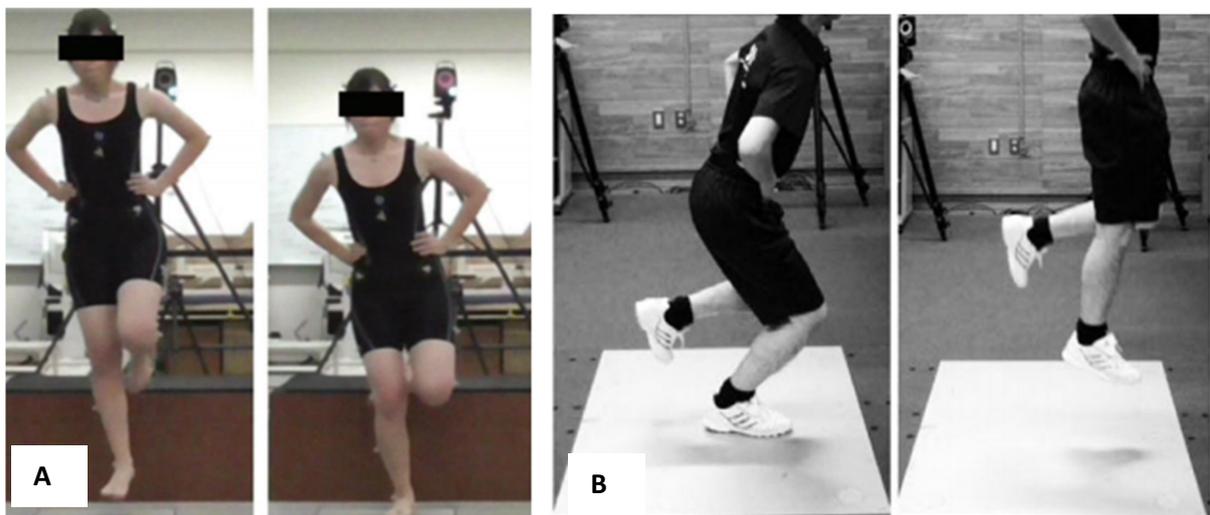
Figura 10 – Representação das tarefas SLL/SLDL



Fonte: Russell et al., (2006).

Já Neamatallah, Herrington e Jones (2020) também realizaram tarefas com aterrissagem unipodal, propondo o *forward land* (FL), onde o indivíduo era instruído a manter-se em apoio unipodal sobre uma superfície de 30cm de altura e, em seguida, saltar para frente pousando em uma plataforma de força na mesma perna. Os autores também utilizaram o *side land medial* (SML), onde o indivíduo era instruído a manter-se em apoio unipodal sob uma plataforma de força e saltar aterrissando no meio da mesma (Figura 11).

Figura 11 – Representação da execução das tarefa funcionais A – FL; B – SML.



Fonte: Tamura et al., (2016) e Kobayashi et al., (2013).

Além de todas essas tarefas, temos ainda o SU (Figura 12), em que o sujeito coloca o membro a ser analisado sobre um degrau a frente, enquanto o membro contralateral fica sobre o chão ou a um degrau inferior. Em seguida o sujeito desloca seu peso corporal para frente

ficando em apoio unipodal e levanta o membro contralateral até que o membro a ser estudado fique retificado, ou seja, realizando a extensão do joelho. Depois abaixa o membro contralateral, ou seja, controlando excêntricamente a flexão de joelho, retornando a posição inicial (HATFIELD et al., 2016).

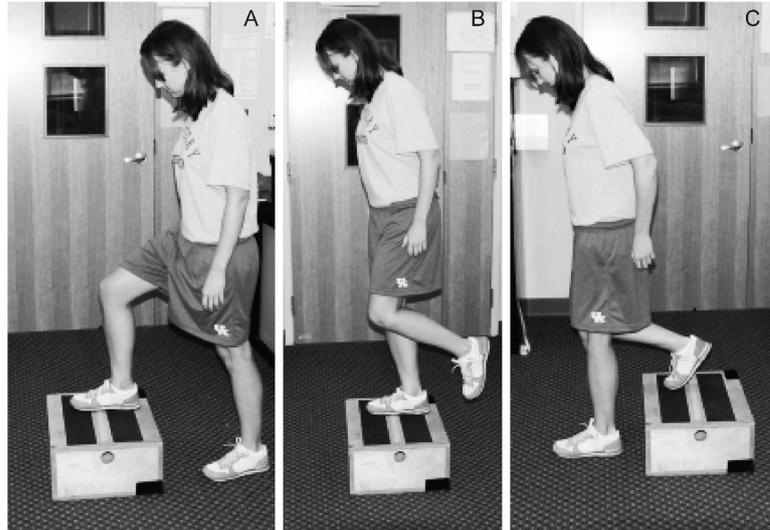
Figura 12 – Representação da execução da tarefa funcional SU.



Fonte: Hatfield et al., (2016).

Uma variação dessa tarefa é o *step up and over* (SUO) que foi utilizado por Dwyer et al., (2010), em que cada participante ficava em frente a uma caixa de aproximadamente 20 centímetros de altura, e então o membro dominante era colocado sobre a caixa, para então passar o membro não dominante sobre a caixa em um só movimento até tocar o solo, e em seguida retirar o membro dominante, ficando em pé em frente a caixa (Figura 13).

Figura 13 – Representação da execução da tarefa funcional SUO.



Fonte: Dwyer et al., (2010).

Controle motor de membro inferior

O diagnóstico de alguma disfunção muscular ou desalinhamento excessivo do membro inferior durante tarefas funcionais unipodais pode derivar de um controle motor ineficiente (LUBAHN et al., 2011). Riemann e Lephart (2002) definem que o controle motor é habilidade de manutenção do alinhamento e estabilidade articular de forma inconsciente em resposta aos movimentos, cargas e gravidade. Levando em conta que as tarefas funcionais unipodais demandam maior habilidade motora, o déficit de controle motor pode ser associado a lesões (BARTON et al., 2012).

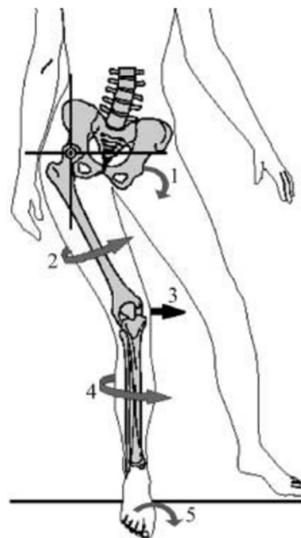
Durante o movimento, são requeridos dois sistemas de controle motor, o *feedback* e o *feedforward*. A definição de *feedback* se refere à habilidade de corrigir o movimento ao longo da sua execução a partir de informações que indicam a modificação do movimento (SEIDLER; NOLL; THIERS, 2004). Os *feedbacks* podem ser divididos em intrínsecos e extrínsecos, sendo os intrínsecos a própria percepção do indivíduo durante a execução da tarefa e os extrínsecos sendo informações externas tais como as orientações verbais e visuais (LEVIN; DEMERS, 2020).

Por sua vez, o *feedforward* se refere às informações que já foram consolidadas com a experiência e treinamento do movimento a ser executado auxiliando nas correções do movimento antecendo o mecanismo do *feedback* (SEIDLER; NOLL; THIERS, 2004). O mesmo ainda é influenciado por dois mecanismos envolvendo a informação proprioceptiva. O primeiro se refere a influência das mudanças inesperadas do ambiente na modificação de estratégias de correção do movimento, e o segundo se refere às informações proprioceptivas

que irão determinar a força, velocidade e acurácia necessárias para a execução da tarefa (RIEMANN; LEPHART, 2002).

Para o alinhamento do membro inferior, o controle motor de tronco e quadril são os fatores mais associados ao alinhamento dinâmico do movimento. Estudos sugerem que o déficit de controle motor do tronco está associado a movimentos excessivos de queda pélvica, adução femoral, rotação interna femoral e valgo de joelho (WILKERSON; COLSTON, 2015; DINGENEN et al., 2019) (Figura 14).

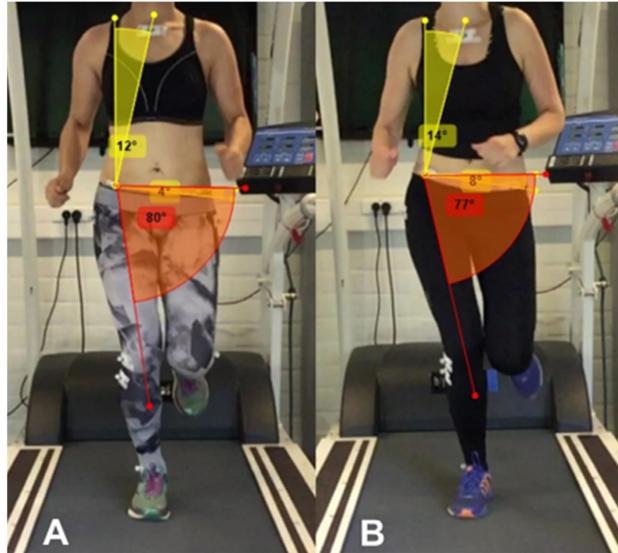
Figura 14 – Representação artística da queda pélvica, adução e rotação interna femoral e valgo excessivo de joelho.



Fonte: Powers (2003).

Em atividades mais dinâmicas, tais como a corrida (Figura 15), esses movimentos excessivos associados aos déficits de controle de tronco também são evidentes, e podem ser associados às lesões de joelho e quadril (POWERS, 2010; SCHMIDT; HARRIS-HAYES; SALSICH, 2019).

Figura 15 – Alterações cinemáticas de tronco e membro inferior durante a corrida. A – tronco estável com alinhamento; B – tronco instável com maior inclinação lateral no plano frontal.



Fonte: Dingenen et al. (2019).

Hodges e Richardson (1997) demonstraram que a estabilidade do tronco ocorre pela contração dos músculos abdominais e lombares que particularmente contraem precedendo o movimento dos membros inferiores. Dessa forma, o controle motor de tronco é essencial para a o controle motor dinâmico do membro inferior (CHAUDHARI et al, 2019). A influência do tronco é tão perceptível, que dentro das tarefas unipodais, uma distinção clara pode ser feita comparando o SD com o SLS. No SD, a tarefa é executada com o tronco mais ereto, enquanto que no SLS a tarefa é executada com o tronco mais flexionado, sendo que este último particularmente solicita maior recrutamento glúteo, e geraria maior estabilidade femoral (LEWIS et al., 2015; FARROKHI et al., 2008).

Figura 16 – Comparativo entre as diferenças de execução das tarefas funcionais A – SLS; B – SD.



Fonte: próprio autor.

O controle motor de quadril, por sua vez, tem descrições claras sobre a sua influência sobre o movimento e alinhamento do membro inferior através da função muscular do GMAX e GMED. O GMED é classicamente relatado como um estabilizador da pelve e antagonista da adução de quadril durante atividades dinâmicas, como a corrida, bem como também do valgo dinâmico de joelho (FLACK; NICHOLSON; WOODLEY, 2014). O GMAX é considerado além de extensor, também é um importante rotador externo de quadril conseqüentemente um antagonista da rotação interna do quadril (NEUMANN, 2010).

A ação dos glúteos como componentes fundamentais do controle motor do quadril e conseqüentemente do membro inferior é levada em conta em pesquisas por abordagens terapêuticas com ênfase nos glúteos. Uma revisão sistemática buscou analisar quais exercícios seriam mais eficientes para o recrutamento glúteo, e identificou que as tarefas SU e SLS recrutaram mais o GMAX e as tarefas de ponte lateral e abdução de quadril recrutaram mais o GMED (MACADAM; CRONIN; CONTRERAS, 2015). Contudo, o estudo não faz associações com a cinemática envolvida. O estudo de Selkowitz, Beneck e Powers (2013) buscou determinar quais exercícios seriam os melhores para isolar a ativação de GMED e GMAX do tensor da fáscia lata, observando que os exercícios de *clamshell*, *side-step* e ponte lateral como os mais eficientes.

Figura 17 – Representação da execução dos exercícios A - *clamshell* e B - *side-step*.



Fonte: Kjaer et al. (2018).

Estudos com um foco maior no controle neuromuscular glúteo e na educação do movimento também foram realizados. Willy, Scholz e Davis (2012) realizaram intervenções durante a corrida, através de *feedbacks* verbais e visuais através de um espelho, resultando em reduções da adução de quadril e da queda contralateral pélvica. Semelhantemente, Willy e Davis (2011) utilizaram os mesmos recursos visuais e verbais em intervenções com agachamento bipodal e SLS, resultando em reduções significativas de adução e rotação interna de quadril e queda contralateral pélvica.

Em função da grande diversidade de execução das tarefas funcionais potencialmente utilizáveis na avaliação clínica e tratamento, a possível influência de controle de tronco na cinemática de quadril e joelho, modificando o nível de recrutamento muscular do GMAX e GMED, surge a necessidade de identificar o papel da ativação dos glúteos no controle biomecânico de membro inferior durante a execução das tarefas funcionais e de identificar as tarefas mais adequadas para o contexto de avaliação e tratamento.

Objetivo da dissertação

O objetivo desta dissertação é identificar o papel dos músculos glúteos no controle biomecânico de membro inferior durante tarefas funcionais unipodais bem como identificar quais tarefas funcionais unipodais são mais adequadas para a solicitação muscular pretendida, esclarecendo informações que serão úteis para interpretar as tarefas funcionais e ajudar na tomada de decisão clínica.

ARTIGO

Ativação dos músculos glúteo máximo e glúteo médio no controle biomecânico de membro inferior de indivíduos assintomáticos em tarefas funcionais unipodais: uma revisão sistemática

Resumo

O controle neuromuscular do glúteo máximo (GMAX) e médio (GMED) é considerado importante para o alinhamento do membro inferior, contudo a sua função durante tarefas funcionais unipodais ainda precisa ser melhor esclarecida. Assim, este estudo objetiva avaliar o relacionamento entre a atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos glúteos e as variáveis biomecânicas de quadril e joelho durante tarefas funcionais unipodais e identificar as possíveis tarefas que solicitam maior atividade muscular podendo ser mais adequadas para avaliação e tratamento. O estudo é uma revisão sistemática em que foram realizadas buscas em outubro de 2020 e em fevereiro de 2021, nas bases: *Pubmed, CINAHL, MEDLINE, Web of Science, e Sportdiscus*, onde foram selecionados estudos transversais com indivíduos assintomáticos, contendo resultados cinemáticos de quadril e/ou joelho medidos através de análise do movimento 3D ou 2D e/ou cinéticos de quadril e/ou joelho e atividade EMG do GMED e/ou GMAX. A qualidade dos estudos foi avaliada com o instrumento *Joanna Briggs Institute Critical Appraisal Checklist for Cross-Sectional Studies*. Todos os procedimentos de confecção do estudo conduzidos por dois revisores de forma independente. As buscas resultaram em 391 estudos, totalizando 11 estudos incluídos na revisão. A redução da ativação do GMAX esteve associada a um maior momento e excursão em rotação interna de quadril, e a redução da ativação do GMED esteve relacionada a um maior momento e excursão em adução de quadril e momento em abdução do joelho. Embora os estudos tenham mostrado uma relação entre as variáveis, os resultados precisam ser colocados em prática com cuidado, já que alguns estudos possuem alto risco de viés e, especificamente sobre os dados cinéticos, poucos estudos trazem esses dados, com risco de viés de moderado a alto.

Palavras-chave: Eletromiografia; Biomecânica; Membro Inferior.

Abstract

Single-leg functional tasks are commonly included as assessment and intervention strategies in several dysfunctions. They require appropriate motor control to maintain lower limb alignment during movement. Although the neuromuscular control of the gluteus maximus (GMAX) and gluteus medius (GMED) is considered important in lower limb alignment, which would be associate with the knee and hip kinematic and kinetic variables, consistent data-pooling to clarify that associations during single-leg functional tasks are still missing. Thus, this study evaluated the current knowledge of the associations of gluteal electromyographic (EMG) activity with knee and hip biomechanical variables during single-leg functional tasks. The study is a systematic review whose searches were performed in the following indexing databases: *Pubmed, CINAHL, MEDLINE, Web of Science, and Sportdiscus*, where cross-sectional studies were selected with asymptomatic individuals and containing outcomes from hip and knee kinetics and kinematics measured by 3D or 2D motion analysis, EMG activities of GMED and GMAX. Study quality was rated with the *Joanna Briggs Institute Critical Appraisal Checklist for Cross-Sectional Studies*, and study selection, assessment, and data extraction procedures were conducted by two independent reviewers. The searches resulted in 391 studies, with the addition of 1 study included from the references list of the selected studies, with 11 studies included for the review. The reduced GMAX activation was associated with greater internal rotation angle and moment hip, and the reduced GMED activation was associated with greater adduction angle and moment hip and knee abduction moment. Although the studies have shown an association between the variables, the results need to be put into practice with caution, as some studies have a high risk of bias and, especially about kinetic data, few studies bring these data, and all are at moderate to high risk of bias.

Keywords: Electromyography; Biomechanics; Lower Limb.

INTRODUÇÃO

Atividades multiarticulares de membro inferior, como *single leg squat* (SLS), requerem bom controle motor para manter o alinhamento do membro durante a execução do movimento (DE VREEDE et al., 2004). O desalinhamento do membro inferior durante atividades que envolvem descarga de peso tem sido associado a fatores de risco para lesões, como a dor fêmoropatelar (POWERS, 2010) e a ruptura do ligamento cruzado anterior (NUMATA et al., 2018). Uma das condições mais comuns de desalinhamento do membro inferior é o valgo dinâmico de joelho, associado com excessivas aduções e rotações interna de quadril e com pronações subtalares (POWERS, 2003; HEWETT et al., 2005). Esse desalinhamento é mais visível em tarefas funcionais unipodais, como SLS, *step down* (SD), *single leg drop landing* (SLDL) e *step up* (SU), *half step down* (HSD), *unilateral squat* (US), *unilateral wall squat* (UWS), *lateral step down* (LSD) e *frontal step down* (FSD), *single leg landing* (SLL), *forward land* (FL), *step up and over* (SUO), *side land medial* (SML) e *single leg drop jump* (SLDJ) (WILCZYŃSKI; ZORENA; ŚLEZAK, 2020; DWYER et al., 2010; HATFIELD et al., 2016; RUSSEL et al. 2006; NORDIN; DUFEK, 2016; HAN et al., 2018) .

Tarefas unipodais demandam que a pelve e o fêmur mantenham um alinhamento fisiológico (LEWIS et al., 2015), consequentemente exigindo a ação muscular dos glúteos (BOREN et al., 2011), sendo os possíveis déficits neuromusculares dos glúteos podem provocar desalinhamento do membro inferior (MCCURDY et al., 2014). A força muscular dos glúteos, em geral, tem sido destacada como um fator preditivo para o desalinhamento de membro inferior (KAGAYA; FUJII; NISHIZONO, 2015; STICKLER; FINLEY; GULGIN, 2015). No entanto, considerando o dinamismo das tarefas funcionais unipodais, a ativação neuromuscular parece ser um elemento tão importante quanto a própria força muscular para manter o alinhamento dinâmico do membro (LLURDA-ALMUZARA et al., 2020). Estudos têm mostrado que baixos níveis de ativação dos músculos GMAX e GMED estão pontencialmente associados a variações da cinemática e da cinética de quadril e joelho, como maiores angulações e torques de adução e rotação interna de quadril (HOLLMAN et al., 2014; HATFIELD et al., 2016; NEAMATALLAH; HERRINGTON; JONES, 2020), e também ligada a lesões de dessas duas articulações (WILLSON et al., 2011; ESCULIER; ROY; BOUYER, 2015).

Apesar do controle neuromuscular dos músculos GMAX e GMED se mostrar importante para o adequado alinhamento dinâmico do membro inferior, ainda falta uma

investigação consistente para melhor esclarecer como ocorre essa relação durante tarefas funcionais unipodais. Assim, essa revisão sistemática avaliou o conhecimento atual sobre as associações entre a atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos glúteos e as variáveis biomecânicas de quadril e joelho durante tarefas funcionais unipodais, bem como buscou identificar as possíveis tarefas que solicitam maior atividade muscular podendo ser mais adequadas para avaliação e tratamento, se propondo a responder a seguinte pergunta: Qual o papel dos músculos glúteos no controle biomecânico de membro inferior durante tarefas funcionais unipodais? Informar clínicos sobre uma síntese da evidência a respeito desse tópico seria útil para interpretar as tarefas funcionais e ajudar na tomada de decisão clínica.

MÉTODOS

O estudo teve protocolo registrado no PROSPERO *International prospective register of systematic reviews* sob o o registro CRD4202021329. Os procedimentos metodológicos deste estudo foram reportados de acordo com o guia *Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses* (PRISMA) (PAGE et al., 2021).

Critérios de elegibilidade

Esta revisão buscou por estudos transversais, se escritos em inglês, realizados com indivíduos sem sintomas de dor, e que continham resultados de natureza cinemática avaliada através de análise do movimento 3D ou 2D e/ou cinética, ambos das articulações de quadril e/ou joelho, bem como atividade EMG de superfície ou intramuscular de GMED e/ou GMAX. Ensaios clínicos, estudos caso-controle, e protocolos que não incluíram uma tarefa unipodal, que não incluíram atividade EMG dos músculos GMED ou GMAX, e texto completo indisponível foram excluídos.

Fontes de informação

Como fonte de informação, as bases usadas foram: Pubmed, CINAHL, MEDLINE, Web of Science, e Sportdiscus. As buscas foram realizadas em outubro de 2020, inicialmente realizando-se as seleções pela leitura de título e resumo e, por fim, realizando-se a leitura do artigo completo. Uma segunda busca foi conduzida em fevereiro de 2021 a fim de atualizar os resultados de busca, não havendo novos registros que potencialmente poderiam ser

adicionados na amostra final. Ademais, os autores de alguns estudos foram contatados para informações adicionais a respeito dos dados de seus respectivos artigos. Após o processo de seleção, também foi realizada uma busca nas listas de referências dos artigos já selecionados pela leitura dos textos completos. Todo o processo de seleção foi conduzido por dois avaliadores de forma independente e qualquer discordância entre os mesmos foi resolvida através de discussão. Caso os dois avaliadores não chegassem a um consenso, as discordâncias eram resolvidas por um terceiro avaliador.

Estratégia de busca

A estratégia de busca utilizada foi: (((((((("single leg") OR ("single leg drop")) OR ("single leg task")) OR ("step down")) OR ("single leg squat")) AND (((("hip adduction") OR ("knee valgus")) OR (kinetics)) OR (kinematics)) OR ("lower limb")))) AND (((("hip muscle") OR ("gluteal muscle")) OR (gluteal)) OR (gluteus))) AND (((Recruitment) OR (activity)) OR (electromyography)).

Processo de coleta de dados

Todo o processo de coleta de dados foi conduzido por dois revisores cegos e independentes, e qualquer discordância foi resolvida por discussão entre os mesmos. Caso necessário, um terceiro revisor estava disponível para desempates.. Os dados cinéticos e cinemáticos das articulações do quadril e joelho, e dados EMG do GMED e GMAX, correspondentes às tarefas unipodais, foram extraídas e registradas.

Itens dos dados

Tabela 1 – Definição das variáveis de interesse.

Variável	Definição
Atividade de glúteo médio e máximo	Atividade eletromiográfica do músculo
Cinemática da articulação do quadril	Análise do movimento da articulação do quadril, como: ângulos de abdução, adução, flexão, extensão, rotação interna e rotação externa.
Cinemática da articulação do joelho	Análise do movimento da articulação do joelho, como: ângulos de flexão, extensão, abdução e pico de valgismo.
Cinética da articulação do quadril	Análise do torque/momento das articulações.
Cinética da articulação do joelho	Análise do torque/momento das articulações.

Legenda: dados de interesse buscados nos estudos publicados

Risco de viés nos estudos individuais

Dois revisores independentes avaliaram a qualidade metodológica dos artigos incluídos usando o *Checklist For Analytical Cross-Sectional Studies from Joanna Briggs Institute* (MOOLA et al., 2017). O índice de concordância foi determinado pelo Índice Kappa com a interpretação de Landis e Koch (1977) (<0, ruim; 0,01-0,20, leve; 0,21-0,40, razoável; 0,41-0,60, moderado; 0,61-0,80, substancial; 0,81-1,0, quase perfeito). Um terceiro autor resolveu qualquer discordância entre os dois avaliadores. O *checklist* inclui 8 questões para relato, contendo questões para avaliação dos critérios de elegibilidade, medição da condição, exposição e resultados, fatores de confusão e análise estatística (tabela 2).

Cada uma das questões possui 4 campos de respostas: “sim”, “não”, “pouco claro” e “não aplicável” (tabela 2). O escore de risco de viés para cada estudo foi calculado seguindo uma estratégia de porcentagem, sendo: baixo risco de viés para estudos que atingiram 70% ou mais de resposta “sim”, moderado risco de viés para estudos que atingiram entre 50% e 69% de resposta “sim” e alto risco de viés para estudos que atingiram 49% ou menos de respostas “sim”, de acordo com o método utilizado por autores anteriores (GOPLIN et al., 2019).

Tabela 2 – Definição dos itens de análise de viés.

<i>Questão</i>	<i>Sim</i>	<i>Não</i>	<i>Pouco claro</i>	<i>Não aplicável</i>
1. Os critérios de inclusão na amostra foram claramente definidos? (Were the criteria for inclusion in the sample clearly defined?)				
2. Os sujeitos e o ambiente do estudo foram descritos em detalhes? (Were the study subjects and the setting described in detail?)				
3. A exposição foi medida de forma válida e confiável? (Was the exposure measured in a valid and reliable way?)				
4. Foram usados critérios objetivos e padronizados para a medição da condição? (Were objective, standard criteria used for measurement of the condition?)				
5. Os fatores de confundimento foram identificados? (Were confounding factors identified?)				
6. Foram estabelecidas estratégias para lidar com fatores de confundimento? (Were strategies to deal with confounding factors stated?)				
7. Os resultados foram medidos de forma válida e confiável? (Were the outcomes measured in a valid and reliable way?)				
8. Foi usada uma análise estatística apropriada? (Was appropriate statistical analysis used?)				

Legenda: itens do *Checklist For Analytical Cross-Sectional Studies from Joanna Briggs Institute* (MOOLA et al., 2017).

Método de síntese dos resultados

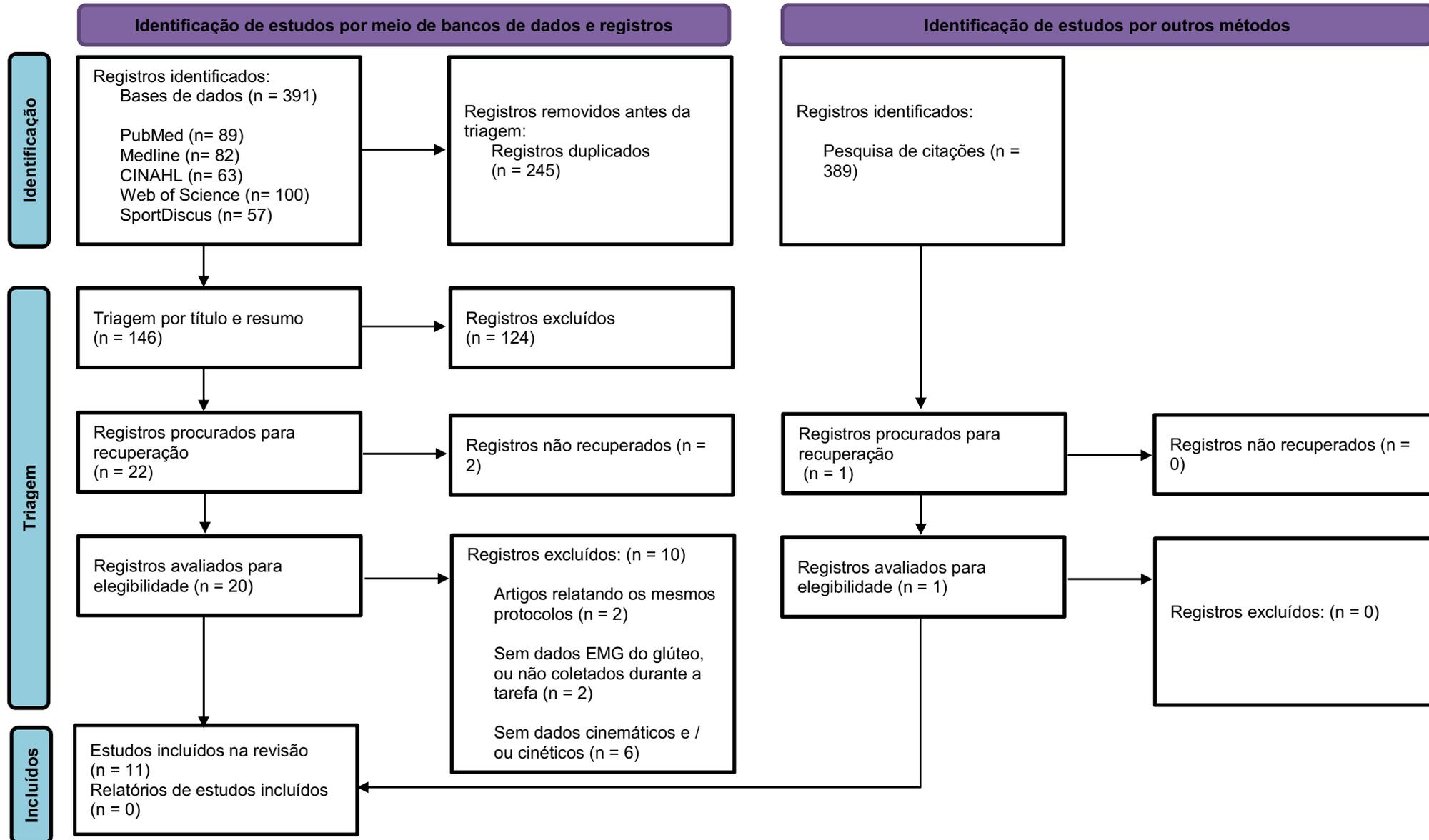
Os resultados foram resumidos em uma tabela para a síntese qualitativa, incluindo dados cinemáticos, cinéticos e EMG para posterior análise e comparabilidade das medidas de efeito de resultados contínuos. Houve uma síntese de dados incluindo o número de indivíduos, idade, sexo, tarefa funcional unipodal avaliada e medidas de desfecho biomecânicas.

RESULTADOS

Seleção dos estudos

A estratégia de busca eletrônica nas bases de dados resultou em 391 artigos (Fig. 1.). Após a exclusão das repetições, 146 artigos permaneceram para leitura de título e resumo. Após avaliação de título e resumo, 22 artigos foram selecionados para leitura do texto completo. Dois artigos não foram recuperados por falta de disponibilidade do texto completo, dois artigos foram excluídos por apresentarem o mesmo protocolo (NORDIN; DUFEK, 2016a, 2017), dois foram excluídos por não apresentarem dados de EMG ou que não foram coletados durante uma tarefa unipodal (MANIAR et al., 2020; ZAMBARANO; BOUILLON; GLAVIANO, 2021) e seis foram excluídos por não apresentarem dados cinéticos e/ou cinemáticos (SCHMITZ; RIEMANN; THOMPSON, 2002; GARRISON et al., 2005; MAUNTEL et al., 2014; BARBOSA et al., 2018; BUSSEY et al., 2018; CONNELLY; MORAN; GRIMES, 2020), totalizando 10 artigos excluídos e dois não recuperados (n=12). Além disso, foi realizada uma busca nas listas de referências dos estudos selecionados, totalizando 389 artigos, em que foi selecionado apenas um deles. A amostra final de artigos incluídos para extração e síntese dos dados foi de 11 artigos (ZELLER et al., 2003; RUSSELL et al., 2006; HOLLMAN et al., 2009, 2014; DWYER et al., 2010; LUBAHN et al., 2011; NGUYEN et al., 2011; HATFIELD et al., 2016; NORDIN; DUFEK, 2016b; HAN et al., 2018; NEAMATALLAH; HERRINGTON; JONES, 2020).

Figura 1 – Fluxograma do processo de seleção de estudos



Legenda: Adaptado da Declaração PRISMA 2020 (PAGE et al., 2021).

Caraterísticas dos estudos

Todos os estudos selecionados eram estudos transversais com indivíduos assintomáticos com média de idade entre 20 a 26.9 anos, massa corporal média de 60.3 a 85.6 quilos, e média de 162.4 a 183 centímetros de estatura (tabela 3). Dois estudos foram realizados somente com mulheres (HOLLMAN et al., 2009; LUBAHN et al., 2011). Um terceiro estudo também foi realizado somente com mulheres, porém, elas foram divididas em dois grupos, com bom ou mal desempenho na tarefa (HOLLMAN et al., 2014) (tabela 3). Cinco outros estudos foram realizados com homens e mulheres separados em dois grupos. (ZELLER et al., 2003; RUSSELL et al., 2006; DWYER et al., 2010; NGUYEN et al., 2011; NEAMATALLAH; HERRINGTON; JONES, 2020) (tabela 3). Três estudos foram realizados com homens e mulheres no mesmo grupo (HAN et al., 2018; HATFIELD et al., 2016; NORDIN; DUFEK, 2016b) (tabela 3).

A respeito das exposições usadas, de acordo com a nomenclatura utilizada pelos autores dos estudos, sete estudos usaram o SLS (ZELLER et al., 2003; DWYER et al., 2010; LUBAHN et al., 2011; NGUYEN et al., 2011; HOLLMAN et al., 2014; HATFIELD et al., 2016; NEAMATALLAH; HERRINGTON; JONES, 2020) (tabela 3). A tarefa SU foi usado por um estudo (LUBAHN et al., 2011) assim como as tarefas FL e SML (NEAMATALLAH; HERRINGTON; JONES, 2020), a tarefa SUO (DWYER et al., 2010), a tarefa SLDL (RUSSELL et al., 2006), a tarefa SLL (NORDIN; DUFEK, 2016b), o HSD e SU (HATFIELD et al., 2016), US, UWS, LSD e FSD (HAN et al., 2018). E por fim, dois estudos usaram a tarefa SD (HOLLMAN et al., 2009; HATFIELD et al., 2016) (tabela 3).

Sete estudos realizaram as tarefas com o membro dominante do indivíduo (ZELLER et al., 2003; HOLLMAN et al., 2009, 2014; DWYER et al., 2010; LUBAHN et al., 2011; NGUYEN et al., 2011; HAN et al., 2018), dois estudos realizaram as tarefas com o membro de preferência do indivíduo (RUSSELL et al., 2006; NORDIN; DUFEK, 2016b) e dois estudos não detalharam qual membro foi testado (HATFIELD et al., 2016; NEAMATALLAH; HERRINGTON; JONES, 2020) (tabela 3).

Em relação aos procedimentos de avaliação, todos os estudos utilizaram análise por EMG de superfície, sendo que dois estudos não apresentam qual método de normalização foi utilizado (RUSSELL et al., 2006; NORDIN; DUFEK, 2016b) e os outros nove estudos utilizaram a contração isométrica máxima como método de normalização. Seis estudos realizaram análise da ativação dos músculos GMED e GMAX (ZELLER et al., 2003; HOLLMAN et al., 2009, 2014; DWYER et al., 2010; LUBAHN et al., 2011; NGUYEN et al.,

2011; NEAMATALLAH; HERRINGTON; JONES, 2020) (tabela 3). Dois estudos analisaram a EMG apenas do GMED (RUSSELL et al., 2006; HATFIELD et al., 2016). Um estudo realizou a análise EMG somente no GMAX (NORDIN; DUFEK, 2016b). E um estudo realizou a análise EMG do GMED, porém, associado aos músculos adutor longo e tensor da fáscia lata (HAN et al., 2018) (tabela 3).

Entre todos os estudos que realizaram análise cinemática, apenas um estudo utilizou um sistema 2D (HOLLMAN et al., 2009). Os demais estudos utilizaram sistemas 3D para a análise cinemática. Somente três estudos realizaram procedimentos para análise cinética (HATFIELD et al., 2016; NORDIN; DUFEK, 2016b; NEAMATALLAH; HERRINGTON; JONES, 2020) (tabela 3).

Tabela 3 – Características dos estudos incluídos.

Autor, ano	Características do sujeito - (sexo, média de idade, média de peso, média de altura)	Alocação de grupo	Exposição funcionais	(tarefas)
Dwyer et al., 2010	42 participantes. 21 mulheres (idade: $23 \pm 5,8$; peso: $63,7 \pm 5,9$; altura: $167,6 \pm 5,1$). 21 homens (idade: 23 ± 4 , peso: $85,6 \pm 16,5$; altura: $181,4 \pm 7,4$).	Grupo 1: 21 homens. Grupo 2: 21 mulheres.	SLS e SUO	(membro dominante).
Han et al., 2018.	22 participantes com fraqueza de GMED (11 homens e 11 mulheres); idade: $22,8 \pm 1,7$; altura: $173,4 \pm 8,2$; peso: $64,8 \pm 10,7$	Apenas um grupo.	US; UWS; LSD, FSD	(membro dominante).
Hatfield et al. 2016	20 participantes. 10 homens e 10 mulheres (idade: $26,6 \pm 5,1$, altura: $173 \pm 0,08$, peso: $66,1 \pm 9,2$).	Apenas um grupo.	SD, HSD, SLS e SU	(Participantes executaram cada tarefa com seu membro de estudo como o membro de suporte de peso, sem informação do membro testado)
Hollman et al. 2009	20 mulheres (idade: $24,0 \pm 2,6$, peso: $66,4 \pm 9,2$, altura: $169,1 \pm 9,4$).	Apenas um grupo.	SD	(membro dominante).
Hollman et al. 2014	41 mulheres. 21 com bom desempenho (idade: $23,8 \pm 1,8$, altura: $168,2 \pm 7,1$, peso: $61,3 \pm 8,2$). 20 com baixo desempenho (idade: $24,4 \pm 2,9$, altura: $167,1 \pm 7,1$, peso: $61,3 \pm 9,6$).	Grupo 1: 21 com bom desempenho. Grupo 2: 20 com desempenho ruim.	SLS	(membro dominante).
Lubahn et al., 2011.	18 mulheres (idade: $22,3 \pm 2,3$, peso: $61,1 \pm 7,1$, altura: $166,82 \pm 9,2$).	Apenas um grupo.	SLS, FSU	(com e sem resistência sem direção medial com um cabo -

			Membro dominante).
Neamatallah, Herrington, Jones. 2020	34 participantes. 17 homens (idade: $26,9 \pm 3,8$, altura: $1,71 \pm 0,06$, peso: $69,8 \pm 6,6$). 17 mulheres (idade: $25,7 \pm 4,5$, altura: $1,68 \pm 0,05$, peso: $64,2 \pm 7,3$).	Grupo 1: 17 homens. Grupo 2: 17 mulheres.	SLS, FL, SL. (com um salto medial e lateral na plataforma de força; ambos os membros).
Nguyen et al. 2011	60 participantes. 30 homens (idade: $23,9 \pm 3,6$, altura: $178,5 \pm 9,9$, peso: $82,0 \pm 14,1$). 30 mulheres (idade: $22,2 \pm 2,6$, altura: $162,4 \pm 6,3$, peso: $60,3 \pm 8,1$).	Grupo 1: 30 homens. Grupo 2: 30 mulheres	SLS (membro dominante).
Nordin, Dufek, 2016	19 participantes. 15 homens e 4 mulheres (idade: $24,3 \pm 4,9$, altura: $173 \pm 0,08$, peso: $78,5 \pm 14,7$).	Apenas um grupo.	SLL. 3 fases: pouso antecipado, pouso intermediário, pouso tardio. Com 3 mudanças de carga e 2 mudanças de altura de pouso; O membro testado foi o membro preferido do sujeito.
Russel et al. 2006	32 participantes. 16 homens (idade: 24 ± 5 , altura: $182,3 \pm 6,1$, peso: $84,6 \pm 9,8$). 16 mulheres (idade: 21 ± 6 , altura: $163,3 \pm 6,4$, peso: $62,1 \pm 9,1$).	Grupo 1: 16 homens. Grupo 2: 16 mulheres	Russel et al. 2006
Zeller et al, 2003	18 participantes, 9 homens (idade: $20,33 \pm 1$, altura: $183 \pm 5,1$; peso: $78,5 \pm 4,5$). 9 mulheres (idade: $20 \pm 1,5$; altura: $171 \pm 6,9$; peso: $64,02 \pm 5,2$).	Grupo 1: 9 homens. Grupo 2: 9 mulheres.	SLS (membro dominante)

Legenda: características dos estudos incluídos. Abreviações: *FL* - Forward landing; *FSD* - Frontal step down; *FSU* - Frontal step up; *HSD* - Half step down; *LSD* - Lateral step down; *SD* - Step down; *SLL* - Single leg landing; *SLDL* - Single leg drop landing; *SLS* - Single leg squat; *SU* - Step up; *SUO* Step up and over; *US* - Unilateral squat; *UWS* - Unilateral wall squat; *SLDJ* - Single leg Drop Jump.

Risco de viés nos estudos

Os resultados da avaliação do risco de viés estão sumarizados na tabela 4. Os revisores concordaram com os resultados durante discussões e chegaram a um consenso em que dois estudos foram classificados como baixo risco de viés (score de 75%) (ZELLER et al., 2003; HOLLMAN et al., 2014). Cinco outros estudos foram classificados como moderado risco de viés (score de 50% até 62.5%) (HOLLMAN et al., 2009; LUBAHN et al., 2011; NGUYEN

et al., 2011; HATFIELD et al., 2016; HAN et al., 2018). Por fim, quatro estudos foram classificados como alto risco de viés (escore de 25% até 37.5%) (RUSSELL et al., 2006; DWYER et al., 2010; NORDIN; DUFEK, 2016b; NEAMATALLAH; HERRINGTON; JONES, 2020).

Tabela 4 – Resultados individuais da avaliação de risco de viés

Autor, Year	1. Os critérios de inclusão na amostra foram claramente definidos? (Were the criteria for inclusion in the sample clearly defined?)	2. Os sujeitos e o ambiente do estudo foram descritos em detalhes? (Were the study subjects and the setting described in detail?)	3. A exposição foi medida de forma válida e confiável? (Was the exposure measured in a valid and reliable way?)	4. Foram usados critérios objetivos e padronizados para a medição da condição? (Were objective, standard criteria used for measurement of the condition?)	5. Os fatores de confundimento foram identificados? (Were confounding factors identified?)	6. Foram estabelecidas estratégias para lidar com fatores de confundimento? (Were strategies to deal with confounding factors stated?)	7. Os resultados foram medidos de forma válida e confiável? (Were the outcomes measured in a valid and reliable way?)	8. Foi usada uma análise estatística apropriada? (Was appropriate statistical analysis used?)	TOTAL	Índice Kappa
Hollman et al., 2014.	✓	X	✓	✓	✓	✓	–	✓	75%	p 0,35
Zeller et al., 2003	✓	✓	✓	✓	✓	X	–	✓	75%	p 0,34
Han et al., 2018	✓	X	✓	✓	✓	X	–	✓	62.5%	p 0,20
Hatfield et al., 2016	✓	✓	✓	✓	X	X	–	✓	62,5%	p 0,17
Hollman et al., 2009	✓	X	✓	✓	✓	X	–	✓	62.5%	p 0,28
Lubahn et al., 2011	X	X	✓	✓	✓	✓	–	✓	62.5%	p 0,35
Nguyen et al., 2011	X	X	✓	X	✓	✓	–	✓	50%	p 0,28
Dwyer et al., 2010	X	X	✓	X	X	X	–	✓	25%	p 0,34
Neamatallah, Herrington e Jones. 2020	X	X	✓	✓	X	X	–	✓	37.5%	p 0,46
Nordin e Dufek, 2016	X	X	✓	X	X	X	–	✓	25%	p 0,35
Russel et al., 2006.	X	X	✓	X	✓	X	–	✓	37.5%	p 0,35

Legenda: avaliação do risco de viés. Adaptado de Plinsinga et al. (2019) (✓ =yes; X= no; – = unclear). Índice Kappa (<0, ruim; 0,01-0,20, leve; 0,21-0,40, razoável; 0,41-0,60, moderado; 0,61-0,80, substancial; 0,81-1,0, quase perfeito).

Resultados dos estudos individuais

Dados EMG

Cinco estudos investigaram diferenças entre os sexos, e três estudos mostraram maior ativação do GMAX em mulheres do que em homens (ZELLER et al., 2003; DWYER et al., 2010; NGUYEN et al., 2011), enquanto dois estudos mostraram não haver diferença entre os sexos na ativação do GMED durante a execução das tarefas SLS, SUO e SD (DWYER et al., 2010; HOLLMAN et al., 2014) (tabela 5).. Um estudo mostrou que o GMAX e GMED tiveram maior ativação durante o SLS (LUBAHN et al., 2011), e um estudo mostrou que o GMED teve uma atividade significativamente maior durante a tarefa SD do que durante as tarefas de HSD e SU (HATFIELD et al., 2016) (tabela 5).

Houve casos especiais como Han et al. (2018), cuja análise EMG foi feita com dois músculos integrados e mostraram maior atividade na razão GMED/TFL durante a tarefa *unilateral wall squat* do que em todas as outras tarefas. Nordin e Dufek (2016) analisaram a atividade EMG nas fases de aterrissagem, com diferentes altura e carga. Eles mostraram que a ativação do GMAX diminuiu durante o fase média da aterrissagem quando partindo de maior altura(tabela 5). Russel et al., (2006) que mostraram não haver diferença entre os sexos, mas sim entre os momentos de aterrissagem do SLDJ, onde a ativação do GMED foi menor no instante do contato inicial ao solo quando comparado ao instante de maior grau de flexão de joelho(tabela 5). Hollman et al. (2009) não observaram diferenças na EMG dos músculos GMAX e GMED entre fases dinâmicas e estáticas do SD. Por fim, os dados EMG do estudo de Neamatallah, Herrington e Jones (2020) não estavam disponíveis, mostrando apenas as associações entre os dados EMG e cinemáticos(tabela 5)..

Dados cinemáticos

Mulheres apresentaram maior angulação em variáveis como pico de valgismo de joelho, adução de quadril e posição de valgismo (ZELLER et al., 2003; RUSSELL et al., 2006; DWYER et al., 2010; NGUYEN et al., 2011), porém em outros estudos com ambos os sexos, outras variáveis cinemáticas de quadril e joelho mostraram grande variabilidade entre os sexos, dependendo da tarefa realizada(tabela 5).. Outros resultados podem ser vistos em casos especiais, como Lubahn et al. (2011), que mostrou um aumento do pico de abdução do joelho com a aplicação de carga. Nordin e Dufek (2016) mostraram que diversas variações nos ângulos de quadril e joelho dependendo da fase da aterrissagem, da altura e da carga

aplicada (tabela 5). Os dados cinemáticos do estudo de Neamatallah, Herrington, e Jones (2020) não estavam disponíveis, mostrando diretamente apenas as associações entre os dados EMG e cinemáticos (tabela 5).

Tabela 5 – Dados individuais de atividade eletromiografica e cinemática

Autor, ano	Atividade muscular (tipo de EMG, localização e dados) (%)	Cinemática (tipo e dados) (°)
Dwyer et al., 2010	<p>EMG de superfície em GMED, GMAX.</p> <p>Maior ativação de GMAX durante todas as tarefas em mulheres (SLS: $29,7 \pm 19,2$; SUO: $17,6 \pm 11,3$) do que em homens (SLS: $16,8 \pm 14$; SUO: $10,4 \pm 9$).</p> <p>Amplitudes médias de ativação para GMAX foram maiores para mulheres (SLS: $51,2 \pm 32,1$; SUO: $24,2 \pm 16,3$) do que para homens (SLS: $33,9 \pm 18,8$; SUO: $14,1 \pm 9$) em todas as tarefas para fases concêntricas.</p> <p>Nenhuma diferença entre os sexos na atividade GMED em qualquer tarefa: SLS de perna dominante - Mulheres: 29,5 (7,5); Homens: 31,2 (10,9); SUO - Mulheres: 16,5 (5,7); Homens: 15,5 (7,9). SLS não dominante - Mulheres: 12,5 (9,3); Homens: 11,6 (6,1); SUO - Mulheres: 20,7 (14,6); Homens: 14,8 (3,8), todos para fases concêntricas.</p>	<p>Cinemática 3D.</p> <p>O pico de valgo do joelho foi menor para os homens durante o SLS ($14,1 \pm 8,8$) do que SUO ($12,2 \pm 7,80$) ($p = 0,04$).</p> <p>Sem diferenças entre os grupos para adução de quadril (SLS - mulheres: $22,4 \pm 8,30$; homens: $18,3 \pm 10,7$; SUO - mulheres: $17,4 \pm 6,4$ homens: $13,0 \pm 5,00$, SUO - mulheres: $49,7 \pm 9,1$; homens: ($51,1 \pm 10,6$) e rotação externa (SLS - mulheres $14,9 \pm 6,80$; homens $16,04 \pm 6,4$; SUO - mulheres: $20,7 \pm 6,8$; homens: $19,99 \pm 7,2$).</p> <p>No entanto, a flexão do quadril durante SLS foi menor nas mulheres do que nos homens (SLS - mulheres: $50,7 \pm 17,4$; homens: $61,7 \pm 17,1$).</p> <p>Pico mais baixo de flexão do joelho em mulheres (SLS: $60,0 \pm 13,3$; SUO: $82,5 \pm 6,8$) do que homens (SLS: $66,8 \pm 9,70$; SUO: $83,3 \pm 6,7$) Maior extensão de quadril em mulheres (SLS: $11,2 \pm 11,2$; SUO: $9,9 \pm 5,10$) do que os homens (SLS: $5,30 \pm 3,30$; SUO: $2,90 \pm 7,20$)</p>
Hatfield et al. 2016	<p>EMG de superfície em GMED.</p> <p>Maior ativação do GMED durante SD (27,42 (20,05 a 34,79)) e SLS (23,71 (17,74 a 29,69)) sem diferença significativa ($p = 0,39$). Houve uma menor ativação do GMED durante SU ($16,87$ (12,53 a 21,21)) ($p < 0,16$). GMED teve significativamente mais atividade em SD do que em HSD e SU ($p < 0,02$).</p>	<p>Cinemática 3D.</p> <p>A tarefa SD apresentou o maior ângulo de flexão do joelho ($68,0 \pm 9,2$) com diferença significativa entre as demais tarefas ($p < 0,001$). Não houve diferenças significativas na excursão de flexão do joelho entre as tarefas HSD ($54,1 \pm 9,3$), SLS ($53,2 \pm 10,1$) e SU ($55,0 \pm 7,4$) ($p > 0,49$). Não houve diferenças significativas na excursão do plano sagital do quadril entre as tarefas SD ($40,1$ (36,1 a 44,1) e SLS ($33,9$ (29,0 a 38,8)) ($p = 0,06$), nem entre as tarefas SLS e SU ($33,4$ (30,9 a 35,9) ($p = 0,86$). A excursão do ângulo do plano frontal do quadril foi significativamente maior para SD ($16,3 \pm 4,6$) em comparação com todas as outras tarefas ($p < 0,001$).</p>
Hollman et al. 2009	<p>EMG de superfície em GMED, GMAX.</p> <p>O recrutamento GMAX foi de $9,2 \pm 4,1$ na fase dinâmica e $4,2 \pm 2,1$ na fase estática durante o SD. O recrutamento GMED foi de $21,9 \pm 13,1$ na fase dinâmica e $10,2 \pm 4,0$ na fase estática durante o SD.</p>	<p>Cinemática 2D.</p> <p>Houve aumento da adução do quadril entre as fases (fase estática: $12,4 \pm 2,4$; fase dinâmica: $21,5 \pm 4,4$; $p = 0,001$) durante o SD. Não houve aumento significativo do valgo do joelho entre as fases (fase estática: $5,3 \pm 2,4$; fase dinâmica: $6,4 \pm 6,9$; $p = 0,454$) durante o SD.</p>

Hollman et al. 2014	<p>EMG de superfície em GMED, GMAX</p> <p>Sem diferenças na ativação muscular entre os grupos durante o SLS. GMAX: (Grupo 1: $23,8 \pm 11,7$; Grupo 2: $20,9 \pm 10,7$; $p = 0,413$). GMED (Grupo 1: $28,3 \pm 17,8$; Grupo 2: $26,0 \pm 16,1$; $p = 0,666$).</p>	<p>Cinemática 3D.</p> <p>Grupo 2 teve mais flexão do quadril (grupo 1: $42,6 \pm 12,6$; grupo 2: $50,1 \pm 8,5$, $p = 0,030$), adução (grupo 1: $13,4 \pm 4,6$; grupo 2: $19,7 \pm 5,3$, $p < 0,001$) e rotação interna do quadril (grupo 1: $2,0 \pm 14,1$; grupo 2: $9,0 \pm 9,2$, $p = 0,068$) do que o grupo 1.</p> <p>Nenhuma diferença cinemática de joelho entre os grupos. Flexão (grupo 1: $64,0 \pm 8,3$; grupo 2: $64,0 \pm 10,3$, $p = 0,985$), varo (grupo 1: $4,2 \pm 12,2$; grupo 2: $8,6 \pm 7,2$, $p = 0,181$) e rotação medial (grupo 1: $6,6 \pm 12,9$; grupo 2: $7,7 \pm 12,0$, $p = 0,774$).</p>
Lubahn et al., 2011.	<p>EMG de superfície em GMED, GMAX.</p> <p>A carga aplicada não alterou a de GMAX em todas as tarefas ($p = 0,550$). Durante o SLS, GMAX apresentou maior atividade (sem carga: $47,4 \pm 21,2$; com carga: $40,0 \pm 17,6$; tarefa: efeito principal: $43,7 \pm 19,4$) e pico de atividade (sem carga: $40,5 \pm 16,8$; com carga: $36,7 \pm 11,2$; efeito principal da tarefa: $38,6 \pm 14,0$) do que durante o SU (Atividade integrada - sem carga: $36,4 \pm 18,6$; com carga: $34,4 \pm 11,6$; efeito principal da tarefa: $35,4 \pm 15,1$; Atividade de pico - sem carga: $33,5 \pm 13,4$; com carga: $37,8 \pm 11,4$; efeito principal da tarefa: $35,7 \pm 12,4$).</p> <p>A atividade de GMED diminuiu significativamente quando a carga foi aplicada no SLS ($11,9\%$; $p = 0,002$) e pico ($7,5\%$; $p = 0,003$). GMED teve atividade significativamente maior no SLS (sem carga: $65,6 \pm 23,8$; com carga: $53,7 \pm 27,6$; efeito principal da tarefa: $59,7 \pm 25,7$) do que tarefa SU (SU (sem carga: $48,2 \pm 20,4$; com carga: $45,2 \pm 21,7$; efeito principal da tarefa: $46,7 \pm 21,1$).</p>	<p>Cinemática 3D.</p> <p>Houve aumento de 6° durante o SU (sem carga: $-4,2 \pm 3,8$; com carga: $-10,2 \pm 2,9$; efeito principal da tarefa: $-7,2 \pm 3,4$; $p = 0,000$), e $3,9^\circ$ durante o SLS (sem carga: $-5,6 \pm 4,0$; com carga: $-9,2 \pm 3,5$; efeito principal da tarefa: $-7,4 \pm 3,8$; $p = 0,011$), ambos no pico de abdução do joelho com o aumento de carga.</p>
Neamatallah, Herrington, Jones. 2020	<p>EMG de superfície em GMED, GMAX</p> <p>Nenhum valor numérico disponível</p>	<p>Cinemática 3D.</p> <p>Associações no grupo de mulheres</p> <p>SLS: forte associação entre o ângulo de adução do quadril e atividade GMED ($p = 0,005$); FL: ângulo de abdução do joelho associado à atividade GMAX ($p = 0,01$).</p> <p>Associações no grupo de homens</p> <p>SLS: Uma grande associação foi observada entre o ângulo de abdução do joelho e a atividade GMED ($p = 0,004$) SML: associação entre o ângulo de adução do quadril e atividade GMED ($p = 0,02$) Atividade de GMED fortemente associada ao ângulo de adução do quadril ($p = 0,009$).</p>
Nguyen et al. 2011	<p>EMG de superfície em GMED, GMAX</p> <p>Maior ativação de GMAX em mulheres do que em homens ($t = 2,44$). Atividade GMAX:</p>	<p>Cinemática 3D.</p> <p>Rotação externa do joelho ($2,7 \pm 6,1$). Excursão de rotação interna do quadril ($-2,3 \pm$</p>

	20 ± 19; Atividade GMED: 27 ± 13.	5,9). Adução do quadril: 11,4 ± 10,4; Joelho valgo: -0,1 ± 8,0.
Nordin, Dufek, 2016	EMG de superfície em GMAX A atividade GMAX aumentou durante a fase de pouso em alturas maiores (p = 0,002). A ativação da atividade GMAX diminuiu durante a aterrissagem intermediária em alturas maiores (p = 0,032) durante o SLL. A atividade GMAX aumentou durante a aterrissagem tardia com carga maior (p ≤ 0,017) durante o SLL.	Cinemática 3D. Houve diminuição do quadril e joelho ao longo da fase de aterrissagem (p ≤ 0,007). Houve diminuição do ângulo de flexão do quadril com maior carga durante a aterrissagem precoce (p ≤ 0,028). Na aterrissagem tardia, a flexão do joelho aumentou sob cargas maiores (p ≤ 0,002). Em uma altura de aterrissagem maior, os indivíduos aumentaram os ângulos do quadril (p = 0,003) e de flexão do joelho (p < 0,001) durante a fase de aterrissagem. Durante a aterrissagem precoce, a flexão do quadril diminuiu na altura de aterrissagem maior (p < 0,001). Na aterrissagem tardia, os sujeitos aumentaram o ângulo de flexão do joelho em uma altura maior (p ≤ 0,004).
Nordin, Dufek, 2016	EMG de superfície em GMAX A atividade GMAX aumentou durante a fase de pouso em alturas maiores (p = 0,002). A ativação da atividade GMAX diminuiu durante a aterrissagem intermediária em alturas maiores (p = 0,032) durante o SLL. A atividade GMAX aumentou durante a aterrissagem tardia com carga maior (p ≤ 0,017) durante o SLL.	Cinemática 3D. Houve diminuição do quadril e joelho ao longo da fase de aterrissagem (p ≤ 0,007). Houve diminuição do ângulo de flexão do quadril com maior carga durante a aterrissagem precoce (p ≤ 0,028). Na aterrissagem tardia, a flexão do joelho aumentou sob cargas maiores (p ≤ 0,002). Em uma altura de aterrissagem maior, os indivíduos aumentaram os ângulos do quadril (p = 0,003) e de flexão do joelho (p < 0,001) durante a fase de aterrissagem. Durante a aterrissagem precoce, a flexão do quadril diminuiu na altura de aterrissagem maior (p < 0,001). Na aterrissagem tardia, os sujeitos aumentaram o ângulo de flexão do joelho em uma altura maior (p ≤ 0,004).
Russel et al. 2006	EMG de superfície em GMED. Sem diferenças entre os sexos, mas entre os momentos de contato durante o SLDJ. A ativação do GMED foi menor no contato inicial (3,64 ± 1,69) do que na flexão máxima do joelho (8,39 ± 7,03) (p < 0,025).	Cinemática 3D. As mulheres aterrissaram em valgo (-0,651 ± 3,32) e os homens em varo (3,85 ± 4,03) (p < 25) no contrato inicial durante o SLDJ. Na flexão máxima do joelho, os homens apresentam maior posição em varo (15,26 ± 9,41) do que as mulheres (3,13 ± 6,84) (p < 0,25).
Zeller et al, 2003	EMG de superfície em GMED e GMAX. Maior ativação de GMAX em mulheres (97,9 ± 38,2) do que em homens (74,5 ± 58,7) (p 0,331) durante o SLS. Menor ativação de GMED em mulheres (47,8 ± 22,4) do que em homens (78,5 ± 81,8) (p 0,294) durante o SLS.	Cinemática 3D. Maior flexão e rotação externa do quadril nas mulheres do que nos homens. Flexão de quadril: mulheres (69,1 ± 8,4), homens (60,0 ± 8,1) (p 0,032). Adução do quadril: mulheres (17,8 ± 6,3), homem (14,6 ± 5,4) (p 0,000). Rotação externa do quadril: mulheres (11,2 ± 10,2), homens (4,6 ± 15,5) (p 0,000). Maior valgo do joelho em mulheres (7,0 ± 7,0) do que em homens (5,1 ± 4,9) (p 0,000).

Legenda: dados eletromiográficos e cinemáticos. Abreviações: *GMAX* – *gluteus maximus*; *GMED* – *gluteus medius*; *TFL* - *tensor fasciae latae*; *AL* – *adductor longus*; *FSD* - *Frontal step down*; *LSD* - *Lateral step-down*;

SLS - Single-leg squat; SU – Step up; SUO Step-up and over; US - Unilateral squat; UWS - Unilateral wall-squat.

Dados cinéticos

Os estudos que contem os dados cinéticos os apresentam de formas particulares, Hatfield et al. (2016) realiza a análise cinética durante as tarefas SD, HSD, SLS e SU e demonstram haver maior momento de flexão de quadril durante a tarefa SD e maior momento de adução de quadril durante o SU (tabela 6). Nordin e Dufek (2016) mostraram que diversas variações nos momentos de quadril e joelho dependendo da fase da aterrissagem, da altura e da carga aplicada, sendo os maiores momentos vistos na extensão do joelho durante a aterrissagem precoce e em maiores alturas durante o SLL (tabela 6). E por fim os dados numéricos de EMG do estudo de Neamatallah, Herrington, e Jones (2020) não estavam disponíveis, mostrando apenas as associações diretas entre os dados EMG, cinemáticos e cinéticos (tabela 6).

Tabela 6 - Dados individuais de atividade eletromiografica e cinética

Autor, ano	Atividade muscular (tipo de EMG, localização e dados) (%)	Cinética (tipo e dados)
Hatfield et al. 2016	EMG de superfície em GMED. Maior ativação do GMED durante SD (27,42 (20,05 a 34,79)) e SLS (23,71 (17,74 a 29,69)) sem diferença significativa ($p = 0,39$). Houve menor ativação do GMED durante a SU (16,87 (12,53 a 21,21) ($p < 0,16$). SD Task teve significativamente mais atividade GMED do que HSD e SU tarefas ($p < 0,02$).	Cinética 3D. Maior de momento de flexão de quadril durante SD e maior momento de adução de quadril ($p < 0,001$) entre as tarefas. Durante a tarefa SU, houve menores momentos de flexão do quadril ($p < 0,02$) e adução ($p < 0,37$) dentre as tarefas.
Nordin, Dufek, 2016	EMG de superfície em GMAX A atividade GMAX aumentou durante a fase de pouso em alturas maiores ($p = 0,002$). A ativação da atividade GMAX diminuiu durante a aterrissagem intermediária em alturas maiores ($p = 0,032$). A atividade GMAX aumentou durante a aterrissagem tardia com carga maior ($p \leq 0,017$).	Cinética 3D. Os momentos extensores do quadril ($p \leq 0,017$) e do joelho ($p < 0,001$) diminuíram ao longo da fase de aterrissagem com maior carga. O momento extensor do quadril diminuiu durante a aterrissagem precoce com maior carga ($p \leq 0,016$). Os momentos extensores do joelho aumentaram na aterrissagem precoce ($p < 0,001$). Os momentos extensores do quadril diminuíram com maior carga durante a aterrissagem intermediária ($p = 0,004$). Os momentos extensores do quadril diminuíram na aterrissagem precoce em maiores alturas ($p = 0,001$). Os momentos extensores do joelho aumentaram na aterrissagem precoce em maiores alturas ($p < 0,001$). Durante a aterrissagem intermediária, houve uma diminuição no momento extensor do quadril na maior altura ($p \leq 0,023$).

Neamatallah, Herrington, Jones. 2020	EMG de superfície em GMED, GMAX Nenhum valor numérico disponível	Cinética 3D Associações no grupo de mulheres SLS: momento interno de adução do quadril associado à atividade GMED (p = 0,03); FL: momento de abdução do joelho associado à atividade GMAX (p = 0,04) Associações no grupo de homens SML: momento de rotação interna do quadril e atividade GMAX (p = 0,04); SLS: O momento de adução do quadril associado à atividade GMED (p = 0,008); SLL: momento de abdução do joelho teve uma associação moderada com a atividade GMED (p = 0,003).
--	---	--

Legenda: dados eletromiográficos e cinéticos. Abreviações: *GMAX* – *gluteus maximus*; *GMED* – *gluteus medius*; *SLS* - *Single-leg squat*; *SU* – *Step up*; *SD* – *step down*; *HSD* – *half step down*; *SML* - *Side land with the force platform from inside of knee*; *SLL*- *Single-leg landing*; *FL* – *Foward land*.

DISCUSSÃO

Essa revisão sistemática objetivou melhorar o entendimento a respeito da ativação muscular dos glúteos e sua função nas variáveis cinemáticas e cinéticas das articulações do quadril e joelho durante tarefas unipodais. Alguns artigos demonstram a função das variáveis de EMG, cinética e cinemática, enquanto outros estudos não demonstraram o mesmo. Ainda, é possível observar e analisar possíveis interações entre os dados desses estudos.

Relação entre atividade de GMED e GMAX e cinemática de quadril e joelho

Alguns estudos mostraram que existem associações positivas entre a atividade dos músculos GMED e GMAX e a cinemática de quadril e joelho. A diminuição do tempo de ativação do GMED/TFL foi associada com maior ângulo de adução de quadril durante o UWS (HAN et al., 2018), e a diminuição do nível ativação do GMED foi associada a maior adução de quadril durante o SLS e SD (ZELLER et al., 2003; HOLLMAN et al., 2014; HATFIELD et al., 2016; NEAMATALLAH; HERRINGTON; JONES, 2020). A diminuição do nível de ativação do GMAX foi associada a maior rotação interna de quadril durante FL e SLS (NGUYEN et al., 2011; HOLLMAN et al., 2014). O risco de viés dos artigos variaram de moderado (HAN et al., 2018; HATFIELD et al., 2016; NGUYEN et al., 2011) a baixo risco de viés (HOLLMAN et al., 2014; ZELLER et al., 2003), com apenas um deles possuindo alto risco de viés (NEAMATALLAH; HERRINGTON; JONES, 2020), e portanto, estas associações podem ser interpretadas com confiança.

A orientação do quadril em adução e rotação interna têm sido definida como um fator proximal no surgimento do valgo dinâmico de joelho (DIERKS et al., 2008). Powers (2003) mostrou que esses movimentos de quadril aumentam a rotação interna e adução de joelho levando ao valgismo de joelho, e tem sido associado a lesões de joelho, como a dor fêmoropatelar (POWERS, 2010; SCHOLTES; SALSICH, 2020), tendinopatia patelar (BARKER-DAVIES et al., 2019) e síndrome da banda iliotibial (ADEREM; LOUW, 2015).

Para a atividade do GMAX há resultados conflitantes. Enquanto Nguyen et al., (2011) não observaram associação entre a atividade EMG do GMAX e o valgismo de joelho, Hollman et al. (2009) mostraram que indivíduos com menor nível de ativação do GMAX apresentavam maior valgismo de joelho. Isso pode ser explicado pela diferença das tarefas utilizadas entre os estudos. Nguyen et al., (2011) utilizaram o SLS e Hollman et al. (2009) utilizaram o SD. Durante a execução do SLS observa-se no plano frontal que a pelve do membro não apoiado está mais elevada e no plano sagital o tronco mais flexionado. No SD, observa-se no plano frontal que a pelve do membro não apoiado está mais declinada e no plano sagital o tronco está mais ereto (LEWIS et al., 2015).

Os posicionamentos de tronco e pelve tendem a modificar a relação comprimento-tensão muscular. Por exemplo, o tronco mais ereto, como na tarefa SD, favoreceria uma relação comprimento-tensão desfavorável à geração do torque extensor e rotador externo do GMAX (BAZZETT-JONES et al., 2017). Além disso, na tarefa SD a orientação é que se projete o membro não apoiado para frente e para baixo até tocar o calcanhar no solo, e conseqüentemente, a pelve é projetada inferiormente, o que também desfavorece o torque muscular do GMED pela relação comprimento-tensão desfavorável, produzindo maior adução de quadril. O menor torque rotador externo do GMAX favoreceria a rotação interna, o que também poderia afetar o braço de momento do GMED afetando o seu torque abductor (SCHEYS et al., 2008). Assim, o desempenho muscular em cada tarefa pode estar associado ao posicionamento adotado para execução das mesmas. Neste sentido, o SLS favoreceria o melhor desempenho muscular e poderia ser mais adequado para a avaliação e tratamento, e estudos futuros deveriam testar essa hipótese.

Além disso, a adição de carga externa na face lateral do joelho pode influenciar as variáveis cinemáticas e EMG. Lubahn et al., (2011), observaram durante o SD e FSU com adição de carga aumento do ângulo de abdução de joelho e diminuiu a ativação do GMED (LUBAHN et al., 2011). A proposta da aplicação de carga externa foi usada como estratégia para estimular a ativação muscular e manter o alinhamento da articulação durante a tarefa (LUBAHN et al., 2011; ALVES et al., 2020), mas os autores não controlaram o movimento

de tronco no plano frontal, sendo considerado uma limitação do estudo. O deslocamento do tronco para o lado de apoiado no plano frontal pode ter produzido a redução da atividade do GMED.

Esses achados são importantes na tomada de decisão para o uso de testes funcionais para avaliar pacientes e atletas. Como estas são tarefas funcionais que também investigam o alinhamento do membro inferior, a aplicabilidade dos mesmos podem trazer resultados diversos, uma vez que a postura e ângulos de execução dos testes são diferentes. Essas tarefas são usadas na avaliação do valgismo de joelho em vários estudos (PARK; CYNN; CHOUNG, 2013; HERRINGTON, 2014; UGALDE et al., 2015; HERMAN et al., 2016). Portanto, os achados desses estudos devem ser analisados com cautela antes de uma tomada de decisão clínica.

Dois estudos, com baixo e moderado risco de viés, mostraram piores resultados cinemáticos e EMG para mulheres do que homens (ZELLER et al., 2003; NGUYEN et al., 2011) e dois estudos, com alto risco de viés, não mostraram diferenças significativas entre mulheres e homens para variáveis EMG e cinemáticas (RUSSELL et al., 2006; DWYER et al., 2010). Isso sugere que as mulheres têm uma maior propensão a alterações biomecânicas do membro inferior que os homens (SEYMORE et al., 2019; DEGEN et al., 2020), e isso pode estar associado a um maior índice de lesões em atividades esportivas como a corrida também entre as mulheres (VAN DER WORP et al., 2015; ALMONROEDER; BENSON, 2017). Essa diferença entre os sexos foi atribuída a fatores biológicos como maior fadiga muscular e menor força muscular entre as mulheres do que em homens (GOMES et al., 2021; VANNATTA; KERNOZEK, 2021).

Relação entre atividade de GMED e GMAX e cinética de quadril e joelho

Para os dados cinéticos, a ativação do GMED foi associada com o momento de adução do quadril durante o SLL (NORDIN; DUFEK, 2016) e nas atividades SD e SU (HATFIELD et al 2016), bem como associado ao momento de abdução de joelho durante o SLL e ainda tendo a ativação do GMAX foi associada ao maior momento de rotação interna do quadril (NEAMATALLAH; HERRINGTON; JONES, 2020). Esses estudos analisaram a cinética com base no momento externo, possivelmente sugerindo que a maior atividade muscular é necessária para conter o momento externo produzido durante a tarefa.

Além disso, esses dados sugerem que o GMED e GMAX cumprem diferentes funções no controle motor durante tarefas unipodais, assim como outros estudos incluídos na presente revisão (ZELLER et al., 2003; NGUYEN et al., 2011; HOLLMAN et al., 2014). Embora essas funções já sejam conhecidas, entender quais tarefas seriam as mais adequadas para a solicitação dos glúteos e seu impacto nos momentos e movimentos gerados nas tarefas unipodais ainda não foram exploradas. Entretanto, os resultados da cinética devem ser analisados cuidadosamente, considerando que os estudos incluídos apresentam alto risco de viés (NEAMATALLAH; HERRINGTON; JONES, 2020; NORDIN; DUFEK, 2016) e moderado risco de viés (HATFIELD et al., 2016) e considerando o baixo número de estudos que trazem os resultados cinéticos.

Do ponto de vista clínico, os achados desta revisão são importantes para as tomadas de decisão clínica, tanto para a avaliação das disfunções quanto para a prescrição de exercício com ênfase em membros inferiores. Por exemplo, maiores amplitudes de rotação interna de quadril, indicariam déficit de GMAX e maiores amplitudes de adução de quadril indicariam déficit de GMED (NGUYEN et al., 2011; HOLLMAN et al., 2014; ZELLER et al., 2003; HOLLMAN et al., 2014; HATFIELD et al., 2016; NEAMATALLAH; HERRINGTON; JONES, 2020). Para a prescrição de exercício, deve-se levar em conta a especificidade da tarefa para a solicitação muscular. Há um maior recrutamento dos glúteos durante o SLS, decorrente da maior inclinação de tronco e elevação da pelve no membro não apoiado, solicitaria maior ativação dos glúteos (LEWIS et al., 2015; FARROKHI et al., 2008).

Por fim, há de se considerar que, em tarefas que proporcione menor demanda, uma alta ativação muscular não necessariamente revela um cenário positivo. Da mesma forma, baixas ativações musculares em tarefas de alta demanda não necessariamente revelam um cenário negativo. Tais hipóteses podem ser consideradas ao levar em conta o posicionamento do indivíduo durante a execução, onde podem haver modificações favoráveis ou desfavoráveis do torque muscular à depender do posicionamento de membro inferior e de tronco (LEWIS et al., 2015; FARROKHI et al., 2008).

Durante o desenvolvimento desta revisão, algumas limitações devem ser observadas. Primeiramente, os estudos presentes nessa revisão foram incluídos com o propósito de identificar a relação entre a atividade dos glúteos e as variáveis cinemáticas e cinéticas das articulações de quadril e joelho durante tarefas unipodais, no entanto, houve vários estudos com alto risco de viés, especialmente nos estudos com análise cinética, o que dificulta a análise dessa relação. Também, os estudos não fizeram cálculos estatísticos de correlação, exceto por um (NEAMATALLAH; HERRINGTON; JONES, 2020), tornando as associações

mais interpretativas e impossibilitando relações de causa e efeito. Ainda dois outros estudos que potencialmente poderiam ser incluídos na revisão, mas não tinham o seu texto completo disponível para análise e posterior extração dos dados. Finalmente, em razão da heterogeneidade dos dados por conta da grande variabilidade de tarefas funcionais, foi inviabilizada a realização de uma meta-análise dos dados extraídos.

CONCLUSÃO

A presente revisão sistemática constatou a função entre a ativação dos glúteos na cinemática e cinética de quadril e joelho, porém os dados devem ser interpretados com cuidado devido a baixa qualidade metodológica dos estudos, principalmente em relação aos dados cinéticos. Ainda que nos estudos tenha sido encontrada alta variabilidade na execução de tarefas funcionais unipodais levando a maior dificuldade de comparação, ao isolar duas tarefas semelhantes quanto a sua execução, o SLS e SD, a presente revisão sugere que o SLS é, possivelmente, a tarefa mais apropriada para o recrutamento dos glúteos. Dada a baixa qualidade metodológica dos estudos, mais estudos primários, com menor risco de viés, comparando as tarefas SLS e SD seriam úteis para verificar o grau de relevância do tronco nas variáveis biomecânicas para melhor interpretação das tarefas funcionais e ajudar na prescrição de exercícios.

REFERÊNCIAS

ADEREM, J.; LOUW, Q. A. Biomechanical risk factors associated with iliotibial band syndrome in runners: A systematic review Rehabilitation, physical therapy and occupational health. BMC Musculoskeletal Disorders, v. 16, n. 1, p. 7-9, 2015.

<https://doi.org/10.1186/s12891-015-0808-7>

ALMONROEDER, T. G.; BENSON, L. C. Sex differences in lower extremity kinematics and patellofemoral kinetics during running. Journal of Sports Sciences, v. 35, n. 16, p. 1575-1581, 2017. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1225972>

ALVES, R. R. et al. "NO LOAD" resistance training promotes high levels of knee extensor muscles activation-a pilot study. Diagnostics, v. 10, n. 8, p. 1-10, 2020.

<https://doi.org/10.3390/diagnostics10080526>

BAKER, R. L.; FREDERICSON, M. Iliotibial Band Syndrome in Runners. Biomechanical Implications and Exercise Interventions. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, v. 27, n. 1, p. 53-77, 2016.

<https://doi.org/10.1016/j.pmr.2015.08.001>

BARBOSA, A. C. et al. Gluteal activation and increased frontal plane projection angle during a step-down test in young women. *Human Movement*, v. 19, n. 1, p. 64-70, 2018.

<https://doi.org/10.5114/hm.2018.73614>

BARKER, P. J. et al. Anatomy and Biomechanics of Gluteus Maximus and the Thoracolumbar Fascia at the Sacroiliac Joint. *Clinical Anatomy*, v. 27, n. 2, p. 234 - 240, 2013.

<https://doi.org/10.1002/ca.22233>

BARKER-DAVIES, R. M. et al. Kinematic and kinetic differences between military patients with patellar tendinopathy and asymptomatic controls during single leg squats. *Clinical Biomechanics*, v. 62, p. 127-135, 2019.

<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2019.02.001>

BAZZET-JONES, D. M. et al. Peak hip muscle torque measurements are influenced by sagittal plane hip position. *The International Journal of Sports Physical Therapy*, v. 12, n. 4, p. 535 - 542, 2017.

BOUDREAU, S. N. et al. Hip-muscle activation during the lunge, single-leg squat, and step-up-and-over exercises. *Journal of Sport Rehabilitation*, v. 18, n. 1, p. 91-103, 2009..

<https://doi.org/10.1123/jsr.18.1.91>

BUSSEY, M. D. et al. Sex differences in anticipatory postural adjustments during rapid single leg lift. *Human Movement Science*, v. 57, n. October, p. 417-425, 2018.

<https://doi.org/10.1016/j.humov.2017.10.003>

CONNELLY, C. M.; MORAN, M. F.; GRIMES, J. K. Comparative Analysis of Hip Muscle Activation During Closed-Chain Rehabilitation Exercises in Runners. *International Journal of Sports Physical Therapy*, v. 15, n. 2, p. 229-237, 2020.

<https://doi.org/10.26603/ijsp20200229>

DEGEN, N. et al. Three-dimensional assessment of lower limb alignment: Reference values and sex-related differences. *Knee*, v. 27, n. 2, p. 428-435, 2020.

<https://doi.org/10.1016/j.knee.2019.11.009>

DIERKS, T. A. et al. Proximal and distal influences on hip and knee kinematics in runners with patellofemoral pain during a prolonged run. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, v. 38, n. 8, p. 448-456, 2008.

<https://doi.org/10.2519/jospt.2008.2490>

DWYER, M. K. et al. Comparison of lower extremity kinematics and hip muscle activation during rehabilitation tasks between sexes. *Journal of Athletic Training*, v. 45, n. 2, p. 181-190, 2010.

<https://doi.org/10.4085/1062-6050-45.2.181>

ESCULIER, J. F.; ROY, J. S.; BOUYER, L. J. Lower limb control and strength in runners with and without patellofemoral pain syndrome. *Gait and Posture*, v. 41, n. 3, p. 813-819, 2015.

<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.02.020>

FARROKHI, S. et al. Trunk position influences the kinematics, kinetics, and muscle activity of the lead lower extremity during the forward lunge exercise. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, v. 38, n. 7, p. 403-409, 2008.

<https://doi.org/10.2519/jospt.2008.2634>

GARRISON, C. et al. Lower Extremity EMG in Male and Female College Soccer Players during Single-Leg Landing. *Journal of Sport Rehabilitation*, v. 14, n. 1, 2005.

<https://doi.org/10.1123/jsr.14.1.48>

GOMES, M. et al. Sex differences in muscle fatigue following isokinetic muscle contractions. *Scientific Reports*, v. 11, n. 1, p. 1-12, 2021.

<https://doi.org/10.1038/s41598-021-87443-0>

GOGU, S.; GANDBHIR, V. N. Trendelenburg sign. *StatPearls* [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2021.

GOPLIN, C. M. et al. Preoperative opioid use is associated with worse patient outcomes after Total joint arthroplasty: A systematic review and meta-analysis. *BMC Musculoskeletal Disorders*, v. 20, n. 1, p. 1-13, 2019.

<https://doi.org/10.1186/s12891-019-2619-8>

HAN, H. et al. Comparative Effects of Four Single Leg Squat Exercises in Subjects with Gluteus Medius Weakness. *Journal of Sport Rehabilitation*, v. 27, n. 6, p. 513-519, 2018.

<https://doi.org/10.1123/jsr.2016-0193>

HATFIELD, G. et al. The Biomechanical Demands on the Hip During Progressive Stepping

Tasks. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 31, n. 12, p. 3444-3453, 2016.
<https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001756>

HERMAN, D. C.; BARTH, J. T. Drop-Jump Landing Varies With Baseline Neurocognition. *The American Journal of Sports Medicine*, v. 44, n. 9, p. 2347-2353, 2016.
<https://doi.org/10.1177/0363546516657338>

HERMAN, G. et al. Agreement of an evaluation of the forward-step-down test by a broad cohort of clinicians with that of an expert panel. *Journal of Sport Rehabilitation*, v. 25, n. 3, p. 227-232, 2016.
<https://doi.org/10.1123/jsr.2014-0319>

HERRINGTON, L. Knee valgus angle during single leg squat and landing in patellofemoral pain patients and controls. *Knee*, v. 21, n. 2, p. 514-517, 2014.
<https://doi.org/10.1016/j.knee.2013.11.011>

HEWETT, T. E. et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: A prospective study. *American Journal of Sports Medicine*, v. 33, n. 4, p. 492-501, 2005.
<https://doi.org/10.1177/0363546504269591>

HOLLMAN, J. H. et al. Relationships between knee valgus, hip-muscle strength, and hip-muscle recruitment during a single-limb step-down. *Journal of Sport Rehabilitation*, v. 18, n. 1, p. 104-117, 2009.
<https://doi.org/10.1123/jsr.18.1.104>

HOLLMAN, J. H. et al. Frontal and transverse plane hip kinematics and gluteus maximus recruitment correlate with frontal plane knee kinematics during single-leg squat tests in women. *Clinical Biomechanics*, v. 29, n. 4, p. 468-74, 2014.
<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.12.017>

KAGAYA, Y.; FUJII, Y.; NISHIZONO, H. Association between hip abductor function, rear-foot dynamic alignment, and dynamic knee valgus during single-leg squats and drop landings. *Journal of Sport and Health Science*, v. 4, n. 2, p. 182-187, 2015.
<https://doi.org/10.1016/j.jshs.2013.08.002>

LANDIS, J. R; KOCH, G. G. The Measurement of Observer Agreement for Categorical Data. *Biometrics*, v. 33, n. 1, p. 159 - 174, 1977.
<https://doi.org/10.2307/2529310>

KRAUSE, D. A.; HOLLMAN, J. H. Electromyographic Analysis of Hip Muscle Activation

During a Single Limb Squat Lateral Slide Exercise. *International Journal of Sports Physical Therapy*, v. 15, n. 5, p. 755-762, 2020.

<https://doi.org/10.26603/ijspt20200755>

LEWIS, C. L. et al. Differences in lower extremity and trunk kinematics between single leg squat and step down tasks. *PLoS ONE*, v. 10, n. 5, p. 1-15, 2015.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0126258>

LLURDA-ALMUZARA, L. et al. Normative data and correlation between dynamic knee valgus and neuromuscular response among healthy active males: a cross-sectional study. *Scientific Reports*, v. 10, n. 1, p. 1-10, 2020.

<https://doi.org/10.1038/s41598-020-74177-8>

LUBAHN, A. J. et al. Hip muscle activation and knee frontal plane motion. **The International Journal of Sports Physical Therapy**, v. 6, n. 2, p. 92–103, 2011.

MACADAM, P.; CRONIN, J.; CONTRERAS, B. an Examination of the Gluteal Muscle Activity. v. 10, n. 5, p. 573–591, 2015.

MANIAR, N. et al. Muscle contributions to tibiofemoral shear forces and valgus and rotational joint moments during single leg drop landing. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, v. 30, n. 9, p. 1664-1674, 2020.

<https://doi.org/10.1111/sms.13711>

MAUNTEL, T. C. et al. Kinematic differences between those with and without medial knee displacement during a single-leg squat. *Journal of Applied Biomechanics*, v. 30, n. 6, p. 707-712, 2014.

<https://doi.org/10.1123/jab.2014-0003>

MCCURDY, K. et al. Relationship between selected measures of strength and hip and knee excursion during unilateral and bilateral landings in women. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 28, n. 9, p. 2429-2436, 2014.

<https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000583>

MOOLA, S. et al. Conducting systematic reviews of association (etiology): The Joanna Briggs Institute's approach. *Journal of Evidence-Based Healthcare*, v. 13, n. 3, p. 163-9, 2017.

<https://doi.org/10.1097/XEB.0000000000000064>

MUYOR, J. M. et al. Electromyographic activity in the gluteus medius, gluteus maximus,

biceps femoris, vastus lateralis, vastus medialis and rectus femoris during the Monopodal Squat, Forward Lunge and Lateral Step-Up exercises. PLoS ONE, v. 15, n. 4, p. 1-15, 2020.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0230841>

NEAMATALLAH, Z.; HERRINGTON, L.; JONES, R. An investigation into the role of gluteal muscle strength and EMG activity in controlling HIP and knee motion during landing tasks. Physical Therapy in Sport, v. 43, n. 1, p. 230-235, 2020.
<https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2019.12.008>

NGUYEN, A. D. et al. A preliminary multifactorial approach describing the relationships among lower extremity Alignment, hip muscle activation, and lower extremity joint excursion. Journal of Athletic Training, v. 46, n. 3, p. 246-256, 2011.
<https://doi.org/10.4085/1062-6050-46.3.246>

NORDIN, A. D.; DUFEK, J. S. Single-leg landing neuromechanical data following load and land height manipulations. Data in Brief, v. 8, p. 1024-1030, 2016a.
<https://doi.org/10.1016/j.dib.2016.07.011>

NORDIN, A. D.; DUFEK, J. S. Neuromechanical synergies in single-leg landing reveal changes in movement control. Human Movement Science, v. 49, p. 66-78, 2016b.
<https://doi.org/10.1016/j.humov.2016.06.007>

NORDIN, A. D.; DUFEK, J. S. Load Accommodation Strategies and Movement Variability in Single-Leg Landing. Journal of Applied Biomechanics, v. 33, n. 4, p. 1-25, 2017.
<https://doi.org/10.1123/jab.2016-0097>

NUMATA, H. et al. Two-dimensional motion analysis of dynamic knee valgus identifies female high school athletes at risk of non-contact anterior cruciate ligament injury. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, v. 26, n. 2, p. 442-447, 2018.
<https://doi.org/10.1007/s00167-017-4681-9>

PAGE, M. J. et al. The PRISMA 2020 statement: an updated guideline for reporting systematic reviews. British Medical Journal, v. 372, n. 71, 2021.
<https://doi.org/10.1136/bmj.n71>

PARK, K. M.; CYNN, H. S.; CHOUNG, S. D. Musculoskeletal predictors of movement quality for the forward step-down test in asymptomatic women. Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, v. 43, n. 7, p. 504-510, 2013.
<https://doi.org/10.2519/jospt.2013.4073>

PETERSEN, W. et al. Anterior knee pain after total knee arthroplasty: a narrative review.

International Orthopaedics, v. 38, n. 2, p. 319 - 328, 2014.

<https://doi.org/10.1007/s00264-013-2081-4>

POWERS, C. M. The Influence of Altered Lower-Extremity Kinematics on Patellofemoral Joint Dysfunction: A Theoretical Perspective. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, v. 33, n. 11, p. 639-646, 2003.

<https://doi.org/10.2519/jospt.2003.33.11.639>

POWERS, C. M. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: A biomechanical perspective. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, v. 40, n. 2, p. 42-51, 2010.

<https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3337>

RADZAK, K. N.; STICKLEY, C. D. Fatigue-induced hip-abductor weakness and changes in biomechanical risk factors for running-related injuries. *Journal of Athletic Training*, v. 55, n. 12, p. 1270-1276, 2020.

<https://doi.org/10.4085/1062-6050-531-19>

RUSSELL, K. A. et al. Sex Differences in Valgus Knee Angle. *Journal of Athletic Training*, v. 41, n. 2, p. 166-171, 2006.

SCHEYS, L. et al. Personalized MR-based musculoskeletal models compared to rescaled generic models in the presence of increased femoral anteversion: Effect on hip moment arm lengths. *Gait and Posture*, v. 28, n. 3, p. 358 - 365, 2008.

<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.05.002>

SCHMITZ, R. J.; RIEMANN, B. L.; THOMPSON, T. Gluteus medius activity during isometric closed-chain hip rotation. *Journal of Sport Rehabilitation*, v. 11, n. 3, p. 179-188, 2002.

<https://doi.org/10.1123/jsr.11.3.179>

SCHMIDT, E.; HARRIS-HAYES, M.; SALSICH, G. Dynamic knee valgus kinematics and their relationship to pain in women with patellofemoral pain compared to women with chronic hip joint pain. *Journal of Sport and Health Science*, v. 8, n. 5, p. 486-493, 2019.

<https://doi.org/10.1016/j.jshs.2017.08.001>

SCHOLTES, S. A.; SALSICH, G. B. Consistency of Dynamic Knee Valgus Kinematics and Pain Across Functional Tasks in Females With Patellofemoral Pain: a Cross-Sectional Study. *International Journal of Sports Physical Therapy*, v. 15, n. 6, p. 985-994, 2020.

<https://doi.org/10.26603/ijsp20200985>

SEYMORE, K. D. et al. Sex and limb impact biomechanics associated with risk of injury

during drop landing with body borne load. PLoS ONE, v. 14, n. 2, p. 1-16, 2019.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0211129>

SINSURIN, K.; VALLDECABRES, R.; RICHARDS, J. An exploration of the differences in hip strength, gluteus medius activity, and trunk, pelvis, and lower-limb biomechanics during different functional tasks. International biomechanics, v. 7, n. 1, p. 35-43, 2020.
<https://doi.org/10.1080/23335432.2020.1728381>

STICKLER, L.; FINLEY, M.; GULGIN, H. Relationship between hip and core strength and frontal plane alignment during a single leg squat. Physical Therapy in Sport, v. 16, n. 1, p. 66-71, 2015.
<https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2014.05.002>

UGALDE, V. et al. Single Leg Squat Test and Its Relationship to Dynamic KneeValgus and Injury Risk Screening. PM and R, v. 7, n. 3, p. 229-235, 2015.
<https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2014.08.361>

VAN DER WORP, M. P. et al. Injuries in runners; a systematic review on risk factors and sex differences. PLoS ONE, v. 10, n. 2, p. 1-18, 2015.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0114937>

VANNATTA, C. N.; KERNOZEK, T. W. Sex differences in gluteal muscle forces during running. Sports Biomechanics, v. 20, n. 3, p. 319-329, 2021.
<https://doi.org/10.1080/14763141.2018.1548641>

VIDEBÆK, S. et al. Incidence of Running-Related Injuries Per 1000 h of running in Different Types of Runners: A Systematic Review and Meta-Analysis. Sports Medicine, v. 45, n. 7, p. 1017-1026, 2015.
<https://doi.org/10.1007/s40279-015-0333-8>

WILCZYŃSKI, B.; ZORENA, K.; ŚLĘZAK, D. Dynamic knee valgus in single-leg movement tasks. Potentially modifiable factors and exercise training options. a literature review. International Journal of Environmental Research and Public Health, v. 17, n. 21, p. 1-17, 2020.
<https://doi.org/10.3390/ijerph17218208>

YAGI, S.; MUNETA, T.; SEKIYA, I. Incidence and risk factors for medial tibial stress syndrome and tibial stress fracture in high school runners. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, v. 21, n. 3, p. 556-563, 2013.
<https://doi.org/10.1007/s00167-012-2160-x>

ZAMBARANO, E. K.; BOUILLON, L.; GLAVIANO, N. R. Relationship between lumbopelvic-hip complex stability, muscle activity, and 2-dimensional kinematics of the trunk and lower extremity. *Physical Therapy in Sport*, v. 47, p. 7-14, 2021.

<https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2020.10.003>

ZELLER, B. L. et al. Differences in kinematics and electromyographic activity between men and women during the single-legged squat. *American Journal of Sports Medicine*, v. 31, n. 3, p. 449-456, 2003.

<https://doi.org/10.1177/03635465030310032101>

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Durante o desempenho de muitas atividades diárias, os glúteos tem papel fundamental no controle biomecânico de quadril, tal como demonstrado nos estudos primários. Em especial, observa-se as particularidades de funções do GMAX para com o GMED, isto é, o GMAX possuindo maior ação no controle da rotação interna do quadril enquanto que o GMED possui maior ação no controle de estabilidade pélvica e adução do quadril. A integração da atividade destes dois músculos contribui subsequentemente na estabilidade do joelho, uma vez que tais movimentos de quadril levam a desalinhamentos do joelho no plano frontal.

Além disso, observa-se a influência de tronco na ativação glútea, onde tarefas cuja execução se dá com o tronco mais flexionado solicitam em maior proporção a ativação glútea, e neste sentido o SLS parece ser a tarefa mais adequada nos contextos de avaliação e prescrição de exercícios, e tal maior solicitação muscular torna o fortalecimento muscular mais eficaz e poderia aumentar o poder de predição de déficit muscular. Observa-se ainda uma grande variabilidade de tarefas, as quais podem ser utilizadas no mesmo propósito de avaliação e intervenção, porém cada uma tende a simular movimentos diferentes, e dessa forma levando em conta os fatores de execução da tarefa e buscando identificar uma tarefa que supra as necessidades de avaliação e tratamento em uniformidade novamente o SLS surge como possível opção mais apropriada.

A presente dissertação mostra que a função da atividade eletromiográfica dos glúteos nas variáveis biomecânicas de quadril e joelho durante as tarefas funcionais unipodais é importante para o alinhamento e controle dos movimentos considerados associados às lesões. As tarefas funcionais por simularem movimentos desempenhados na vida diária, são capazes de prever possíveis déficits de ativação e movimentos com angulações excessivas que

possivelmente ocorrem no dia a dia, e por isso entender estas associações e quais as tarefas seriam mais adequadas tornam as abordagens de avaliação e tratamento mais eficazes.

Todavia, ainda é necessário chamar a atenção para o desenvolvimento de estudos de melhor qualidade para que haja evidências que contribuam seguramente com o conhecimento sobre o assunto e com a tomada de decisão clínica.

REFERÊNCIAS

AGRESTA, C. et al. Single-leg squat performance in active adolescents aged 8-17 years. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 31, n. 5, p. 1187-1191, 2017.

<https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001617>

ALENEZI, F. et al. The reliability of biomechanical variables collected during single leg squat and landing tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 24, n. 5, p. 718-721, 2014.

<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.07.007>

ALLISON, K. et al. Hip abductor muscle activity during walking in individuals with gluteal tendinopathy. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, v. 28, n. 2, p. 686 - 695, 2018.

<https://doi.org/10.1111/sms.12942>

BARKER, P. J. et al. Anatomy and Biomechanics of Gluteus Maximus and the Thoracolumbar Fascia at the Sacroiliac Joint. *Clinical Anatomy*, v. 27, n. 2, p. 234 - 240, 2013.

<https://doi.org/10.1002/ca.22233>

BARTON, C. J. et al. The relationship between rearfoot, tibial and hip kinematics in individuals with patellofemoral pain syndrome. *Clinical Biomechanics*, vol. 27, no. 7, p. 702-705, 2012.

<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2012.02.007>

BOUDREAU, S. N. et al. Hip-muscle activation during the lunge, single-leg squat, and step-up-and-over exercises. *Journal of Sport Rehabilitation*, v. 18, n. 1, p. 91-103, 2009.

<https://doi.org/10.1123/jsr.18.1.91>

BUCKTHORP, M.; STRIDE, M.; VILLA, F. D. Assessing and treating gluteus maximus weakness - a clinical commentary. *The International Journal of Sports Physical Therapy*, v. 14, n. 4, p. 655 - 670, 2019.

<https://doi.org/10.26603/ijspt20190655>

BURNHAM, J. M. et al. Relationship of Hip and Trunk Muscle Function with Single Leg Step-Down Performance: Implications for Return to Play Screening and Rehabilitation.

Physical Therapy in Sport, v. 22, n. 1, p. 66 - 73, 2016.

<https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2016.05.007>

CHAUDHARI, A. M. W. et al. Reducing Core Stability Influences Lower Extremity

Biomechanics in Novice Runners. Medicine and science in sports and exercise, v. 52, n. 6, p. 1347-1353, 2020.

<https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002254>

CROSSLEY, K. M. et al. Performance on the single-leg squat task indicates hip abductor muscle function. American Journal of Sports Medicine, v. 39, n. 4, p. 866-873, 2011.

<https://doi.org/10.1177/0363546510395456>

DAWSON, S. J.; HERRINGTON, L. Improving single-legged-squat performance:

Comparing 2 training methods with potential implications for injury prevention. Journal of Athletic Training, v. 50, n. 9, p. 921-929, 2015.

<https://doi.org/10.4085/1062-6050-50.9.03>

DE VREEDE, P. L. et al. Functional tasks exercise versus resistance exercise to improve daily function in older women: A feasibility study. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, v. 85, n. 12, p. 1952-1961, 2004.

<https://doi.org/10.1016/j.apmr.2004.05.006>

DIERKS, T. A. et al. Proximal and distal influences on hip and knee kinematics in runners

with patellofemoral pain during a prolonged run. Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, v. 38, n. 8, p. 448-456, 2008.

<https://doi.org/10.2519/jospt.2008.2490>

DWYER, M. K. et al. Comparison of lower extremity kinematics and hip muscle activation during rehabilitation tasks between sexes. Journal of Athletic Training, v. 45, n. 2, p. 181-190, 2010.

<https://doi.org/10.4085/1062-6050-45.2.181>

DINGENEN, B. et al. Two-dimensional video analysis can discriminate differences in running kinematics between recreational runners with and without running-related knee injury. Physical Therapy in Sport, v. 38, n. 2, p. 184-191, 2019.

<https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2019.05.008>

DINGENEN, B. et al. Postural Stability During Single-Leg Stance: A Preliminary Evaluation of Noncontact Lower Extremity Injury Risk. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, v. 46. n. 8, p. 650- 657, 2016,
<https://doi.org/10.2519/jospt.2016.6278>

DOHERTY, C. et al. Single-leg drop landing movement strategies 6 months following first-time acute lateral ankle sprain injury. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, v. 25, n. 6, p. 806-817, 2015.
<https://doi.org/10.1111/sms.12390>

DONOHUE, M. R. et al. Differences and correlations in knee and hip mechanics during single-leg landing, single-leg squat, double-leg landing, and double-leg squat tasks. *Research in Sports Medicine*, v. 23, n. 4, p. 394-411, 2015.
<https://doi.org/10.1080/15438627.2015.1076413>

FARROKHI, S. et al. Trunk position influences the kinematics, kinetics, and muscle activity of the lead lower extremity during the forward lunge exercise. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, v. 38, n. 7, p. 403-409, 2008.
<https://doi.org/10.2519/jospt.2008.2634>

FERREIRA, C. L. et al. Step down tests are the tasks that most differentiate the kinematics of women with patellofemoral pain compared to asymptomatic controls. *Gait & Posture*, v. 72, n. 2, p. 129 - 134, 2019.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.05.023>

FLACK, N. A. M. S.; NICHOLSON, H. D.; WOODLEY, S. J. The anatomy of the hip abductor muscles. *Clinical Anatomy*, v. 27, n. 2, p. 241-253, 2014.
<https://doi.org/10.1002/ca.22248>

FLACK, N. A. M. S.; NICHOLSON, H. D.; WOODLEY, S. J. A Review of the Anatomy of the Hip Abductor Muscles, Gluteus Medius, Gluteus Minimus, and Tensor Fascia Lata. *Clinical Anatomy*, v. 25, n. 2, p. 697 - 708, 2012.
<https://doi.org/10.1002/ca.22004>

HAN, H. et al. Comparative Effects of Four Single Leg Squat Exercises in Subjects with Gluteus Medius Weakness. *Journal of Sport Rehabilitation*, v. 27, n. 6, p. 513-519, 2018.
<https://doi.org/10.1123/jsr.2016-0193>

HATFIELD, G. et al. The Biomechanical Demands on the Hip During Progressive Stepping Tasks. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 31, n. 12, p. 3444-3453, 2016.
<https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001756>

HARRIS-HAYES, M. et al . Classification of lower extremity movement patterns based on visual assessment: Reliability and correlation with 2-dimensional video analysis. *Journal of Athletic Training*, v. 49, no. 3, p. 304-310, 2014

<https://doi.org/10.4085/1062-6050-49.2.21>

HEWETT, T. E. et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: A prospective study. *American Journal of Sports Medicine*, v. 33, n. 4, p. 492-501, 2005.

<https://doi.org/10.1177/0363546504269591>

HYODO, K. et al. Hip, knee, and ankle kinematics during activities of daily living: a cross-sectional study. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, v. 21, n. 3, p. 159-166, 2017.

<https://doi.org/10.1016/j.bjpt.2017.03.012>

HERMAN, G. et al. Agreement of an evaluation of the forward-step-down test by a broad cohort of clinicians with that of an expert panel. *Journal of Sport Rehabilitation*, v. 25, n. 3, p. 227-232, 2016.

<https://doi.org/10.1123/jsr.2014-0319>

HERRINGTON, L. Knee valgus angle during single leg squat and landing in patellofemoral pain patients and controls. *Knee*, v. 21, n. 2, p. 514-517, 2014.

<https://doi.org/10.1016/j.knee.2013.11.011>

HODGES, P; RICHARDSON, C. Contraction of the abdominal muscles associated With movement of the lower limb. *Physical Therapy. Brisbane*, v. 77, n. 2, p. 132 - 142, 1997.

<https://doi.org/10.1093/ptj/77.2.132>

HOLLMAN, J. H. et al. Frontal and transverse plane hip kinematics and gluteus maximus recruitment correlate with frontal plane knee kinematics during single-leg squat tests in women. *Clinical Biomechanics*, v. 29, n. 4, p. 468-74, 2014.

<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.12.017>

HOWARD. J. S. et al. Structure, Sex, and Strength and Knee and Hip Kinematics During Landing. *Journal of Athletic Training*, v. 46, n. 4, p. 376 - 385, 2011.

<https://doi.org/10.4085/1062-6050-46.4.376>

JUDD, D. L. et al. Effects of Neuromuscular Reeducation on Hip Mechanics and Functional Performance in Patients after Total Hip Arthroplasty: A Case Series. *Clinical Biomechanics*, v. 32, n. 1, p. 49 - 55, 2016.

<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.12.008>

KAISER, P. et al. Increased internal femoral torsion can be regarded as a risk factor for patellar instability - A biomechanical study. *Clinical Biomechanics*, v. 47, n. 2, p. 103 - 109, 2017.

<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2017.06.007>

KAJIWARA, M. et al. Knee biomechanics changes under dual task during single-leg drop landing. *Journal of Experimental Orthopaedics*, v. 6, n. 1, 2019.

<https://doi.org/10.1186/s40634-019-0170-z>

KJAER, P. et al. GLA:D® Back group-based patient education integrated with exercises to support self-management of back pain - development, theories and scientific evidence. *BMC Musculoskeletal Disorders*, v. 19, n. 1, 2019.

<https://doi.org/10.1186/s12891-018-2334-x>

KRAUSE, D. A.; HOLLMAN, J. H. Electromyographic Analysis of Hip Muscle Activation During a Single Limb Squat Lateral Slide Exercise. *International Journal of Sports Physical Therapy*, v. 15, n. 5, p. 755-762, 2020.

<https://doi.org/10.26603/ijsp20200755>

KOBAYASHI, Y. et al. Relationship between bilateral differences in single-leg jumps and asymmetry in isokinetic knee strength. *Journal of Applied Biomechanics*, v. 29, n. 1, p. 61 - 67, 2013.

<https://doi.org/10.1123/jab.29.1.61>

LEVIN, M. F.; DEMERS, M. Motor learning in neurological rehabilitation. *Disability and Rehabilitation*, v. 22, n. 1, p. 1-9, 2020. <https://doi.org/10.1080/09638288.2020.1752317>

LEWIS, C. L. et al. Differences in lower extremity and trunk kinematics between single leg squat and step down tasks. *PLoS ONE*, v. 10, n. 5, p. 1-15, 2015.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0126258>

LUBAHN, A. J. et al. Hip muscle activation and knee frontal plane motion. *The International Journal of Sports Physical Therapy*, v. 6, n. 2, p. 92-103, 2011.

MACADAM, P.; CRONIN, J.; CONTRERAS, B. an Examination of the Gluteal Muscle Activity. v. 10, n. 5, p. 573-591, 2015.

MUYOR, J. M. et al. Electromyographic activity in the gluteus medius, gluteus maximus, biceps femoris, vastus lateralis, vastus medialis and rectus femoris during the Monopodal

Squat, Forward Lunge and Lateral Step-Up exercises. PLoS ONE, v. 15, n. 4, p. 1-15, 2020.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0230841>

NAGELLI, C. et al. Knee Biomechanical Deficits during a Single-Leg Landing Task are addressed with Neuromuscular Training in Anterior Cruciate Ligament-Reconstructed Athletes. Clinical Journal of Sport Medicine, v. Volume Pub, 2019.
<https://doi.org/10.1097/JSM.0000000000000792>

NAKAGAWA, T. H. et al. Trunk, pelvis, hip, and knee kinematics, hip strength, and gluteal muscle activation during a single-leg squat in males and females with and without patellofemoral pain syndrome. Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, v. 42, n. 6, p. 491-501, 2012.
<https://doi.org/10.2519/jospt.2012.3987>

NEAMATALLAH, Z.; HERRINGTON, L.; JONES, R. An investigation into the role of gluteal muscle strength and EMG activity in controlling HIP and knee motion during landing tasks. Physical Therapy in Sport, v. 43, n. 1, p. 230-235, 2020.
<https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2019.12.008>

NEUMANN, D. A. Kinesiology of the hip: A focus on muscular actions. Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, v. 40, n. 2, p. 82-94, 2010.
<https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3025>

NEUMANN, D. A. Cinesiologia do aparelho musculoesquelético. Elsevier. 2011.

NGUYEN, A. D. et al. A preliminary multifactorial approach describing the relationships among lower extremity Alignment, hip muscle activation, and lower extremity joint excursion. Journal of Athletic Training, v. 46, n. 3, p. 246-256, 2011.
<https://doi.org/10.4085/1062-6050-46.3.246>

NORDIN, A. D.; DUFEK, J. S. Neuromechanical synergies in single-leg landing reveal changes in movement control. Human Movement Science, v. 49, p. 66-78, 2016.
<https://doi.org/10.1016/j.humov.2016.06.007>

POWERS, C. M. The Influence of Altered Lower-Extremity Kinematics on Patellofemoral Joint Dysfunction: A Theoretical Perspective. Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, v. 33, n. 11, p. 639-646, 2003.
<https://doi.org/10.2519/jospt.2003.33.11.639>

POWERS, C. M. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: A biomechanical perspective. Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, v. 40, n. 2, p. 42-51, 2010.

<https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3337>

NYLAND, J. et al. Femoral anteversion influences vastus medialis and gluteus medius EMG amplitude: composite hip abductor EMG amplitude ratios during isometric combined hip abduction-external rotation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 14, n. 1, p. 255 - 261, 2004.

[https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(03\)00078-6](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(03)00078-6)

RASOOL, J.; GEORGE, K. The impact of single-leg dynamic balance training on dynamic stability. *Physical Therapy in Sport*, v. 8, n. 4, p. 177-184, 2007.

<https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2007.06.001>

RIEMANN, B. L; LEPHART, S. M. The Sensorimotor System, Part I: The Physiologic Basis of Functional Joint Stability. *Journal of Athletic Training*, v. 37, n. 1, p. 71-79, 2002.

RUSSELL, K. A. et al. Sex Differences in Valgus Knee Angle. *Journal of Athletic Training*, v. 41, n. 2, p. 166-171, 2006.

SELKOWITZ, D.; BENECK, G.; POWERS, C. Which exercises target the gluteal muscles while minimizing activation of the tensor fascia lata? Electromyographic assessment using fine-wire electrodes. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, v. 43, n. 2, p. 54-64, 2013.

<https://doi.org/10.2519/jospt.2013.4116>

SEIDLER, R. D.; NOLL, D. C.; THIERS, G. Feedforward and feedback processes in motor control. *NeuroImage*, v. 22, n. 4, p. 1775-1783, 2004.

<https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2004.05.003>

SCORCELLETTI, M. et al., Femoral anteversion: significance and measurement. *Journal of Anatomy*, v. 237, n. 5, p. 811 - 826, 2020.

<https://doi.org/10.1111/joa.13249>

SIMENZ, C. J. et al. Electromyographical analysis of lower extremity muscle activation during variations of the loaded step-up exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 26, n. 12, p. 3398-3405, 2012.

<https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3182472fad>

SOBOTTA, J. Atlas de Anatomia Humana: tronco, víceras e extremidade inferior. 22^a edição. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2008.

TAMURA, A. et al. Fatigue Alters Landing Shock Attenuation During a Single-Leg Vertical

Drop Jump. *The Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, v. 4, n. 1, p. 91-98, 2016.
<https://doi.org/10.1177/2325967115626412>

TAYLOR, J. B. et al. Biomechanical Comparison of Single- and Double-Leg Jump Landings in the Sagittal and Frontal Plane. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, v. 4, n. 6, p. 1-9, 2016.
<https://doi.org/10.1177/2325967116655158>

UGALDE, V. et al. Single Leg Squat Test and Its Relationship to Dynamic KneeValgus and Injury Risk Screening. *PM and R*, v. 7, n. 3, p. 229-235, 2015.
<https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2014.08.361>

WILKERSON, G. B; COLSTON, M. A. A Refined Prediction Model for Core and Lower Extremity Sprains and Strains Among Collegiate Football Players. *Journal of Athletic Training*, v. 50, n. 6, p. 643-650, 2015.
<https://doi.org/10.4085/1062-6050-50.2.04>

WILLSON, J. D. et al. Gluteal muscle activation during running in females with and without patellofemoral pain syndrome. *Clinical Biomechanics*, v. 26, n. 7, p. 735-740, 2011.
<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.02.012>

WILLY, R. W.; SCHOLZ, J. P.; DAVIS, I. S. Mirror gait retraining for the treatment of patellofemoral pain in female runners. *Clinical Biomechanics*, 2012.
<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2012.07.011>

WILLY, R. W.; DAVIS, I. S. The effect of a hip-strengthening program on mechanics during running and during a single-leg squat. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, v. 41, no. 9, p. 625-632, 2011.
<https://doi.org/10.2519/jospt.2011.3470>

ZELLER, B. L. et al. Differences in kinematics and electromyographic activity between men and women during the single-legged squat. *American Journal of Sports Medicine*, v. 31, n. 3, p. 449-456, 2003.
<https://doi.org/10.1177/03635465030310032101>