

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional
Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação

Lilian Marques Oliveira

**EFEITO DE UM PROGRAMA DE FORTALECIMENTO DE TRONCO E QUADRIL
SOBRE OS ACOPLAMENTOS PELVE-COXA E PELVE-PERNA NO PLANO
TRANSVERSO NA MARCHA DE MULHERES JOVENS SAUDÁVEIS**

Belo Horizonte
2023

Lilian Marques Oliveira

**EFEITO DE UM PROGRAMA DE FORTALECIMENTO DE TRONCO E QUADRIL
SOBRE OS ACOPLAMENTOS PELVE-COXA E PELVE-PERNA NO PLANO
TRANSVERSO NA MARCHA DE MULHERES JOVENS SAUDÁVEIS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Universidade Federal de Minas Gerais como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação.

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca

Coorientador: Prof. Dr. Thales Rezende de Souza

Belo Horizonte

2023

O48e 2023	Oliveira, Lilian Marques Efeito de um programa de fortalecimento de tronco e quadril sobre os acoplamentos pelve-coxa e pelve-perna no plano transversal na marcha de mulheres jovens saudáveis. [manuscrito] / Lilian Marques Oliveira – 2023. 80 f.: il. Orientador: Sérgio Teixeira da Fonseca Coorientador: Thales Resende de Sousa Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. Bibliografia: f. 70-74 1. Marcha – Teses. 2. Biomecânica – Teses. 3. Treinamento com peso – Teses. 4. Tronco – Teses. 5. Quadril – Teses. 6. Mulheres – Teses. I. Fonseca, Sérgio Teixeira da. II. Sousa, Thales Resende de. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. IV. Título. CDU: 615.825
--------------	---



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO



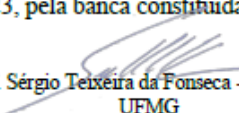
FOLHA DE APROVAÇÃO

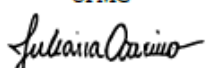
EFEITO DE UM PROGRAMA DE FORTALECIMENTO DE TRONCO E QUADRIL SOBRE OS ACOPLAMENTOS Pelve-Coxa e Pelve-Perna no plano transversal na Marcha de Mulheres Jovens Saudáveis

LILIAN MARQUES OLIVEIRA

Dissertação submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO, como requisito para obtenção do grau de Mestre em CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO, área de concentração DESEMPENHO FUNCIONAL HUMANO.

Aprovada em 06 de abril de 2023, pela banca constituída pelos membros:


Prof. Sérgio Teixeira da Fonseca - Orientador
UFMG


Profª Juliana de Melo Ocarino
UFMG


Prof. Fábio Viadanna Serrão
Universidade Federal de São Carlos

Belo Horizonte, 6 de abril de 2023.



ATA DA DEFESA DA DISSERTAÇÃO DA ALUNA LILIAN MARQUES OLIVEIRA

Realizou-se, no dia 06 de abril de 2023, às 13:30 horas, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional - Av. Pres. Antônio Carlos, 6627 BH, da Universidade Federal de Minas Gerais, a defesa de dissertação, intitulada *EFEITO DE UM PROGRAMA DE FORTALECIMENTO DE TRONCO E QUADRIL SOBRE OS ACOPLAMENTOS PELVE-COXA E PELVE-PERNA NO PLANO TRANSVERSO NA MARCHA DE MULHERES JOVENS SAUDÁVEIS*, apresentada por LILIAN MARQUES OLIVEIRA, número de registro 2020721370, graduada no curso de FISIOTERAPIA, como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre em CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO, à seguinte Comissão Examinadora: Prof. Sérgio Teixeira da Fonseca - Orientador (UFMG), Profa. Juliana de Melo Ocarino (UFMG), Prof. Fábio Viadanna Serrão (Universidade Federal de São Carlos).

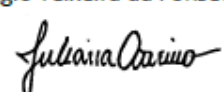
A Comissão considerou a dissertação:

(x) Aprovada

() Reprovada

Finalizados os trabalhos, lavrei a presente ata que, lida e aprovada, vai assinada por mim e pelos membros da Comissão.
Belo Horizonte, 06 de abril de 2023.


Prof. Sérgio Teixeira da Fonseca (Doutor)


Profa. Juliana de Melo Ocarino (Doutora)


Prof. Fábio Viadanna Serrão (Doutor)

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao Professor Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca por abrir meu olhar para novas formas de enxergar o movimento humano, por me orientar, dialogar comigo durante todo o percurso e me guiar nos caminhos da escrita. É um privilégio ter como orientador, um pesquisador e pensador tão brilhante e experiente como você.

Agradeço ao meu coorientador professor Thales Rezende de Souza pelas inúmeras contribuições muito valiosas ao longo de todo o processo, pelas ideias e sugestões, por questionar pontos fundamentais, em momentos chave, que nos fizeram ajustar a rota tornando os raciocínios em torno da investigação e da escrita mais coerentes e claros. Sempre me surpreendo positivamente com a sua inteligência e cuidado.

Agradeço à Dr^a. Priscila Albuquerque Araújo, minha querida companheira de laboratório, parceira e tutora de programação. Você, foi fundamental para que eu pudesse processar os dados do estudo, mas nunca se restringiu a isso. Foi a primeira pessoa com quem eu discuti as ideias desse projeto, enquanto era só uma sementinha, me apoiando e me dando suporte em cada etapa. É pela convivência com pessoas como você que eu sinto que é possível e maravilhoso trabalhar em equipe.

Agradeço à professora Dr^a. Vanessa Lara de Araújo, que me acompanha desde os meus primeiros passos pelo mundo da ciência. Que privilégio eu tenho de continuar tendo você ao meu lado por todos esses anos, desde a graduação. E que sorte ter você tão presente na reta final da escrita desse trabalho. Suas contribuições foram fundamentais. Obrigada pelos socorros em momentos cruciais. Você é um exemplo de pesquisadora e de educadora, para mim, no qual procuro me espelhar enquanto construo minha carreira acadêmica.

Agradeço à Dr^a. Aline de Castro Cruz e a já citada, professora Vanessa Araújo, por compartilharem generosamente os dados de suas pesquisas para que pudéssemos responder à uma nova pergunta. Obrigada às duas pela disposição de discutir comigo tanto detalhes metodológicos como aspectos teórico-conceituais. Vocês foram muito guerreiras durante os mestrados de vocês para conseguir num tempo tão curto,

realizar um estudo de intervenção como esse, de forma consistente e bem documentada.

Obrigada a todos os amigos e colegas do LAM (Laboratório de Análise de Movimento) por integrarem essa equipe maravilhosa. Sem o espírito de parceria que permeia essa equipe, não seria possível fazer ciência com o nível de excelência que é desenvolvida neste grupo. Uma das coisas que me motiva a ser uma pesquisadora é a oportunidade de troca que tenho com vocês. Destaco minha gratidão à Dr^a. Liria Okai e ao Dr. Thiago Telles. Vocês não estiveram diretamente envolvidos no presente estudo, mas são, junto com a Dr^a. Priscila e com os professores da nossa linha de pesquisa, fundamentais para a sustentação do LAM enquanto grupo de pesquisa, e uma parte importante da minha trajetória. Não poderia deixar vocês de fora dos meus agradecimentos. Obrigada ainda ao Délcio por estar sempre presente, cuidando do laboratório e de todos nós.

Obrigada ao meu amigo Patric Gonçalves, por me ajudar na revisão da tradução do artigo para o inglês. Fico imaginando a quantidade de tempo que isso te tomou e sou muito grata pela sua disponibilidade e generosidade.

Obrigada a minha grande amiga e companheira de vida e de percursos acadêmicos e profissionais Camila Gomes, pelos momentos de desabafo e troca de ideias.

Obrigada a todos os professores do programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação, por todo aprendizado. E à Eliane pela agilidade e eficiência em solucionar questões burocráticas e administrativas na secretaria do colegiado.

Obrigada ao meu companheiro Rubem Nepomuceno Filho, por me apoiar durante todo processo, por me acolher e escutar nos momentos de angústia, por me aguentar tagarelando sobre biomecânica e bases teóricas do movimento humano e por desenhar lindamente as figuras da dissertação.

Obrigada aos meus pais Sonia e Osvaldo e à Tullia (minha segunda mãe de coração), por sempre terem me dado suporte nas diversas esferas da vida. Por terem acreditado em mim e me apoiado para trilhar os caminhos que escolhi.

Obrigada ao meu filho, Caiuá, por se empolgar junto comigo pelas pesquisas sobre o movimento humano. Seu entusiasmo pelos projetos que eu participo faz com que a ciência me pareça mais divertida e interessante.

Obrigada a todos os amigos que me deram força durante esses pouco mais que dois anos.

RESUMO

O padrão e a estabilidade dos acoplamentos entre os segmentos corporais podem ajudar a entender como o sistema motor se organiza frente as demandas das tarefas. Diversos estudos foram dedicados a demonstrar a relação do padrão e da estabilidade desses acoplamentos com a saúde do movimento, diferenciando populações saudáveis daquelas com condições de saúde. Programas de reabilitação de lesões em membros inferiores têm utilizado, com sucesso, protocolos de fortalecimento de músculos do quadril e de tronco para provocar alterações em segmentos corporais distais. Efeitos não locais gerados por intervenções, provavelmente, se devem ao acoplamento biomecânico entre os segmentos, porém não há estudos que demonstrem alterações nos padrões de acoplamento ou na estabilidade dos acoplamentos após programas de fortalecimento de músculos do tronco e quadril. **Objetivo:** Verificar o efeito de um programa de fortalecimento de músculos do quadril e de tronco sobre o padrão e a estabilidade do acoplamento entre a pelve e a coxa, e entre a pelve e a perna, na marcha de mulheres jovens saudáveis. **Materiais e método:** Foram analisados dados de 52 voluntárias (27 no grupo controle e 25 no grupo intervenção). A alocação não foi aleatória. O grupo intervenção realizou um treino de força de músculos do quadril e do tronco, três vezes por semana, por oito semanas. O desempenho muscular foi operacionalizado como trabalho concêntrico e excêntrico e avaliado por meio de um dinamômetro isocinético. Dados cinemáticos da marcha foram coletados por um sistema ativo de análise de movimento tridimensional. O padrão de acoplamento e sua estabilidade foram operacionalizados como a média absoluta da fase relativa (MARF – “mean absolute relative phase”) e a fase de desvio (DP – “deviation phase”) para os pares pelve-coxa e pelve-perna. **Resultados:** A análise de variância (ANOVA) mista revelou que após a intervenção: 1) houve aumento dos trabalhos concêntrico e excêntrico do quadril (fator “interação tempo/grupo” $p < 0,001$); 2) o padrão de acoplamento pelve-coxa se tornou mais “em fase” na fase de apoio completa e nos segundo e terceiro terços dessa fase da marcha, para ambos os grupos (fator tempo $p = 0,009$, $p = 0,002$, $p = 0,038$ respectivamente); 3) a estabilidade do acoplamento pelve-coxa aumentou nos segundo e terceiro terços da fase de apoio para ambos os grupos (fator tempo $p = 0,044$, $p = 0,028$, respectivamente). Na comparação intragrupo, pré-pós período de intervenção, contrastes pré-planejados indicaram 4) maior alteração da MARF pelve-coxa, no grupo intervenção, durante a fase de apoio completa (grupo intervenção: $p = 0,024$, $d_z = 0,427$, grupo controle: $p = 0,135$, $d_z = 0,322$) e no segundo terço da fase de apoio (grupo intervenção $p = 0,007$, $d_z = 0,618$, grupo controle $p = 0,073$, $d_z = 0,329$) e 5) maior alteração na DP pelve-coxa, no grupo intervenção, durante o segundo terço da fase de apoio (grupo intervenção: $p = 0,024$, $d_z = 0,406$, grupo controle $p = 0,577$, $d_z = 0,087$). A ANOVA não revelou diferença significativa no padrão ou na estabilidade do acoplamento pelve-perna após a intervenção. **Conclusão:** Os resultados sugerem que as alterações geradas pelo programa de fortalecimento tornaram o acoplamento pelve-coxa mais “em fase” e mais estável, entretanto não houve propagação distal desses efeitos.

Palavras-chave: Análise de marcha. Treinamento de força. Biomecânica. Membros inferiores. Fase relativa contínua. Acoplamento biomecânico.

ABSTRACT

The pattern and stability of couplings between segments can help to understand how the motor system organizes itself in the face of the task demands. Several studies have shown the relationship between couplings' patterns and stability with movement health, differentiating injured from healthy populations. Lower limb rehabilitation programs have successfully used hip and trunk strengthening protocols to cause distal changes. Non-local hip and trunk strength training effects probably occur due to the biomechanical coupling between segments. However, no studies demonstrate whether the coupling patterns or coupling stability can be changed, during task execution, following the strengthening of these muscles. Objective: This study aimed to verify the effect of a hip and trunk strengthening program on the pattern and stability of the coupling between the pelvis and thigh and pelvis and shank in the gait of healthy young women. Materials and method: Data from 52 subjects (27 in the control and 25 in the intervention groups) were analyzed in a controlled, non-randomized trial. The intervention group performed an eight-week hip and trunk strengthening training. Muscle performance was operationalized as the concentric and eccentric works and evaluated by an isokinetic dynamometer. An active three-dimensional motion analysis system collected kinematic gait data. The coupling pattern and stability were operationalized as the Absolute Mean Relative Phase (MARP) and Deviation Phase (DP) for the pelvis-thigh and pelvis-shank pairs. Results: The mixed analysis of variance (ANOVA) revealed that after the intervention: 1) the concentric and eccentric hip works increased (factor "interaction time/group" $p < 0.001$); 2) pelvis-thigh coupling pattern became more in-phase in the walking mid-stance for both groups during full, mid, and final stance (time factor $p = 0.009$, $p = 0.002$, $p = 0.038$ respectively); 3) pelvis-thigh coupling stability increased at middle and final stance (time factor $p = 0.044$, $p = 0.028$ respectively). Pre-post intervention period contrasts showed 4) greater pelvis-thigh MARP changes in the intervention group at entire stance (intervention group: $p = 0.024$, $d_z = 0.427$, control group: $p = 0.135$, $d_z = 0.322$) and mid-stance (intervention group: $p = 0.007$, $d_z = 0.618$, control group: $p = 0.073$, $d_z = 0.329$) and 5) greater pelvis-thigh DP changes at the intervention group at mid-stance (intervention group: $p = 0.024$, $d_z = 0.406$, control group $p = 0.577$, $d_z = 0.087$). ANOVA revealed no significant difference in the pattern or stability of the pelvis-shank coupling after the intervention. Conclusion: The results suggest that the hip strength and tissue changes produced by the strengthening program made the pelvis-thigh coupling more in-phase and more stable. There was no distal propagation of these effects.

Keywords: Gait analysis. Resistance training. Biomechanics. Lower limbs. Continuous relative phase. Biomechanical coupling.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Posição dos marcadores e sistemas de coordenadas dos segmentos	26
Figura 2 - Exercícios de fortalecimento dos músculos do quadril e do tronco	29

SUMÁRIO

PREFÁCIO.....	13
1 INTRODUÇÃO	14
1.1 O acoplamento e a sua estabilidade	15
1.2 A caracterização do acoplamento e sua relação com o movimento saudável ...	16
1.3 Os acoplamentos biomecânicos no plano transversal na marcha	18
1.4 Intervenções para modificar os acoplamentos biomecânicos do membro inferior	20
1.5 Objetivo	21
1.6 Hipóteses	21
2 MATERIAIS E MÉTODO	22
2.1 Participantes	22
2.2 Coleta de dados antropométricos e relativos aos critérios de inclusão	23
2.3 Coleta dos dados de força muscular	23
2.4 Coleta de dados cinemáticos da marcha	24
2.5 Protocolo de intervenção	26
2.6 Processamento e redução dos dados	30
2.7 Confiabilidade dos dados cinemáticos da marcha	31
2.8 Avaliação dos acoplamentos	31
2.9 Análise estatística.....	33
3 ARTIGO	34
4 CONSIDERAÇÕES FINAIS	68
REFERÊNCIAS	70

APÊNDICES..... 75

ANEXOS 79

PREFÁCIO

A presente dissertação foi elaborada utilizando o formato opcional do Programa de Ciências da Reabilitação da Universidade Federal de Minas Gerais. A primeira parte é composta pelas sessões: “Introdução” e “Materiais e método” em versão expandida. A introdução compreende uma revisão de literatura, problematização e estabelecimento dos objetivos e hipóteses do estudo. A sessão Materiais e método contém maior detalhamento dos procedimentos. A segunda parte foi escrita em formato de artigo conforme as regras da revista “Human Movement Science” (Print ISSN: 0167-9457, Online ISSN: 1872-7646). Após o artigo, segue a última sessão intitulada “Considerações finais”.

1 INTRODUÇÃO

Conforme o sistema motor se organiza para a execução de tarefas, os acoplamentos entre os segmentos corporais formam, ao longo do tempo, padrões suficientemente estáveis para que o indivíduo complete a tarefa com sucesso (TURVEY, 1990). A caracterização dos acoplamentos pode ser útil para compreender a diferença entre o movimento de indivíduos saudáveis e indivíduos com condições de saúde (CHIU; SHIU LING; LU; CHOU, 2010; CUNNINGHAM *et al.*, 2014; DELEO *et al.*, 2004; DESAI; GRUBER, 2020; DREWES *et al.*, 2009; GRIBBIN *et al.*, 2016; HAMILL *et al.*, 1999; HEIDERSCHEIT; HAMILL; VAN EMMERIK, 2002; HERB *et al.*, 2014; HU *et al.*, 2021; KURZ *et al.*, 2004; MILLER *et al.*, 2008; MUTCHLER *et al.*, 2020; POLLARD *et al.*, 2015; SEAY; VAN EMMERIK; HAMILL, 2011, 2014; VAN UDEN *et al.*, 2003). A identificação de mudanças nos padrões ou na estabilidade dos acoplamentos pode auxiliar a entender a organização do movimento e ajudar a identificar o retorno a um padrão de movimento saudável, por exemplo, na marcha de pessoas que se recuperam de cirurgias (CHIU; SHIU LING; LU; CHOU, 2010). Mas não existem estudos que identifiquem alterações nos padrões de acoplamento ou na sua estabilidade quando se trata de programas de reabilitação baseados em fortalecimento muscular. Programas de reabilitação de membros inferiores comumente se utilizam de exercícios de fortalecimento de músculos do quadril e de tronco (CHUTER; JANSE DE JONGE, 2012). Além dos efeitos locais, proximais, esses exercícios muitas vezes miram efeitos não locais, distais aos músculos que estão sendo fortalecidos (CHUTER; JANSE DE JONGE, 2012). O sucesso desse tipo de programa de reabilitação provavelmente se deve a propagação dos efeitos proximais através do acoplamento biomecânico entre os segmentos. Entretanto, não há estudos que investiguem os efeitos de um programa de fortalecimento de tronco e quadril sobre os padrões de acoplamento ou sobre a estabilidade dos acoplamentos, durante a marcha.

Ao longo da introdução será feita uma revisão de literatura em que serão introduzidos os conceitos de padrão de acoplamento e de estabilidade do acoplamento (sessão 1.1). Depois, serão trazidos exemplos de estudos que investigaram os padrões e a estabilidade dos acoplamentos em pessoas saudáveis e com condições ortopédicas,

em diversas atividades (sessão 1.2). Serão abordados os acoplamentos biomecânicos entre segmentos do membro inferior, no plano transversal, na marcha e a sua relação com a propulsão anterior do corpo (sessão 1.3). A seguir, serão expostos exemplos de estudos que manipularam esses acoplamentos obtendo alterações cinemáticas distantes do local da intervenção (sessão 1.4). E por fim, ainda na sessão 1.4, será trazido um exemplo de estudo que mostra o efeito de um programa de fortalecimento de músculos de quadril e de tronco sobre a cinemática da coxa e do joelho no plano transversal, em atividades com apoio unipodal. Durante essa revisão de literatura, será feita a identificação das lacunas de conhecimento sobre o efeito de programas de fortalecimento de quadril e de tronco nos acoplamentos do membro inferior, no plano transversal, da marcha. E finalmente, nas sessões 1.5 e 1.6, serão apresentados, respectivamente, o objetivo e hipóteses da pesquisa.

1.1 O acoplamento e a sua estabilidade

A conexão entre segmentos impõe restrições à movimentação do corpo humano e o padrão de acoplamento entre eles interfere na organização do sistema motor frente às demandas impostas pelas tarefas. A análise dos acoplamentos ajuda a compreender a organização dinâmica do movimento diante dessas restrições (HU *et al.*, 2021; TURVEY, 1990), possibilitando mensurar o quanto segmentos ou articulações se movem no mesmo sentido ou sentidos opostos, ao longo do tempo (DELEO *et al.*, 2004; LAMB; STÖCKL, 2014). Ferramentas de análise cunhadas por pioneiros da Teoria dos Sistemas Dinâmicos (KELSO; SCHÖNER, 1988; TURVEY, 1990) foram, ao longo dos anos, emprestadas por pesquisadores para responder a uma necessidade de representar em uma variável, a relação entre os segmentos ou articulações, ao longo do tempo (DELEO *et al.*, 2004). Essas ferramentas têm sido utilizadas especialmente para análises de acoplamentos entre segmentos ou articulações em atividades cíclicas, como, por exemplo, a marcha e a corrida (HU *et al.*, 2021). Os acoplamentos podem ser classificados em dois padrões: “em fase” ou “anti-fase”. Um acoplamento “em fase” significa que dois segmentos ou articulações estão se movendo num mesmo sentido, ao mesmo tempo. Enquanto um acoplamento “anti-fase” significa que eles estão se movendo em sentidos opostos (HU *et al.*, 2021; LAMB; STÖCKL, 2014). Durante atividades que envolvem movimentos cíclicos como

a marcha, o sentido do acoplamento (“em fase” ou “anti-fase”) muda ao longo do tempo, formando um padrão que aproximadamente se repete a cada ciclo de movimento, por exemplo, a cada passada.

Nessas atividades cíclicas, além de identificar em que momentos os segmentos ou articulações se acoplam “em fase” ou “anti-fase”, o nível de estabilidade desses acoplamentos tem sido analisado. A estabilidade dos acoplamentos, pode ser inferida a partir da sua variabilidade e pode estar associada, entre outros fatores, à saúde do movimento (BAIDA *et al.*, 2018; DESAI; GRUBER, 2020; HU *et al.*, 2021). Estudos indicam que há maior variabilidade dos acoplamentos em indivíduos lesionados, ou em pós-operatórios, o que revela instabilidade dos padrões de movimento (BAIDA *et al.*, 2018; CHIU, SHIU LING; LU; CHOU, 2010; CUNNINGHAM *et al.*, 2014; GRIBBIN *et al.*, 2016).

1.2 A caracterização do acoplamento e sua relação com o movimento saudável

Diversos estudos têm caracterizado os acoplamentos para distinguir entre padrões de movimento de pessoas saudáveis e de pessoas com diferentes condições de saúde (CHIU, SHIU LING; LU; CHOU, 2010; CUNNINGHAM *et al.*, 2014; DELEO *et al.*, 2004; DESAI; GRUBER, 2020; DREWES *et al.*, 2009; GRIBBIN *et al.*, 2016; HAMILL *et al.*, 1999; HEIDERSCHEIT; HAMILL; VAN EMMERIK, 2002; HERB *et al.*, 2014; HU *et al.*, 2021; KURZ *et al.*, 2004; MILLER *et al.*, 2008; MUTCHLER *et al.*, 2020; POLLARD *et al.*, 2015; SEAY; VAN EMMERIK; HAMILL, 2011, 2014; VAN UDEN *et al.*, 2003). Entre os estudos que distinguem características dos acoplamentos de populações lesionadas temos, por exemplo, o estudo de Kurz e colaboradores (KURZ *et al.*, 2004). Esses autores observaram que indivíduos que realizaram reconstrução do ligamento cruzado anterior (LCA) possuem acoplamentos de segmentos do membro inferior distintos dos sujeitos controle na marcha e na corrida. Na marcha do grupo com reconstrução do LCA, o acoplamento coxa-perna no plano sagital foi mais “em fase” e o perna-pé foi menos “em fase” que no grupo controle (KURZ *et al.*, 2004). Os autores discutem que essa alteração residual pode se tornar um fator de risco para o desenvolvimento futuro de osteoartrite no joelho (KURZ *et al.*, 2004). Os resultados podem indicar a necessidade de adoção de outras técnicas cirúrgicas capazes de

permitir aos sujeitos com reconstrução de LCA um padrão de movimento mais semelhante ao dos indivíduos saudáveis (KURZ *et al.*, 2004).

Em outro estudo, Chiu e colaboradores constataram que indivíduos com osteoartrite de quadril apresentam um padrão de acoplamentos no membro inferior, no plano sagital da marcha, diferente do grupo controle tanto no pré-operatório como após a artroplastia (CHIU, SHIU LING; LU; CHOU, 2010). As diferenças nos padrões de acoplamento reduziram ao longo do tempo, mas não foram eliminadas com 16 semanas de pós-operatório. A variabilidade dos acoplamentos reduz gradativamente após a cirurgia e deixa de ser estatisticamente diferente em 16 semanas (CHIU, SHIU LING; LU; CHOU, 2010). A redução paulatina da variabilidade dos acoplamentos no membro inferior pode ser interpretada como um aumento progressivo da estabilidade do padrão coordenativo (LAMB; STÖCKL, 2014) após o procedimento cirúrgico. Porém, os autores não discutem quais alterações neuro-musculoesqueléticas possibilitaram essa evolução após a cirurgia.

Cunningham e colaboradores (CUNNINGHAM *et al.*, 2014) investigaram alterações na variabilidade dos acoplamentos entre o joelho e o tornozelo de corredores com dor patelofemoral, em diversas fases do ciclo da corrida, comparando com controles. Diferente de estudos anteriores, os autores permitiram que os corredores atingissem intensidades de dor mais elevadas. A partir disso, eles observaram menor estabilidade em sete dos acoplamentos investigados. Mutchler e colaboradores (MUTCHLER *et al.*, 2020), por sua vez, observaram que a estabilidade dos acoplamentos de flexão de quadril/rotação de joelho e rotação de joelho/eversão do retopé reduziu após um período prolongado de corrida em sujeitos com dor patelofemoral (MUTCHLER *et al.*, 2020). Ambos os estudos convergem sobre o aumento da variabilidade dos acoplamentos na corrida das pessoas com dor patelofemoral. Entretanto, não é possível discernir se essa era uma característica pré-existente, que teve relação com o desenvolvimento da lesão ou se foi uma adaptação do sistema motor à presença da dor (CUNNINGHAM *et al.*, 2014). Um possível declínio na capacidade do quadril de lidar com a rotação e a adução da coxa, comum em pessoas com dor patelofemoral, permitiria que o joelho entrasse em valgismo dinâmico (CUNNINGHAM *et al.*, 2014). Fatores que afetam a estabilidade do joelho como a baixa capacidade de estabilização

proximal, podem, portanto, refletir numa instabilidade distal, representada pela maior variabilidade dos acoplamentos (CUNNINGHAM *et al.*, 2014).

Um estudo prospectivo sobre incidência de lesões por *overuse* em corredores revelou que aqueles que desenvolveram lesões ao longo de seis meses, tiveram maior frequência de episódios em que os acoplamentos esperados anatomicamente entre joelho, perna e tornozelo não ocorriam adequadamente (DESAI; GRUBER, 2020). Devido à configuração anatômica dos segmentos, é esperado que na primeira metade da fase de apoio da corrida o retropé realize eversão enquanto a perna roda medialmente e o joelho flexiona. Já na segunda metade espera-se que o retropé inverta, a perna rode lateralmente e o joelho realize extensão. Os autores identificaram uma redução na frequência de ocorrência do acoplamento esperado para os pares perna/tornozelo e joelho/perna no primeiro terço da fase de apoio e para o par joelho/tornozelo durante o segundo terço da fase de apoio da corrida. Adicionalmente, eles verificaram que a variabilidade dos acoplamentos foi mais elevada no início e no final da fase de apoio da corrida no grupo que se lesionou. Os autores defendem que é importante analisar tanto a adequação do acoplamento (i.e., se está em acordo ou em desacordo com o que é anatomicamente esperado) quanto a estabilidade desses acoplamentos. Segundo eles, a conjunção de acoplamentos inadequados com um aumento de variabilidade dos acoplamentos é que se configurou como indicativo de risco de lesão (DESAI; GRUBER, 2020).

1.3 Os acoplamentos biomecânicos no plano transversal na marcha

Vários estudos que envolvem a caracterização dos acoplamentos na marcha se restringem a análises no plano sagital (BYRNE *et al.*, 2002; CHIU, SHIU LING; LU; CHOU, 2010; CHIU, SHIU-LING; CHANG; CHOU, 2015; IPPERSIEL; SHAH; DIXON, 2022; KURZ *et al.*, 2004). Entretanto, o acoplamento entre a pelve e a coxa e perna no plano transversal desempenha um papel importante durante a propulsão anterior do corpo (FONSECA *et al.*, 2007; PREECE *et al.*, 2008; SOUZA *et al.*, 2016). Entre outras funções, esse acoplamento pode contribuir para a supinação do pé na fase de impulsão (FONSECA *et al.*, 2007; SOUZA *et al.*, 2016). Após a resposta à carga, quando o membro inferior de trás entra em balanço, a pelve segue realizando uma

rotação anterior no plano transversal, a qual é combinada ao movimento pendular do membro em balanço (FONSECA *et al.*, 2007). Conforme a pelve roda sobre a coxa do membro em apoio em cadeia fechada, o quadril desse membro vai rodando medialmente até que os tecidos póstero-laterais dessa articulação impõem resistência à rotação anterior da pelve e, então, a pelve e coxa passam a rodar juntas (acopladas “em fase”), acompanhando a rotação lateral da coxa (FONSECA *et al.*, 2007). A perna, por sua vez, também acompanha o movimento dos segmentos proximais pelve e coxa, rodando lateralmente, uma vez que, durante o apoio médio, o joelho está estendido (FONSECA *et al.*, 2007). Anatomicamente, a rotação entre os segmentos coxa e perna fica limitada pela posição de ajuste fixo do joelho, o que permite que o movimento proximal se propague no plano transversal por todo o membro inferior (FONSECA *et al.*, 2007). Esse movimento de rotação lateral da perna contribui para a supinação do pé em apoio, por meio do acoplamento anatômico na articulação subtalar (DONATELLI, 1985; FONSECA *et al.*, 2007; SOUZA *et al.*, 2016). Ou seja, durante as fases de apoio médio e terminal na marcha, o movimento de rotação da pelve pode ser propagado como rotação lateral da coxa e da perna e como supinação do pé através do acoplamento entre esses segmentos (FONSECA *et al.*, 2007; PREECE *et al.*, 2008; SOUZA *et al.*, 2016).

O acoplamento entre os segmentos pelve, coxa e perna no plano transversal e retropé no plano frontal foi teorizado da década de 1970 a partir de estudos anatômicos (DONATELLI, 1985). Desde então, diversos pesquisadores têm se dedicado a testá-los durante atividades funcionais (CHUTER; JANSE DE JONGE, 2012; DADFAR *et al.*, 2021; HAFER; BOYER, 2018; HORNESTAM *et al.*, 2021; KOSHINO *et al.*, 2017; NESTER, 2000; RESENDE *et al.*, 2015; SOUZA *et al.*, 2010). O acoplamento “em fase” entre a rotação medial/lateral da perna e eversão/inversão do retropé durante a marcha e corrida foi observado em diversos estudos (DADFAR *et al.*, 2021; HAFER; BOYER, 2018; KOSHINO *et al.*, 2017). Porém, apesar de ter sido recentemente investigada, permanece controversa a existência de acoplamentos entre segmentos ou articulações distais (perna, pé ou tornozelo) e segmentos ou articulações proximais (pelve, coxa ou quadril), durante a marcha (DADFAR *et al.*, 2021; HORNESTAM *et al.*, 2021; RESENDE *et al.*, 2015; SOUZA *et al.*, 2010). Souza e colaboradores (SOUZA *et al.*, 2010) por meio da análise de correlação cruzada, demonstraram uma

associação entre a rotação do quadril e a rotação da perna e entre a rotação do quadril e os movimentos de inversão/eversão do pé durante a marcha de pessoas saudáveis. Entretanto, o padrão de acoplamento entre esses segmentos parece ser menos “em fase” em amostras de indivíduos com disfunções de movimento, como por exemplo, em adolescentes com valgismo dinâmico de joelho (DADFAR *et al.*, 2021).

1.4 Intervenções para modificar os acoplamentos biomecânicos do membro inferior

Estudos transversais são limitados para estabelecer quais fatores podem modificar os acoplamentos entre os segmentos do membro inferior. Portanto, estudos com manipulações de características distais ou proximais foram desenvolvidos para revelar ou alterar esses acoplamentos. Nessa perspectiva, dispositivos externos foram utilizados para modificar a posição e/ou o movimento dos segmentos dos membros inferiores (HORNESTAM *et al.*, 2021; RESENDE *et al.*, 2015; SOUZA *et al.*, 2016). Intervenções com manipulações distais como o uso de um calçado adaptado para induzir uma pronação excessiva do pé (HORNESTAM *et al.*, 2021; RESENDE *et al.*, 2015) ou manipulações proximais como a fixação de faixas elásticas em formato de espiral, da pelve à perna para induzir uma rotação lateral do membro (SOUZA *et al.*, 2016) são exemplos desses estudos. Nesses estudos foram observadas alterações cinemáticas de segmentos adjacentes e não adjacentes aos manipulados tanto no sentido distal-proximal (HORNESTAM *et al.*, 2021; RESENDE *et al.*, 2015), quanto no sentido proximal-distal (SOUZA *et al.*, 2016), o que sugere uma alteração nos padrões de acoplamento entre os segmentos. No entanto, eles não utilizaram métodos para caracterizar o padrão (“em fase” ou “anti-fase”) ou a estabilidade dos acoplamentos. Além disso, ainda é necessário investigar a possibilidade de alterar os acoplamentos por meio de intervenções que gerem modificações intrínsecas do indivíduo (e.g., programa de fortalecimento muscular).

Programas de fortalecimento de músculos do quadril e do tronco podem gerar efeitos sobre a movimentação de segmentos ou articulações distais durante a execução de tarefas (ARAÚJO *et al.*, 2017; BALDON *et al.*, 2012; CRUZ *et al.*, 2019). Diversos protocolos de reabilitação de lesões de membros inferiores que incluem exercícios de fortalecimento proximal têm sido implementados com sucesso (CHUTER; JANSE DE

JONGE, 2012; LACK *et al.*, 2015; SMITH, BRENT I.; CURTIS; DOCHERTY, 2018). Esses efeitos distais ao local da intervenção provavelmente ocorrem devido à modificação no acoplamento entre a pelve e os segmentos do membro inferior. O processo de hipertrofia muscular, decorrente de um treinamento de força, além de gerar aumento na capacidade contrátil, também aumenta a área de secção transversa do músculo e a espessura das fibras do tecido conectivo que o envolvem (JORGENSEN; PHILLIPS; HORNBERGER, 2020; KJAER *et al.*, 2015). No quadril, essas alterações podem favorecer um melhor alinhamento do membro inferior durante atividades com apoio unipodal (ARAÚJO *et al.*, 2017; BALDON *et al.*, 2012; CRUZ *et al.*, 2019). Baldon e colaboradores demonstraram que um programa de fortalecimento com exercícios de tronco e quadril foi capaz de alterar o alinhamento da coxa no plano transversal em atividades de agachamento e salto unipodais, aumentando a rotação lateral da coxa e reduzindo o valgismo dinâmico do joelho (BALDON *et al.*, 2012). Esse resultado sugere que o fortalecimento dos músculos da pelve e do tronco possa tornar o acoplamento entre a pelve e a coxa mais “em fase” alterando os movimentos dos segmentos dos membros inferiores.

Apesar do grande interesse sobre o tema, medidas de acoplamento entre esses segmentos ainda não foram adequadamente realizadas. Assim, o papel de programas de fortalecimento do quadril e tronco na modificação do acoplamento entre os segmentos do membro inferior durante a marcha ainda é desconhecido.

1.5 Objetivo

O presente estudo teve o objetivo de investigar se um programa de fortalecimento de tronco e quadril é capaz de alterar o acoplamento pelve-coxa e pelve-perna, no plano transversal, na fase de apoio da marcha de mulheres saudáveis.

1.6 Hipóteses

A hipótese do estudo foi que alterações fisiológicas e teciduais, provocadas pelo processo de hipertrofia dos músculos e tecidos conectivos póstero-laterais do quadril, potencializariam o acoplamento “em fase” entre a pelve e a coxa, durante a fase de

apoio da marcha. Além disso, era esperado que esse padrão mais “em fase” se propagasse distalmente tornando o acoplamento entre a pelve e a perna mais “em fase”. Especificamente, um programa de fortalecimento que resulte em músculos mais fortes e mais rígidos poderia aumentar a resistência contra a rotação medial do quadril tanto ativamente, via contração muscular, como passivamente por meio do tracionamento de tecidos mais rígidos, tornando o acoplamento entre a pelve e os segmentos do membro inferior mais “em fase”.

2 MATERIAIS E MÉTODO

O presente trabalho apresenta uma análise secundária de dados previamente coletados num estudo experimental, controlado, não aleatorizado (ARAÚJO *et al.*, 2017; CRUZ *et al.*, 2019). O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais (CAAE – 0427.0.203.000-11) e todas as participantes assinaram termo de consentimento livre e esclarecido.

2.1 Participantes

A amostra foi composta de mulheres jovens saudáveis, recrutadas por conveniência na comunidade acadêmica e nos arredores da universidade. Os critérios de inclusão foram ser do sexo feminino, ter entre 18 e 35 anos, possuir índice de massa corporal (IMC) de até 25 kg/m², não possuir histórico de lesões ou sintomas musculoesqueléticos nos últimos três meses, não estar praticando atividade física durante os últimos três meses, possuir amplitude de rotação medial de quadril entre 34° e 71° e de rotação lateral de quadril entre 25° e 56°. Esses valores de amplitude de rotação de quadril foram utilizados, uma vez que são os descritos como de referência para normalidade (SVENNINGSEN *et al.*, 1989). Os critérios de exclusão foram não comparecer a mais que 20% nas sessões do protocolo de intervenção, apresentar dores durante os testes ou não ser capaz de realizá-los. Diante da dificuldade em recrutar voluntárias com disponibilidade para realizar o protocolo três vezes por semana durante oito semanas, foi decidido que as voluntárias poderiam optar pela alocação que desejassem: grupo intervenção ou grupo controle. Para todas as variáveis dependentes, apenas um dos membros inferiores foi avaliado sendo que

em alguns casos foi o direito e em outros foi o esquerdo. O critério de escolha do lado a ser avaliado teve relação com variáveis investigadas em outros braços desse estudo que incluíam o desempenho na atividade de descida do degrau (analisado o lado de pior desempenho) (ARAÚJO *et al.*, 2017) e comparação entre mulheres com maior e menor varismo antepé-perna (analisado o lado com maior varismo, no subgrupo de varismo grande e de menor varismo no subgrupo de varismo pequeno) (CRUZ *et al.*, 2019).

2.2 Coleta de dados antropométricos e relativos aos critérios de inclusão

A massa e a altura das participantes foram mensuradas com uma balança digital com altímetro e o IMC foi calculado como a razão entre a massa (kg) e o quadrado da altura (m). As medidas de amplitudes de rotações medial e lateral do quadril foram realizadas como descrito por Carvalhais e colaboradores (CARVALHAIS *et al.*, 2011) e Cruz e colaboradores (CRUZ *et al.*, 2019). Em linhas gerais, as voluntárias foram posicionadas em decúbito ventral numa maca, tendo a pelve estabilizada por faixas de velcro. O joelho do lado a ser examinado foi mantido numa flexão de 90° enquanto o examinador permitiu que a perna descesse passivamente a favor da gravidade rodando a coxa medialmente ou lateralmente até que os tecidos do quadril freassem o movimento. A medida foi realizada com um inclinômetro analógico posicionado 5 cm distal à tuberosidade da tíbia. A média de três repetições de cada um desses testes foi utilizada para verificar se a amplitude estava dentro da faixa de estabelecida.

2.3 Coleta dos dados de força muscular

Apesar dos desfechos primários serem os acoplamentos e a estabilidade dos acoplamentos pelve-coxa e pelve-perna, a força muscular dos rotadores laterais do quadril também foi mensurada antes e depois do programa de fortalecimento. A força muscular no quadril pode ser um dos fatores associados aos padrões e à variabilidade dos acoplamentos do membro inferior (SMITH, JO ARMOUR; POPOVICH; KULIG, 2014). O desempenho dos músculos rotadores laterais do quadril foi avaliado por meio de um dinamômetro isocinético (Biodex 3 Pro, Biodex Medical Systems, Shirley, USA). As participantes foram posicionadas em decúbito ventral, com flexão de 90° do joelho

do lado a ser avaliado. Para estabilizar a pelve e o tronco foram utilizados um cinto em torno da pelve e uma alça para segurar com as mãos, ambos presos à cadeira do equipamento. A tuberosidade da tíbia foi alinhada com o eixo do equipamento e a parte distal da perna foi fixada na alavanca do equipamento. Para definição da posição neutra de rotação do quadril utilizou-se como referência a posição vertical da margem anterior da tíbia verificada com um inclinômetro analógico. Os torques concêntrico e excêntrico foram avaliados entre 20° de rotação lateral e 30° de rotação medial, numa velocidade angular de 30°/s. Para familiarização, foram executadas cinco repetições submáximas em cada sentido (rotação medial e lateral). Para força máxima, foram realizadas três séries de cinco repetições em cada sentido com estímulo verbal padronizado. O torque produzido pela alavanca sem ação da participante foi registrado para utilização no processamento dos dados.

2.4 Coleta de dados cinemáticos da marcha

As participantes caminharam descalças sobre uma esteira elétrica ProAction G635 Explorer (BH Fitness – Vitoria-Gasteiz, Alava – Espanha) sem aumento na sua inclinação e os dados coletados pelo sistema de análise de movimento tridimensional Codamotion (Charnwood Dynamics, Rothley, Inglaterra). Agrupamentos (clústeres) de três marcadores ativos foram utilizados para o rastreamento dos segmentos perna, coxa e pelve. Um marcador no antepé e um no retropé foram usados para rastrear o movimento do pé com fins de delimitação da fase de apoio. Três unidades de captura de movimento do sistema Codamotion foram posicionadas em torno da esteira sendo uma à frente e duas póstero-laterais. O sistema de coordenadas do software foi alinhado com o sistema de coordenadas do laboratório e os clústeres foram posicionados na pelve e em um dos membros inferiores (figura 1).

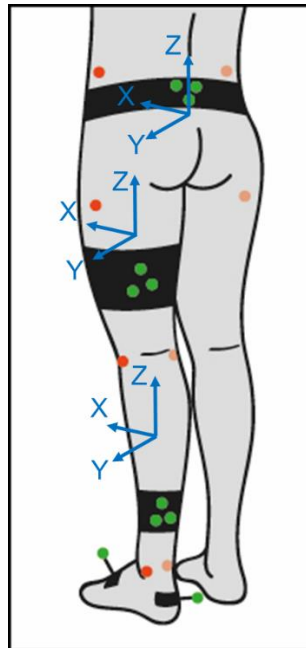
O examinador assinalou os locais dos marcadores anatômicos na pele da participante com uma caneta hidrográfica. Foram utilizados para cada segmento dois marcadores proximais e dois marcadores distais (HAMILL; SELBIE; KEPPLER, 2013) (Figura 1). Com a participante no centro da área de coleta, a localização dos marcadores anatômicos foi registrada com a ponteira (*pointer*) do sistema Codamotion. Esse procedimento serve para informar ao sistema as distâncias e posições relativas entre

os marcadores anatômicos (que delimitam o tamanho e a posição dos segmentos) e os marcadores ativos que rastreiam o movimento de cada segmento. Essas informações são necessárias para a implementação do modelo biomecânico após a coleta estática.

Para a coleta estática, as voluntárias foram solicitadas a realizar uma marcha estacionária por alguns segundos, parando numa posição espontânea sobre uma folha de papel. O contorno dos pés foi registrado para permitir a reprodução da posição durante a reavaliação. Após o posicionamento, foi realizada uma coleta estática por cinco segundos. Antes das coletas dinâmicas, a voluntária selecionou sua velocidade confortável de marcha na esteira pedindo para aumentar ou diminuir a velocidade da esteira. Para garantir que essa era sua velocidade habitual, após a familiarização com a velocidade escolhida, os examinadores elevaram e depois reduziram a velocidade em 0,5 km/h questionando sobre o conforto.

Conforme a resposta, ajustes foram realizados e a velocidade foi registrada para reutilização na reavaliação. A coleta dinâmica foi realizada numa frequência de aquisição de 100 Hz e compreendeu trinta ciclos de marcha consecutivos. As voluntárias foram orientadas a olhar para frente e a não realizar outros movimentos com os membros superiores além do balanceio natural. Nos casos de desequilíbrio na esteira ou de movimentos imprevistos dos membros superiores, a coleta foi repetida.

Figura 1. Posição dos marcadores e sistemas de coordenadas dos segmentos



Em verde estão representados os marcadores de rastreamento dos segmentos pelve, coxa, perna, retopé e antepé. Pelve: sobre o sacro, abaixo da linha que liga as espinhas ilíacas pósterio-superiores (CRUZ *et al.*, 2019). Coxa: Faixa dois dedos acima do polo superior da patela com cluster na face lateral da coxa (ARAÚJO *et al.*, 2017). Perna: Cluster na face pósterio-lateral, abaixo do ventre do gastrocnêmio (ARAÚJO *et al.*, 2017). Retopé: Na face posterior do calcâneo (LEARDINI *et al.*, 2007). Antepé: Entre o 2^o e o 4^o metatarsos, imediatamente proximal à linha que une as cabeças dos metatarsos (ARAÚJO *et al.*, 2017). Em vermelho estão representados os marcadores anatômicos do modelo biomecânico. Pelve: Ponto mais superior da crista ilíaca e trocânter maior do fêmur bilateralmente (ARAÚJO *et al.*, 2017). Coxa: trocânter maior e epicôndilos lateral e medial do fêmur (ARAÚJO *et al.*, 2017). Perna: epicôndilos lateral e medial do fêmur e maléolos lateral e medial (MANAL *et al.*, 2000). As setas representam os sistemas de coordenadas (ântero-posterior-X, látero-lateral-Y e súpero-inferior-Z). Fonte: Elaboração própria.

2.5 Protocolo de intervenção

O protocolo de intervenção consistiu num programa com exercícios isotônicos de fortalecimento dos músculos do quadril e do tronco e de um exercício global para essas regiões em cadeia fechada. Todos os exercícios foram executados bilateralmente. Os instrumentos utilizados para a realização dos exercícios foram: aparelho de musculação (*cross-over*), tornozeleiras e colete acopláveis ao *cross-over*, caneleiras de peso, uma maca, banco de ferro, colchonete, travesseiros e faixas com velcro para estabilização de segmentos. A duração do programa de fortalecimento foi de oito semanas com três sessões semanais. A carga dos exercícios foi estabelecida numa faixa entre 70% e 80% de uma repetição máxima (RM) (AMERICAN COLLEGE

OF SPORTS MEDICINE POSITION STAND, 2009), sendo que a partir da quinta semana a carga excêntrica dos exercícios de fortalecimento de rotadores laterais do quadril e do glúteo médio passou para a faixa de 90% a 100% de 1RM concêntrica (COLSON *et al.*, 1999; MARTIN; MARTIN; MORION, 1995). Para que a RM fosse determinada, o examinador observou ausência de movimentos compensatórios. Em cada sessão, foram realizadas três séries com oito a nove repetições de cada exercício sendo que a carga foi aumentada de 5% a 10% sempre que a participante foi capaz de realizar três séries de 9 repetições sem compensações por duas sessões consecutivas (AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE POSITION STAND, 2009). As repetições foram realizadas em amplitude completa, com velocidade moderada e foi estabelecido um tempo de descanso de um minuto entre as séries (AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE POSITION STAND, 2009).

Descrição dos exercícios (Figura 2):

A – Rotadores laterais do quadril: Posição inicial: Decúbito ventral, com o joelho fletido a 90° e a perna alinhada com o *cross-over*. Movimento solicitado: Rodar lateralmente o quadril, puxando o cabo da tornozeleira contra a resistência do equipamento (Figura 2-A) (ARAÚJO *et al.*, 2017).

B - Glúteo médio (priorizando a porção posterior): Posição inicial: Decúbito lateral, com a cabeça num travesseiro e com o quadril e o joelho infralaterais fletidos a 45° e 90°, respectivamente e o membro inferior supralateral com o joelho totalmente estendido e o quadril levemente estendido e rodado lateralmente. Movimento solicitado: Abduzir o quadril supralateral contra o peso de caneleiras fixadas na porção distal da perna, mantendo a pelve estável. Quando a voluntária não foi capaz de estabilizar a pelve, o aplicador realizou estabilização manual (Figura 2-B) (ARAÚJO *et al.*, 2017).

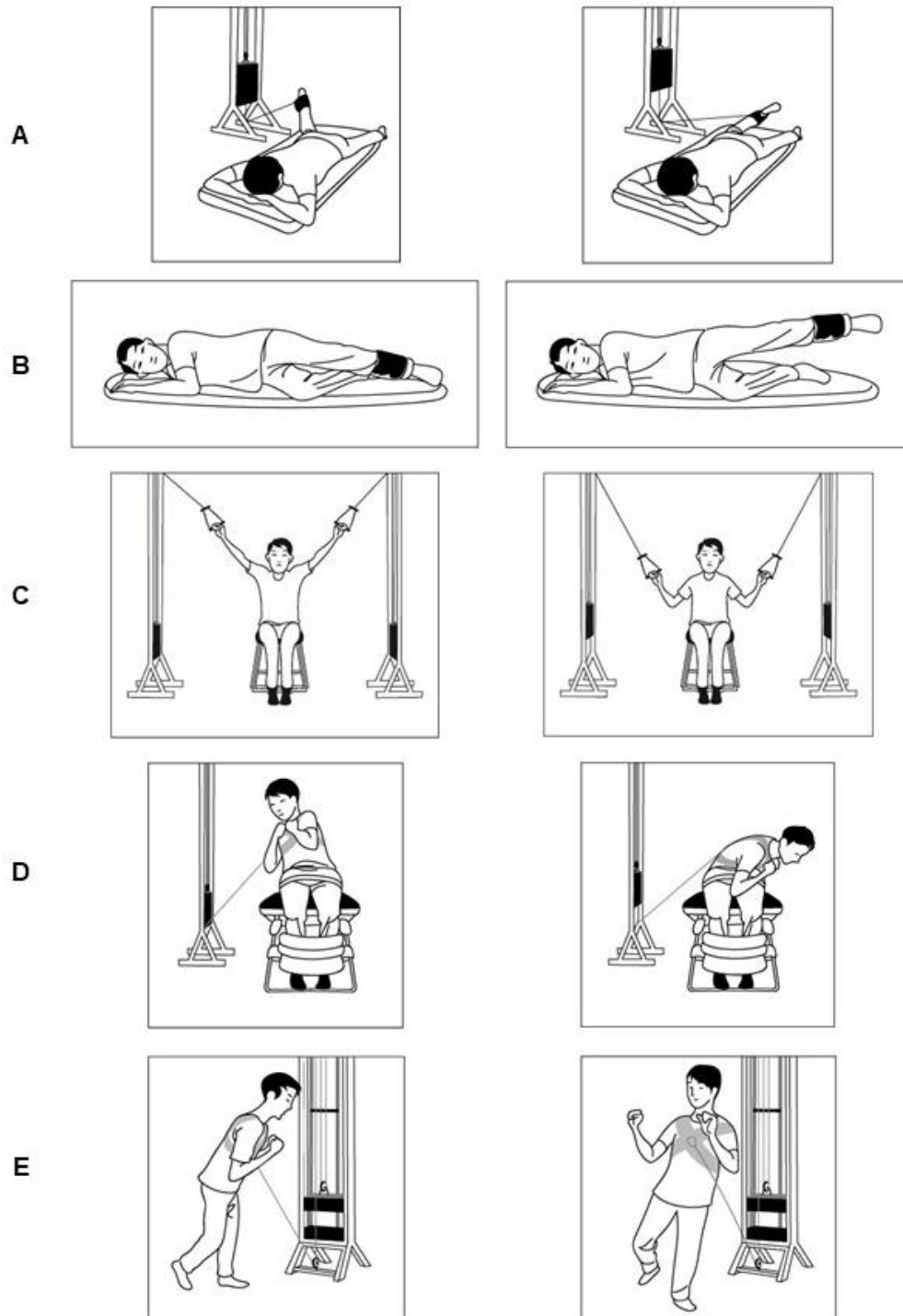
C – Latíssimo do dorso: Posição inicial: Sentada no banco de metal, no centro do aparelho de *cross-over* com as alças alinhadas lateralmente ao tronco e com ombros abduzidos numa diagonal alta. Movimento solicitado: Mantendo as palmas das mãos voltadas para frente, puxar as alças deprimindo as escápulas, aduzindo os ombros e

fletindo os cotovelos, sem perder a depressão escapular (Figura 2-C) (ARAÚJO *et al.*, 2017).

D - Abdominais oblíquos e quadrado lombar: Posição inicial: Sentada num banco de metal à frente do aparelho de *cross-over* com os membros inferiores fixados com faixas de velcro (travesseiros foram utilizados para o conforto da participante, quando necessário). Colete conectado dorsalmente a uma alça do equipamento. Movimento solicitado: mover o tronco em flexão, rotação e leve flexão lateral, mantendo a coluna lombar fletida para evitar compensações (Figura 2-D) (ARAÚJO *et al.*, 2017).

E - Rotadores laterais e extensores de quadril e tronco em cadeia cinemática fechada: Posição inicial: O colete posicionado com a alça para frente e a voluntária de lado para uma das colunas do equipamento, em ortostatismo, em apoio unipodal, com o tronco inclinado para frente e o quadril do membro em apoio fletido e rodado medialmente. Movimento solicitado: extensão e rotação lateral do quadril associadas com rotação do tronco. Em caso de desequilíbrio foi permitido tocar o equipamento com uma das mãos evitando movimentos compensatórios. Devido à dificuldade na execução do exercício, só foi acrescentada carga a partir da quinta semana. Antes disso, foi utilizada carga mínima de 5 kg para treinamento da execução correta do movimento (Figura 2-E) (ARAÚJO *et al.*, 2017).

Figura 2 - Exercícios de fortalecimento dos músculos do quadril e do tronco



(A) Rotadores laterais do quadril; (B) Glúteo médio; (C) Latíssimo do dorso; (D) Abdominais oblíquos e quadrado lombar; (E) Rotadores laterais e extensores de quadril e tronco. Fonte: Elaboração própria.

2.6 Processamento e redução dos dados

A força muscular foi operacionalizada como os trabalhos concêntrico e excêntrico realizados durante as medidas com o dinamômetro isocinético. O trabalho foi definido como a área sob a curva torque-deslocamento angular e medido em Joules (J) para cada repetição do teste. Foi considerado o maior valor de cada série de cinco repetições. Para as análises estatísticas, foi utilizada a média dos três valores máximos obtidos.

Para análise dos dados cinemáticos, 30 fases de apoio válidas foram processadas por sujeito. Entretanto, um sujeito do grupo intervenção e dois sujeitos do grupo controle não possuíam 30 fases de apoio válidas devido à problemas de captura, por isso, para esses três indivíduos foram utilizadas 29 fases de apoio, de ciclos consecutivos. Para que a fase de apoio fosse considerada válida, a trajetória dos marcadores deveria ser suave e não conter lacunas após a interpolação. Foi realizada interpolação polinomial para as lacunas de até dez quadros no Visual3D (C-Motion, Inc, Rockville, Maryland, EUA). Para lacunas maiores que dez quadros o arquivo foi exportado para o *software* Qualisys Track Manager (Qualisys AB, Suécia, v 2020.2) no qual foi feita interpolação relacional, baseada no movimento de uma marca estável do mesmo cluster daquela que tinha lacunas de trajetória.

Os sinais obtidos foram filtrados no Visual3D a 6Hz (WINTER, 2009) com filtro passa baixa Butterworth de quarta ordem e foi implementado um modelo biomecânico com seis graus de liberdade, a partir dos dados da coleta estática. Para a criação do sistema de coordenadas da perna foram utilizados o ponto médio entre os maléolos e ponto médio entre os epicôndilos femorais para determinação do eixo longo. O eixo médio-lateral desse segmento foi criado utilizando os mínimos quadrados da distância entre os quatro marcadores (MANAL *et al.*, 2000). O eixo súpero-inferior da coxa foi criado a partir da linha formada pelo ponto médio entre os epicôndilos femorais e o centro articular do quadril (1/4 da distância entre os dois trocânteres femorais). Já o eixo médio-lateral da coxa utilizou a linha que conecta os epicôndilos femorais (ARAÚJO *et al.*, 2017). Para o segmento pelve, o eixo súpero-inferior teve como

referências os pontos médios entre os trocânteres femorais e entre os ápices das cristas ilíacas. Seu eixo médio-lateral foi criado utilizando os mínimos quadrados da distância entre os quatro marcadores (ARAÚJO *et al.*, 2017). Os eixos ântero-posteriores dos três segmentos foram criados ortogonais aos outros dois eixos (ARAÚJO *et al.*, 2017; MANAL *et al.*, 2000).

Para delimitar a fase de apoio, os eventos de contato inicial e retirada dos artelhos foram determinados respectivamente pela posição mais anterior do marcador do retropé e mais posterior do marcador do antepé no sistema de coordenadas global (CRUZ *et al.*, 2019). Os movimentos angulares da pelve, da coxa e da perna no plano transversal foram normalizados pela postura relaxada dos sujeitos e a duração da fase de apoio foi normalizada para 101 pontos. Os ângulos segmentares das fases de apoio foram exportados para arquivos .txt.

2.7 Confiabilidade dos dados cinemáticos da marcha

Os dados da amostra completa foram coletados por duas avaliadoras em dois períodos consecutivos do estudo, conforme a padronização dos procedimentos (Sessão 2.4). Para avaliar a confiabilidade dos ângulos da pelve, da coxa e da perna no plano transversal, os coeficientes de correlação múltipla (CMC) foram calculados para as séries temporais angulares desses segmentos. Os cálculos foram realizados sobre trinta passadas de cada sujeito, em dois estudos de confiabilidade intra-examinador independentes. No primeiro estudo ($n = 15$) os valores de CMC foram de 0,86 para a pelve, 0,95 para coxa e 0,86 para a perna. No segundo estudo ($n = 10$) os valores de CMC foram de 0,85 para a pelve, 0,94 para a coxa, e 0,85 para a perna. Valores entre 0,85 e 0,95 podem ser interpretados como uma confiabilidade “muito boa” (GAROFALO *et al.*, 2009).

2.8 Avaliação dos acoplamentos

A mensuração dos acoplamentos foi feita no software MATLAB (Mathworks, Natick, MA, EUA). Os acoplamentos entre os segmentos pelve-coxa e pelve-perna no plano transversal foram calculados para cada fase de apoio por meio da fase relativa

contínua, conforme descrito por Lamb e Stöckl (LAMB; STÖCKL, 2014). Para o cálculo das fases relativas, as seguintes etapas foram realizadas: (a) centralização da amplitude do sinal em torno do zero, (b) criação de sinais analíticos a partir do sinal original através da transformação de Hilbert, (c) cálculo do ângulo de fase utilizando o sinal analítico e (d) cálculo da fase relativa contínua (ângulo de fase distal menos o ângulo de fase proximal) (LAMB; STÖCKL, 2014). A utilização dos sinais analíticos criados pela transformação de Hilbert é adequada para lidar com sinais não sinusoidais como os do movimento angular dos segmentos do membro inferior na marcha (LAMB; STÖCKL, 2014). Para construir curvas sem descontinuidades, os valores de fase relativa maiores que 180 foram subtraídos de 360, de forma que eles variaram entre 0 e 180 graus (LAMB; STÖCKL, 2014). Zero grau é interpretado como um acoplamento completamente “em fase” e 180° como um acoplamento completamente “anti-fase”. Um acoplamento “em fase” significa que os dois segmentos analisados estão se movendo no mesmo sentido e um acoplamento “anti-fase” significa que eles estão se movendo em sentidos opostos, simultaneamente.

A curva média e a curva do desvio padrão da fase relativa contínua foram calculadas para cada indivíduo e divididas em três terços de 33 ou 34 pontos cada, para o cálculo das variáveis desfecho média absoluta da fase relativa (MARF - “mean absolute relative phase”) e fase de desvio (DP - “deviation phase”). Para essas medidas foram operacionalizados quatro períodos: fase de apoio completa, primeiro terço, segundo terço e terceiro terço da fase de apoio. MARF e DP foram usadas para representar o padrão de acoplamento e sua estabilidade, respectivamente. MARF foi calculada como o valor médio da fase relativa contínua de cada período e DP foi calculada como a média do desvio padrão da fase relativa contínua de cada período da fase de apoio (HU *et al.*, 2021). Valores de MARF mais baixos (próximos de 0°) significam que o padrão de acoplamento foi mais “em fase”. Valores de MARF mais altos (mais próximos de 180°) significam que o padrão de acoplamento foi mais “anti-fase”. Valores de DP mais altos significam maior variabilidade e, portanto, menor estabilidade. Valores de DP mais baixos significam menor variabilidade e, portanto, maior estabilidade.

2.9 Análise estatística

Para as análises, foram utilizados os softwares Stata (versão 14, StataCorp LP, EUA) , SPSS (versão 26, IBM, EUA) e G*Power (versão 3.1.9.6, Franz Faul, Universidade Kiel, Alemanha). Como os grupos não tiveram alocação aleatória, foi feita uma comparação estatística entre eles para verificar se eles eram semelhantes para variáveis de caracterização (idade, massa corporal, altura, IMC, velocidade de marcha) e para as variáveis desfecho (MARF, DP e trabalhos concêntrico e excêntrico) no período pré intervenção. O teste de Shapiro-Wilk foi aplicado para verificar a normalidade dos dados. Quando a distribuição foi normal utilizou-se o teste T independente e foram reportadas as médias e os desvios padrão e quando a distribuição não foi normal foi utilizado o teste Mann Whitney U e foram reportadas as medianas e os intervalos interquartis.

Análise de variância (ANOVA) mista com um nível fatorial (grupo) e um nível de medidas repetidas (tempo) foi realizada para cada variável dependente (MARF, DP, Trabalho Concêntrico e Trabalho Excêntrico). Os tamanhos de efeito dos fatores “grupo”, “tempo” e “interação grupo-tempo” foram calculados e interpretados como pequeno, médio ou grande caso o η^2 quadrado parcial fosse maior que 0,01, 0,06 e 0,14, respectivamente (COHEN, 1988).

De acordo com a hipótese de que a intervenção tornaria os acoplamentos mais “em fase” e mais estáveis apenas no grupo intervenção, contrastes pré-planejados (com correção de Sidak) foram estabelecidos para a comparação intra-grupo (pré-pós intervenção). O d_z de Cohen foi usado para verificar o tamanho de efeito dos contrastes, sendo que efeitos pequenos, médios e grandes foram interpretados a partir de valores de d_z maiores que 0,20, 0,50 e 0,80, respectivamente (COHEN, 1988). Para todas as análises, foi estabelecido um nível de significância (α) de 0,05.

3 ARTIGO

TITLE: Effect of a trunk and hip strengthening program on pelvis-thigh and pelvis-shank couplings in the transverse plane during walking of healthy young females

Lilian Marques Oliveira ^a, Thales Resende de Souza ^a, Vanessa Lara Araújo ^a, Priscila Albuquerque Araújo ^a, Aline de Castro Cruz ^a, Sérgio Teixeira da Fonseca ^{a*}

*Corresponding author at:

Universidade Federal de Minas Gerais, Graduate Program of Rehabilitation Sciences, Department of Physical Therapy, Av. Presidente Antônio Carlos, 6627, Campus Pampulha, CEP 31270-901, Belo Horizonte, MG, Brazil. Phone: +55 31 3409 4783; Fax: +55 31 3409 4781. E-mail adress: sfonseca@ufmg.br

HIGHLIGHTS

- A trunk and hip strengthening program makes pelvis-thigh coupling more in-phase and stable during walking.
- A trunk and hip strengthening program alone cannot modify the pelvis-shank coupling pattern or its stability during walking.

ABSTRACT

Hip and trunk muscle strengthening impacts distal body segments' motion during daily tasks. This effect probably occurs due to the biomechanical coupling between segments. **Objective:** This study aimed to verify the effect of hip and trunk muscle strengthening on the pattern and stability of the coupling between the pelvis and thigh and between the pelvis and shank during walking of healthy young females. **Materials and method:** Data from 52 females (27 in the control and 25 in the intervention groups) were analyzed in a controlled, non-randomized trial. The intervention group performed an eight-week hip and trunk strengthening training. The impact of this training on muscle performance was investigated as concentric and eccentric works, evaluated by an isokinetic dynamometer. The walking kinematic was assessed with an active three-dimensional motion analysis system. The coupling pattern and stability were

operationalized as the Absolute Mean Relative Phase (MARP) and Deviation Phase (DP) for the pelvis-thigh and pelvis-shank pairs. **Results:** The mixed analysis of variance (ANOVA) revealed that after the intervention: 1) the concentric and eccentric hip works increased ($p < 0.001$); 2) pelvis-thigh coupling pattern became more in-phase at mid-stance for both groups during the entire, mid, and final stance ($p = 0.009$, $p = 0.002$, $p = 0.038$, respectively); 3) pelvis-thigh coupling stability increased at middle and final stance (time factor $p = 0.044$, $p = 0.028$ respectively). Pre-post intervention period contrasts showed 4) greater pelvis-thigh MARP changes in the intervention group at the entire stance (intervention group: $p = 0.024$, $d_z = 0.427$, control group: $p = 0.135$, $d_z = 0.322$) and mid-stance (intervention group: $p = 0.007$, $d_z = 0.618$, control group: $p = 0.073$, $d_z = 0.329$) and 5) greater pelvis-thigh DP changes at the intervention group at mid-stance (intervention group: $p = 0.024$, $d_z = 0.406$, control group $p = 0.577$, $d_z = 0.087$). No significant difference in the pattern or stability of the pelvis-shank coupling was revealed after the intervention. **Conclusion:** The results suggest that the hip strength and tissue changes produced by the strengthening program made the pelvis-thigh coupling more in-phase and more stable. There was no distal propagation of these effects.

Key Words: Gait analysis, Resistance Training, Biomechanics, Lower limbs, Continuous relative phase, Biomechanical coupling.

1 INTRODUCTION

The inter-body segment connections constrain human movement, and the resulting coupling pattern between body segments interferes with the motor system organization facing task demands (Turvey, 1990). Inter-body segment coupling analyses help to understand the motion dynamics (Hu *et al.*, 2021; Turvey, 1990), allowing to measure how much two segments or joints move in the same or opposite directions (DeLeo *et al.*, 2004; Lamb & Stöckl, 2014). Borrowing tools created by Dynamic System Theory pioneers (Kelso & Schöner, 1988; Turvey, 1990), investigators have been using different methods for identifying coupling patterns during human activities, aiming to capture the relationship between the movements of two segments or joints (Kelso & Schöner, 1988; Turvey, 1990; DeLeo *et al.*, 2004; Hu *et al.*, 2021). Generally, couplings can be classified into two patterns: in-phase or anti-phase (Kelso & Schöner, 1988;

Turvey, 1990). An in-phase coupling means that both segments or joints move simultaneously in the same direction, whereas an anti-phase coupling implies that they move in opposite directions (Kelso & Schöner, 1988; Turvey, 1990). During cyclical activities, such as walking, the couplings' pattern (in phase or anti-phase) changes dynamically through time, generating patterns that nearly repeat themselves in each cycle. Furthermore, coupling variability contributes to understanding the movement pattern stability. Together, the coupling pattern and stability can bring insights into how the movement is organized in activities performed by healthy or injured subjects (DeLeo *et al.*, 2004; Desai & Gruber, 2020; Hu *et al.*, 2021). Differences in the coupling patterns or their stability have been observed in subjects with injury or a history of injury (Chiu *et al.*, 2010; Cunningham *et al.*, 2014; DeLeo *et al.*, 2004; Desai & Gruber, 2020; Drewes *et al.*, 2009; Gribbin *et al.*, 2016; Heiderscheit *et al.*, 2002; Hein *et al.*, 2012; Herb *et al.*, 2014; Kurz *et al.*, 2004; Miller *et al.*, 2008; Mutchler *et al.*, 2020; Pollard *et al.*, 2015; Seay *et al.*, 2011, 2014; van Uden *et al.*, 2003). For example, a six-month prospective study revealed that runners who developed overuse injuries did not have the anatomically expected coupling patterns among the knee, shank, and ankle and showed less stable patterns (Desai & Gruber, 2020). Therefore, identifying coupling patterns between the body segments and their stability can be essential to understand the motion organization facing task demands.

The pelvis-thigh coupling in the transverse plane seems meaningful for gait since it could induce shank lateral rotation during mid-stance (Fonseca *et al.*, 2007; Preece *et al.*, 2008; Souza *et al.*, 2016). This shank lateral rotation can assist foot supination needed for gait propulsion (Fonseca *et al.*, 2007). The couplings between the pelvis, thigh, and shank segments in the transverse plane and rearfoot in the frontal plane were theorized based on anatomical studies in the 1970s (Donatelli, 1985). Thenceforth, several researchers empirically tested how they operate during human activities (Chuter & Janse de Jonge, 2012; Dadfar *et al.*, 2021; Hafer & Boyer, 2018; Hornestam *et al.*, 2021; Koshino *et al.*, 2017; Nester, 2000; Resende *et al.*, 2015; Souza *et al.*, 2010). Some couplings were confirmed, but others remain uncertain. During gait, in-phase coupling between shank medial/lateral rotation and rearfoot eversion/inversion was observed (Dadfar *et al.*, 2021; Hafer & Boyer, 2018; Koshino *et al.*, 2017). Although recently investigated, the coupling between the hip and distal

segments during gait remains controversial (Dadfar *et al.*, 2021; Horneham *et al.*, 2021; Resende *et al.*, 2015; Souza *et al.*, 2010). Souza *et al.* (2010) demonstrated an association between hip rotation and shank rotation and between hip rotation and foot inversion/eversion during the gait of healthy subjects. However, the coupling between the hip and these segments seems less in-phase in individuals with movement dysfunctions, such as adolescents with dynamic knee valgus (Dadfar *et al.*, 2021).

Experimental studies with external devices were developed to reveal or change body segment couplings (Horneham *et al.*, 2021; Resende *et al.*, 2015; Souza *et al.*, 2016). For example, an adapted footwear that induced excessive pronation was used as a distal intervention (Horneham *et al.*, 2021; Resende *et al.*, 2015), and elastic bands fixed in a spiral shape from the pelvis to shank that induced lateral rotation of the entire limb was used as proximal intervention (Souza *et al.*, 2016). Kinematic changes were observed in adjacent and non-adjacent segments to those manipulated. This finding occurred both in a distal-proximal and proximal-distal sense (Horneham *et al.*, 2021; Resende *et al.*, 2015; Souza *et al.*, 2016). However, these studies did not use methods to characterize either the body segment coupling patterns (in-phase or anti-phase) or their stability. Also, to our knowledge, no study investigated the impact on coupling patterns and their stability of an intervention that results in intrinsic changes in the musculoskeletal system (e.g., muscle strengthening program).

Hip and trunk muscle strengthening programs can alter the movement of the lower limb's segments and joints during several tasks (Araújo *et al.*, 2017; Baldon *et al.*, 2012; Cruz *et al.*, 2019; Willson *et al.*, 2006). Also, rehabilitation programs involving proximal muscle strengthening following lower limbs injuries have been successfully implemented (Chuter & Janse de Jonge, 2012; Lack *et al.*, 2015; B. I. Smith *et al.*, 2018). This success presumably relates to the coupling between the pelvis and the distal segments. The muscle hypertrophy generated by strengthening programs can increase the contractile capacity, cross-sectional area, and thickness of the connective tissue fibers that enfold the muscle (Jorgenson *et al.*, 2020; Kjaer *et al.*, 2015). These changes can stabilize lower limb segments during activities comprising single-leg support (Araújo *et al.*, 2017; Baldon *et al.*, 2012; Cruz *et al.*, 2019). For example, Baldon *et al.* (2012) demonstrated that a trunk and hip strengthening program could

alter the thigh's alignment in the transverse plane during activities involving unilateral support. After the intervention, they observed an increased thigh lateral rotation and reduced dynamic knee valgus during unilateral squats and jumps (Baldon *et al.*, 2012). Their results suggest that pelvis and trunk muscle strengthening may result in a more in-phase pelvis-thigh coupling, modifying lower limb segment movements. However, coupling measurements between these segments have not been performed. Thus, the role of hip and trunk strengthening programs in modifying the coupling between the lower limb segments during gait is still unknown.

This study aimed to investigate whether a trunk and hip strengthening program can alter the pelvis-thigh and pelvis-shank coupling, in the transverse plane, during the stance phase of walking in healthy females. We hypothesized that the pelvis-thigh coupling would become more in-phase and stable following the strengthening program due to changes in the muscle and connective tissues of the hip. These tissue changes would enhance the hip's capacity to resist medial rotation making the relation among these segments tighter and less variable. Additionally, we expected that the pelvis-shank coupling would follow that of the pelvis-thigh, becoming more in-phase and stable due to the propagation of the proximal modifications.

2 MATERIALS AND METHOD

The present study used data from an experimental, controlled, non-randomized study approved by the Research Ethics Committee of the Federal University of Minas Gerais (CAAE – 0427.0.203.000-11) (Araújo *et al.*, 2017; Cruz *et al.*, 2019) and all participants signed a free and informed consent form.

2.1 Participants

Healthy young females were recruited from the university academic community and surrounding residents. The inclusion criteria were being female, between 18 and 35 years old, with a body mass index (BMI) up to 25 kg/m², having no history of musculoskeletal injuries or symptoms in the last three months, not practicing physical exercises during the previous three months, having hip medial rotation range between

34° and 71° and lateral hip rotation between 25° and 56°, according to reference values for normality proposed by Svenningsen *et al.* (Svenningsen *et al.*, 1989). The exclusion criteria were being absent during the intervention protocol in 20% or more sessions, referring pain during the tests, or being unable to perform them. Given the difficulty of recruiting volunteers available to attend three times a week for eight weeks, it was decided that the volunteers could opt for their allocation: intervention group or control group. For all dependent variables, only one lower limb was evaluated. The criterion of the choice of the side to be evaluated depended on other variables investigated in preceding study branches. These included criteria on the performance during the step-down task (the worst performing side was analyzed) (Araújo *et al.*, 2017) and the comparison between women with higher and lower forefoot-shank varus, in which were grouped for analysis according to the magnitude of the foot varus: large or small (Cruz *et al.*, 2019).

2.2 Procedures

2.2.1 Sample characteristics

Participants' body mass (kg) and height (m) were measured with a digital scale with an altimeter, and the BMI was calculated as the ratio of mass to height squared. Measurements of medial and lateral hip rotation amplitudes were performed as described by Carvalhais *et al.* (2011) and Cruz *et al.* (2019). The volunteers were positioned in ventral decubitus on a stretcher, and Velcro bands stabilized the pelvis. The knee on the assessed side was maintained at 90° flexion. At the same time, the examiner allowed the shank to descend passively in favor of gravity, turning the thigh medially or laterally until the hip tissues stopped the movement. The measurement was performed with an analog inclinometer positioned five centimeters distal from the tibial tuberosity. Each test was repeated three times, and the mean was used to verify whether the amplitude was within the established range.

2.2.2 Muscle strength

The lateral hip rotator strength was measured before and after the strengthening

program as a secondary outcome since the hip muscle strength is associated with lower limb coupling patterns and their stability (J. A. Smith *et al.*, 2014). The performance of hip lateral rotator muscles was evaluated using an isokinetic dynamometer (Biodex 3 Pro, Biodex Medical Systems, Shirley, USA). The participants were positioned in prone, with 90° knee flexion on the evaluated side. A belt was fixed around the pelvis and trunk to stabilize them, and a handle for bilateral gripping was attached to the equipment chair. The tibial tuberosity was aligned with the dynamometer axis, and the distal shank was fixed to its lever. The anterior tibial margin was vertically aligned using an analog inclinometer to define the hip's neutral rotation position. The concentric and eccentric torques were evaluated between 20° lateral and 30° medial rotations at the angular velocity of 30°/s. For familiarization, five submaximal repetitions were performed in each direction (medial and lateral rotation). Three sets of five repetitions were performed with verbal stimulus for maximum strength. The lever torque without the participant's presence was recorded for data processing.

2.2.3 Walking kinematics

The gait was carried out on a treadmill (ProAction G635 Explorer, BH Fitness - Vitoria-Gasteiz, Alava - Spain). The data was collected with the active three-dimensional motion analysis system Codamotion (Charnwood Dynamics, Rothley, England). Clusters of three active markers were used to track the shank, thigh, and pelvis segments (Figure 1). One marker in the forefoot and another in the rearfoot were used to track the foot's motion for later stance phase determination. Three Codamotion capture units were positioned around the treadmill, one at the front and two at the back, and the motion coordinate system was aligned with the laboratory coordinate system.

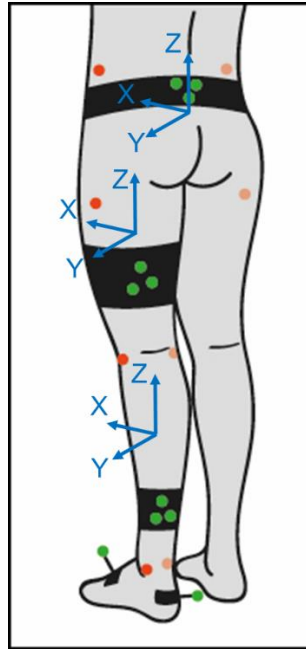


Figure 1 – Tracking markers are represented in green and positioned as follows: *Pelvis*: Cluster over the sacrum, below the line connecting the posterosuperior iliac spines (Cruz *et al.*, 2019); *Thigh*: Cluster at the lateral side over a band fixed two inches above the superior pole of the patella (Araújo *et al.*, 2017); *Shank*: Cluster at the posterolateral side, below the gastrocnemius belly (Araújo *et al.*, 2017); *Rearfoot*: Marker at the posterior aspect of the calcaneus (Leardini *et al.*, 2007); and, *Forefoot*: Marker positioned between the 2nd and 4th metatarsals, immediately proximal to the line of the metatarsal's heads (Araújo *et al.*, 2017). The anatomical markers are represented in red and positioned as follows: *Pelvis*: highest point of the iliac crest and greater trochanter bilaterally (Araújo *et al.*, 2017); *Thigh*: greater trochanter of femur and lateral and medial femoral epicondyles (Araújo *et al.*, 2017); *Shank*: femoral epicondyles and medial and lateral malleoli (Manal *et al.*, 2000). The arrows represent the segment coordinate systems: X: anteroposterior, Y: medial-lateral, and Z: superior-inferior.

Two proximal and two distal markers were used as anatomical markers for each segment (Figure 1) (Hamill *et al.*, 2013). These markers were recorded with the Codamotion pointer tool. Then, a five-second static data collection during standing was registered as a reference trial. Before gait data collection, the subjects selected their comfortable daily walking speed on the treadmill. To ensure a usual speed, after familiarization with the chosen speed, the examiners increased and decreased the speed by 0.5 km/h, questioning about comfort. According to the response, adjustments were made to ensure that participants were at a comfortable speed. This speed was registered to be used in the reassessment. The walking data collection was performed at an acquisition rate of 100 Hz and comprised thirty consecutive gait cycles.

2.5 Intervention protocol

The intervention protocol included hip and trunk isotonic strengthening exercises (Figure 2). All exercises were performed bilaterally. The equipment used had a Cross-

over device with an anklet and a vest attached. The strengthening program lasted eight weeks with three weekly sessions. The exercise load was established between 70% and 80% of the one-repetition maximum test (1RM) (American College of Sports Medicine position stand, 2009). From the fifth week onwards, the eccentric loads of the hip lateral rotators exercise (Figure 2A) and gluteus medius exercise (Figure 2B) were adjusted to 90%-100% of the 1RM (American College of Sports Medicine position stand, 2009). For 1RM determination, the examiner observed the absence of compensatory movements (Colson *et al.*, 1999; Martin *et al.*, 1995). Three sets with eight to nine repetitions of each exercise were performed in each session. The load was increased by 5% to 10% whenever the participant could perform three sets of 9 repetitions without compensation for two consecutive sessions (American College of Sports Medicine position stand, 2009). The repetitions were performed in full range of motion, with moderate speed, and one minute resting time between the series (American College of Sports Medicine position stand, 2009).

Exercise descriptions (Figure 2):

A – Lateral hip rotators: *Initial position:* Participant at prone with the knee flexed at 90° and shank aligned to the Cross-over device. *Motion requested:* Laterally rotate the hip, pulling the anklet against the equipment's resistance (Figure 2A) (Araújo *et al.*, 2017).

B – Gluteus medius (prioritizing the posterior portion): *Initial position:* lateral decubitus, with the head on a pillow. The hip and knee touching the mattress were flexed at 45° and 90°, respectively. The target lower limb was maintained with the knee fully extended, the hip slightly extended, and laterally rotated. *Motion requested:* Abduct the hip against the anklet weight fixed in the leg's distal part, keeping the pelvis stable. When the volunteer could not stabilize the pelvis, the examiner performed manual stabilization (Figure 2B) (Araújo *et al.*, 2017).

C – Latissimus dorsi: *Initial position:* Sitting on a metal bench in the Cross-over center with abducted shoulders on a high diagonal. Gripping straps were positioned laterally to the trunk. *Motion requested:* With your palms facing forward, pull the handles,

depress the scapulae, lower the shoulders, and flex the elbows. Keep the scapular depression. (Figure 2C) (Araújo *et al.*, 2017).

D - Oblique abdominals and quadratus lumborum: *Initial position:* Sitting on a metal bench in front of the Cross-over with the lower limbs fixed with Velcro bands (pillows were used to guarantee comfort, when necessary). The vest was dorsally connected to an equipment hook. *Motion requested:* Move the trunk towards flexion, rotation, and slight lateral flexion, keeping the lumbar spine flexed to avoid compensation (Figure 2D) (Araújo *et al.*, 2017).

E – Hip lateral rotators, extensors, and trunk extensors in a closed chain: *Initial position:* The vest was dressed with the hanger facing anteriorly. The volunteer stood on the side of one of the Cross-over's columns, in unilateral support, with the trunk tilted forward, and the hip of the support limb flexed and medially rotated. *Motion requested:* Extension and lateral hip rotation associated with trunk rotation. In case of losing balance, the participant was allowed to touch the equipment with one hand avoiding compensatory movements. Due to the exercise coordination difficulty, the load was added just from the fifth week onwards. Before that, a minimum load of 5 kg was used to practice the correct execution of the movement (Figure 2E) (Araújo *et al.*, 2017).

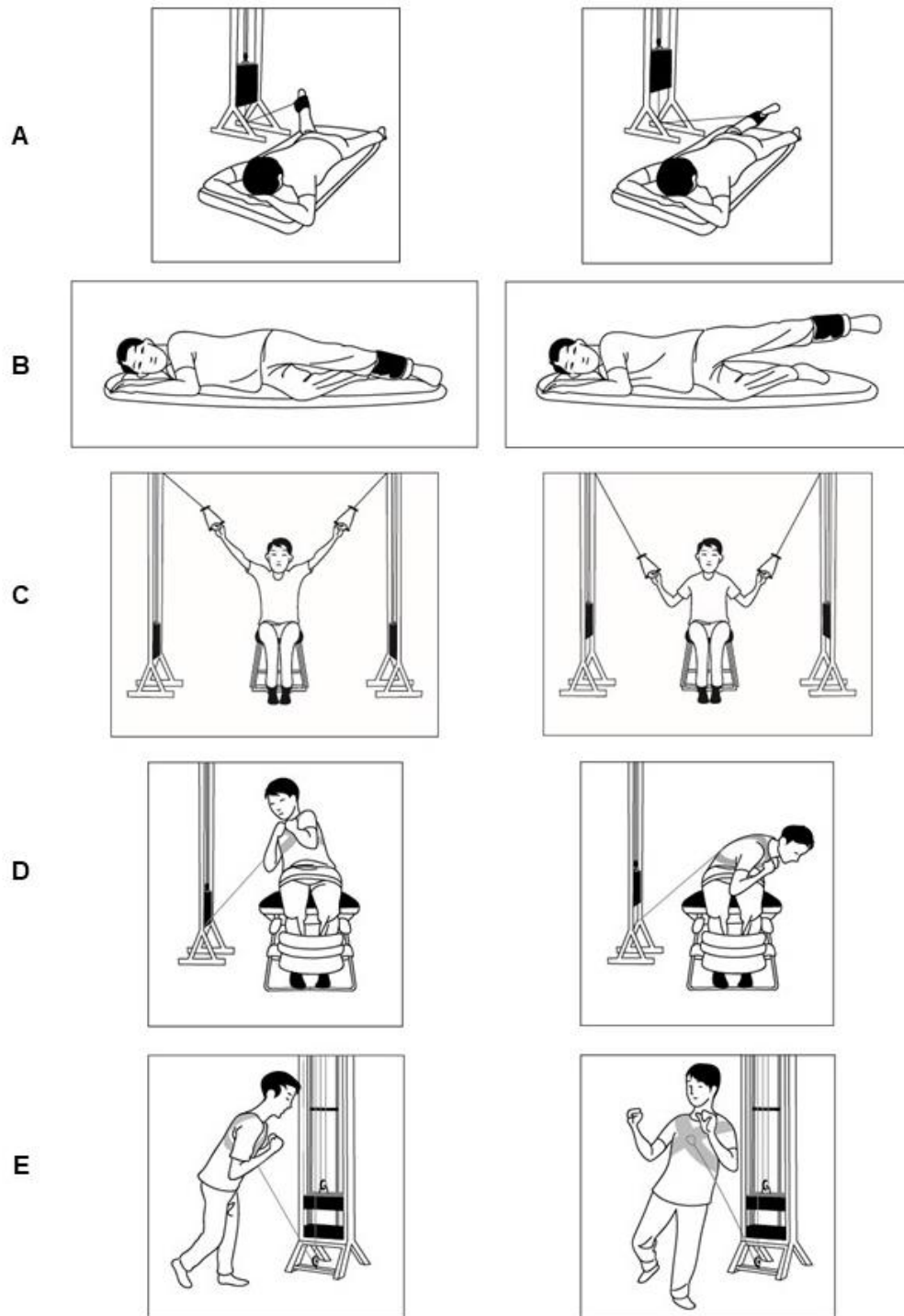


Figure 2 - Exercises for strengthening of the hip and trunk muscles: (A) Lateral hip rotators; (B) Gluteus medius; (C) Latissimus dorsi; (D) Oblique abdominals and quadratus lumborum; (E) Hip lateral rotators and hip and trunk extensors.

2.6 Data Reduction

Muscle strength was operationalized as the concentric and eccentric works performed during isokinetic dynamometer measurements. The dynamometer data was processed in MATLAB (R2022a, Mathworks, Natick, MA, USA). The signals were filtered at 1.25 Hz with a fourth-order Butterworth low-pass filter. Dempster's anthropometric data (Winter, 2009b) were used to determine the mass of the shank and foot segments and the distance from their mass centers to the joint rotation axis. The torques at each joint angle were measured, and torques produced by the shank, foot, and equipment lever weights were subtracted from the total torque to obtain the net joint torques. The work was defined as the area under the angular torque-displacement curve and measured in Joules (J) for each test repetition. The highest value of each set of five repetitions was considered. The average of the three highest values was used for the statistical analyses.

In Visual 3D (C-Motion, Inc, Rockville, Maryland, USA), the signal was filtered at 6 Hz (Winter, 2009a) with a fourth-order low-pass Butterworth filter. A biomechanical model with six degrees of freedom (Chart 1) was implemented based on the static data collection. The stance phase was determined as the interval between the foot contact and toe-off events. These events were determined as the rearfoot marker's most anterior position and the forefoot marker's most posterior position in the global coordinate system, respectively (Cruz *et al.*, 2019). The pelvis, thigh, and shank angular movements in the transverse plane were normalized by the subjects' standing posture (reference trial), and the duration of the stance phase was normalized to 101 points.

Chart 1 References to the creation of segment coordinate systems

Segments/axes	Superior-inferior	Medial-lateral	Anteroposterior
Shank (Manal <i>et al.</i> , 2000)	Distal point: midpoint between the malleoli. Proximal point: midpoint between femoral epicondyles.	Created using the least squares of the distance between the four markers.	Orthogonal to the other two axes.
Thigh (Araújo <i>et al.</i> , 2017)	Distal point: midpoint between femoral epicondyles. Proximal point: hip joint center (1/4 of the distance between the two femoral trochanters).	Created using the line that connects the femoral epicondyles.	Orthogonal to the other two axes.
Pelvis (Araújo <i>et al.</i> , 2017)	Distal point: midpoint between the femoral trochanters. Proximal point: midpoint between the highest points of the iliac crests.	Created using the least squares of the distance between the four markers.	Orthogonal to the other two axes.

2.7 Coupling calculations

Pelvis-thigh and pelvis-shank transverse plane couplings were calculated. Pelvis-thigh was one of the chosen coupling pairs because the trained muscles are connected to these segments, and we expected that tissue modifications could act directly over this coupling. Differently, the pelvis-shank coupling pair chosen intended to capture the relationship between one segment affected by the straightening protocol and a distal one, which is not an adjacent segment with no muscles directly involved. Therefore, this second coupling was meant to capture a possible propagation effect of the pelvis-thigh coupling.

These couplings were calculated for each stance phase through the continuous relative phase (CRP) method, using MATLAB custom routine, as described by Lamb and Stöckl (2014). The following steps were performed: (a) centralization of the signal amplitude around zero, (b) analytical signal creation from the original signal through the Hilbert transform, (c) calculation of the phase angle using the analytical signal, and (d) calculation of the CRP (distal phase angle minus proximal phase angle) (Lamb & Sands, 2014). To generate the curves, relative phase values greater than 180° were subtracted from 360° so that they varied between 0° and 180° . Zero degrees is interpreted as a completely in-phase coupling and 180° as a completely anti-phase coupling. An in-phase coupling means that the two segments are moving

simultaneously in the same direction, and an anti-phase coupling implies that they move simultaneously in opposite directions.

The CRP's mean and standard deviation curves were calculated for each participant and then divided into three-thirds of 33 or 34 points (i.e., three parts of the stance phase) for calculating the outcome variables, Mean Absolute Relative Phase (MAR_P) and deviation phase (DP). MAR_P and DP represented the coupling pattern and its stability, respectively. The stance phase was analyzed as the entire phase and as three intervals: initial stance, mid-stance, and final stance. MAR_P was calculated as CRP mean value, and the DP was calculated as the mean CRP standard deviation for each stance phase period (Hu *et al.*, 2021). Lower MAR_P values (closer to 0°) mean the coupling pattern was more in-phase. Higher MAR_P values (closer to 180°) imply the coupling pattern was more anti-phase. Higher DP values indicate higher variability and, therefore, lower stability, whereas lower DP values indicate lower variability and, thus, higher stability.

2.8 Statistical analysis

Softwares Stata (version 14, StataCorp LP, USA), SPSS (version 26, IBM, USA), and G*Power (version 3.1.9.6, Franz Faul, University of Kiel, Germany) were used for the analysis. The groups were compared to verify whether, in the baseline, they were similar for the characterization variables (age, body mass, height, BMI, and gait velocity) and outcome variables (MAR_P, DP, concentric work, and eccentric work). The Shapiro-Wilk test was initially performed to verify data normality. The Student's t-test was used when the data distribution was normal, and the means and standard deviations were reported. The Mann-Whitney-U test was used when the distribution was not normal, and medians and interquartile ranges were reported.

A mixed analysis of variance (ANOVA) with one between-subjects factor (group) with two levels (intervention vs. control) and one repeated measures factor (time) with two levels (pre- vs. post-intervention) was performed for each dependent variable (MAR_P, DP, concentric work, and eccentric work). The effect sizes were calculated and interpreted as small, medium, or large as the eta partial square was higher than 0.01, 0.06, and 0.14, respectively (Cohen, 1988).

Pre-planned contrasts with Sidak correction were made for intra-group comparisons (pre- vs. post-intervention). Cohen's d_z was used to verify these contrasts' effect sizes. Small, medium, and large effects were interpreted from values of d_z greater than 0.20, 0.50, and 0.80, respectively (Cohen, 1988). A significance level (α) of 0.05 was established for all analyses.

3 RESULTS

3.1 Participants

Initially, 56 participants were enrolled in the study, 28 in the intervention group and 28 in the control group. Two participants of the intervention group were excluded: one due to technical problems in data acquisition and another for complying with less than 80% of the protocol. Subsequently, one participant was excluded after being identified as an outlier for the primary outcome variable (pelvis-thigh MARP). In the control group, a participant was excluded since she started practicing physical exercise. Thus, data were analyzed from 52 participants, 25 in the intervention group and 27 in the control group (Figure 3). The groups were not statistically different for any variable at baseline (Table 1).

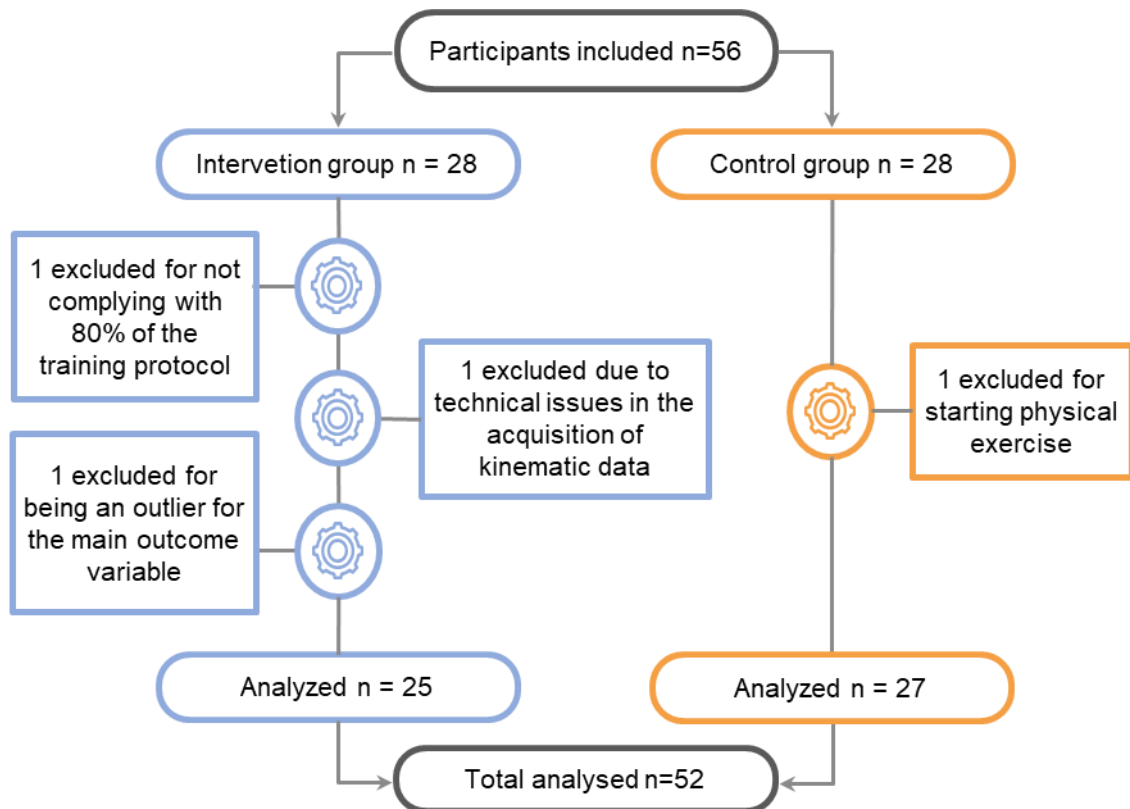


Figure 3 - Flowchart of analyzed participants

Table 1: Inter-group comparison at baseline

	Intervention Group n=25	Control Group n=27		Test	Descriptive
Age (years)	22.52 (3.50)	21.63 (1.84)	p = 0.251	T	Mean (SD)
Mass (kg)	56.44 (6.38)	52.66 (7.35)	p = 0.054	T	Mean (SD)
Height (m)	1.64 (0.04)	1.62 (0.06)	p = 0.139	T	Mean (SD)
BMI (kg/m ²)	21.03 (1.96)	20.12 (2.12)	p = 0.116	T	Mean (SD)
Gait velocity (km/h)	3.10 (0.66)	2.91 (0.56)	p = 0.260	T	Mean (SD)
Concentric work (J)	13.60 (3.19)	14.89 (3.83)	p = 0.192	T	Mean (SD)
Excentric work (J)	19.35 (5.07)	20.48 (8.14)	p = 0.492	U	Median (IQR)
MARP (°) pelvis/thigh					
Full stance	36.02 (20.93)	31.81 (23.19)	p = 0.355	U	Median (IQR)
Initial stance	53.94 (50.26)	38.03 (40.70)	p = 0.374	U	Median (IQR)
Middle stance	26.91 (17.67)	23.45 (20.43)	p = 0.819	U	Median (IQR)
Final stance	34.16 (18.81)	28.70 (19.61)	p = 0.238	U	Median (IQR)
MARP (°) pelvis/shank					
Full stance	46.97 (22.19)	48.94 (31.95)	p = 0.891	U	Median (IQR)
Initial stance	49.76 (22.78)	40.08 (24.34)	p = 0.436	U	Median (IQR)
Middle stance	30.38 (19.62)	33.62 (26.68)	p = 0.394	U	Median (IQR)
Final stance	70.96 (33.91)	76.32 (33.91)	p = 0.572	T	Mean (SD)
DP (°) pelvis/thigh					
Full stance	20.71 (8.40)	18.44 (8.20)	p = 0.328	T	Mean (SD)
Initial stance	23.84 (10.67)	20.85 (9.94)	p = 0.300	T	Mean (SD)
Middle stance	15.65 (9.80)	12.17 (8.18)	p = 0.576	U	Median (IQR)
Final stance	18.66 (16.47)	17.20 (14.07)	p = 0.300	U	Median (IQR)
DP (°) pelvis/shank					
Full stance	22.45 (10.48)	23.54 (9.11)	p = 0.564	U	Median (IQR)
Initial stance	24.84 (8.84)	22.76 (9.21)	p = 0.411	T	Mean (SD)
Middle stance	18.11 (10.26)	18.40 (7.61)	p = 0.707	U	Median (IQR)
Final stance	25.37 (12.69)	24.29 (11.56)	p = 0.667	U	Median (IQR)

Note: T: Student's T-Test, U: Mann-Whitney-U; SD: standard deviation; IQR: interquartile range; kg: kilograms; m: meters; BMI: body mass index; km: kilometers; h: hour; MARP: mean absolute relative phase; DP: deviation phase; °: degree

3.2 Coupling pattern and coupling stability

In a visual analysis of the mean CRP curves, both groups had similar coupling patterns along the stance phase (Figure 4). Pelvis-thigh coupling was less in-phase at the beginning (i.e., higher relative phase values) and became more in-phase in the intermediate third of the stance phase (i.e., lower relative phase values). At the final part of the stance phase, pelvis-thigh coupling slightly inclined to a less in-phase coupling (higher relative phase values) without returning to the initial values (Figure 4A).

The pelvis-shank coupling had a distinct pattern from the pelvis-thigh coupling. It started less in-phase than the pelvis-thigh coupling and soon became more in-phase, reaching its most in-phase coupling (i.e., lower relative phase values) between 30% and 40% of the stance phase. Then, the pelvis-shank coupling continuously advanced to an intermediate value between in-phase and anti-phase coupling patterns (around 90°) at approximately 90%. Relative phase values approached the initial values at the final 10% of the stance (Figure 4B).

In general, pelvis-thigh and pelvis-shank couplings were less stable (i.e., more variable) at the beginning and the end of the stance phase, and they were more stable (less variable) in the second third of the stance (Figures 4C and 4D). The most stable periods nearly corresponded to those of greater in-phase coupling for both pairs, i.e., pelvis-thigh coupling variability remained lower between 35% and 80% of the stance phase (Figure 4C), and pelvis-shank coupling variability was lower around 40% of the stance phase (Figure 4D).

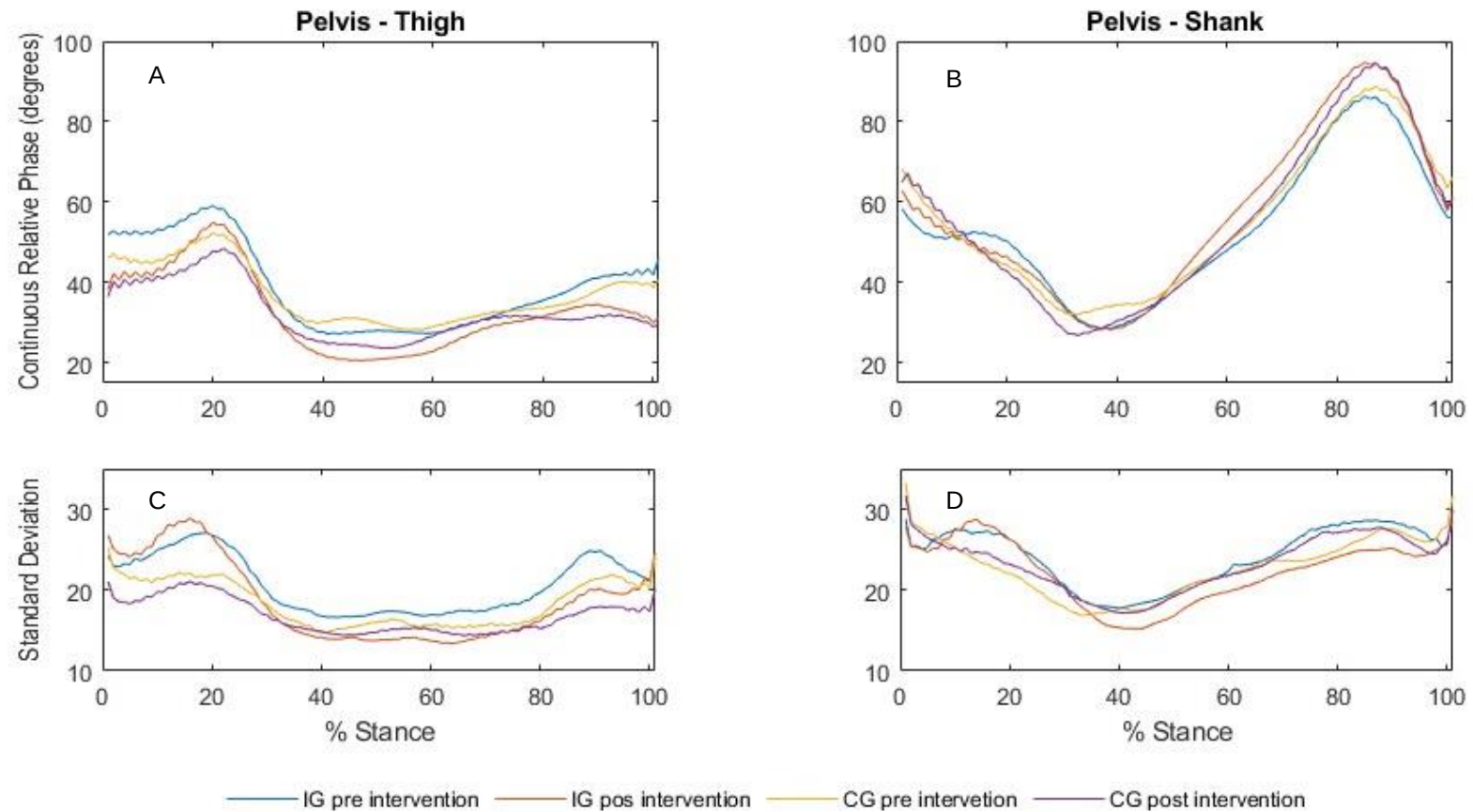


Figure 4 - Mean curves of the continuous relative phase and its standard deviation. IG: intervention group, CG: control group.

3.2.1 Coupling pelvis-thigh (MARF)

ANOVA revealed a significant "time" main effect for pelvis-thigh coupling (MARF) in the transverse plane. The coupling was more in-phase in the post-intervention period (lower MARF) compared to the pre-intervention period during the full stance phase and its middle and final thirds (Table 2). No significant effects were observed for the factors "group" and "interaction time/group" (Table 2). Pre-planned contrasts indicated that MARF values were lower after the intervention in the intervention group during the full stance phase ($p = 0.024$, $d_z = 0.427$) and mid-stance ($p = 0.007$, $d_z = 0.618$). The control group showed no statistical difference for these variables ($p = 0.135$, $d_z = 0.322$ and $p = 0.073$, $d_z = 0.329$, respectively). No significant differences were detected in the final stance phase for the intervention group ($p = 0.092$, $d_z = 0.327$) and the control group ($p = 0.206$, $d_z = 0.259$).

3.2.2 Pelvis-shank coupling (MARF)

ANOVA did not reveal significant differences regarding the factors "time", "group" and "interaction time/group" for the pelvis-shank coupling pattern (MARF) (Table 2).

3.2.3 Stability of pelvis-thigh coupling (DP)

ANOVA revealed a significant "time" main effect for pelvis-thigh stability in the transverse plane in the mid and final stance (Table 3). No significant effects were observed for the factors "group" and "interaction time/group" (Table 2). Pre-planned contrasts indicated that pelvis-thigh coupling stability increased (lower DP) after the intervention only during the mid-stance ($p = 0.024$, $d_z = 0.406$). In the control group, there was no statistical difference for this variable ($p = 0.577$, $d_z = 0.087$). No significant differences were detected in the final stance for the intervention group ($p = 0.071$, $d_z = 0.480$) and control group ($p = 0.184$, $d_z = 0.243$).

3.2.4 Stability of the pelvis-shank coupling (DP)

ANOVA did not reveal significant differences regarding the factors "time", "group" and "interaction time/group" for pelvis-shank stability (Table 2).

Table 2: Analysis of variance of pelvis-thigh and pelvis-shank mean absolute relative phase (MARP)

	Intervention group n=25		Control Group n=27		ANOVA main effects		
	Pre	Post	Pre	Post	Time factor	Group factor	Factor Interaction time/group
Pelvis-thigh in the transverse plane							
Full stance	40.07 (±19.67)	32.79 (±11.21)	37.17 (±22.07)	32.61 (±17.92)	*p=0.009 F=7.465 Eta=0.130	p=0.738 F=0.113 Eta=0.002	p=0.533 F=0.394 Eta=0.008
Initial Stance	52.33 (±32.59)	44.69 (±23.81)	45.40 (±32.39)	40.80 (±29.44)	p=0.057 F=3.797 Eta=0.071	p=0.483 F=0.499 Eta=0.010	p=0.630 F=0.235 Eta=0.005
Mid-Stance	28.82 (±13.05)	22.02 (±7.93)	30.00 (±16.98)	25.77 (±14.38)	*p=0.002 F=10.977 Eta=0.180	p=0.471 F=0.528 Eta=0.010	p=0.445 F=0.594 Eta=0.012
Final Stance	38.72 (±18.81)	31.98 (±12.23)	35.90 (±23.41)	31.06 (±17.61)	*p=0.038 F=4.520 Eta=0.083	p=0.670 F=0.183 Eta=0.004	p=0.729 F=0.122 Eta=0.002
Pelvis-shank in the transverse plane							
Full stance	52.60 (±19.25)	60.66 (±37.07)	55.16 (±23.29)	62.75 (±36.47)	p=0.079 F=3.223 Eta=0.061	p=0.746 F=0.106 Eta=0.002	p=0.958 F=0.003 Eta<0.001
Initial Stance	47.42 (±18.65)	41.31 (±23.07)	46.58 (±26.01)	40.67 (±17.50)	p= 0.687 F=0.164 Eta=0.061	p=0.910 F=0.013 Eta<0.001	p=0.929 F=0.008 Eta<0.001
Mid-Stance	39.00 (±23.40)	41.31 (±23.07)	42.19 (±23.40)	40.68 (±17.50)	p=0.885 F=0.021 Eta<0.001	p=0.814 F=0.056 Eta=0.001	p=0.492 F=0.480 Eta=0.010
Final Stance	70.96 (±33.91)	78.04 (±33.63)	76.32 (±33.91)	78.57 (±32.93)	p=0.131 F=2.353 Eta=0.045	p=0.739 F=0.112 Eta=0.002	p=0.432 F=0.628 Eta=0.012

Time factor: pre and post-strengthening protocol; Group factor: control and experimental groups; Eta=Partial Eta square (effect size); *significant difference in the main effect of ANOVA;

Table 3: Analysis of variance of pelvis-thigh and pelvis-shank deviation phase (DP)

	Intervention group n=25		Control Group n=27		ANOVA main effects		
	Pre	Post	Pre	Post	Time factor	Group factor	Factor Interaction time /group
Pelvis-thigh in the transverse plane							
Full stance	20.71 (±8.40)	18.62 (±6.88)	18.44 (±8.20)	16.81 (±8.59)	p=0.053 F=3.941 Eta=0.073	p=0.319 F=1.012 Eta=0.020	p=0.806 F=0.061 Eta=0.001
Initial Stance	23.84 (±10.67)	23.96 (±10.50)	20.85 (±9.94)	19.04 (±10.06)	p=0.464 F=0.545 Eta=0.11	p=0.136 F=2.294 Eta=0.044	p=0.404 F=0.708 Eta=0.014
Mid-Stance	17.10 (±8.82)	13.97 (±5.50)	15.61 (±7.91)	14.88 (±8.86)	*p=0.044 F=4.263 Eta=0.079	p=0.887 F=0.020 Eta<0.001	p=0.204 F=1.653 Eta=0.032
Final Stance	21.10 (±9.22)	17.79 (±7.63)	18.77 (±9.56)	16.45 (±9.55)	*p=0.028 F=5.120 Eta=0.093	p=0.404 F=0.708 Eta=0.014	p=0.696 F=0.154 Eta=0.003
Pelvis-shank in the transverse plane							
Full stance	24.19 (±8.09)	22.26 (±6.23)	22.83 (±6.39)	23.26 (±5.68)	p=0.362 F=0.845 Eta=0.017	p=0.913 F=0.012 Eta<0.001	p=0.152 F=2.117 Eta=0.041
Initial Stance	24.84 (±8.84)	24.66 (±8.32)	22.76 (±9.21)	23.63 (±8.58)	p= 0.772 F=0.085 Eta=0.002	p=0.467 F=0.538 Eta=0.011	p=0.661 F=0.194 Eta=0.004
Mid-Stance	20.28 (±9.25)	17.76 (±6.92)	19.85 (±6.54)	19.74 (±5.87)	p=0.195 F=1.727 Eta=0.033	p=0.659 F=0.197 Eta=0.004	p=0.232 F=1.464 Eta=0.028
Final Stance	27.34 (±9.52)	24.20 (±7.88)	25.78 (±7.58)	26.31 (±7.78)	p=0.219 F=1.548 Eta=0.030	p=0.894 F=0.018 Eta<0.001	p=0.086 F=3.078 Eta=0.058

Time factor: pre and post-strengthening protocol; Group factor: control and experimental groups; Eta=Partial Eta square (effect size); *significant difference in the main effect of ANOVA;

3.3 Concentric and eccentric works of the hip lateral rotators.

ANOVA revealed an increase in both concentric and eccentric works of the hip lateral rotators with a significant difference for the factors "time" and "interaction time/group" (Table 4). Contrasts revealed that the concentric and eccentric works increased significantly for the intervention group ($p < 0.001$, $d_z = 2.333$, $p < 0.001$, $d_z = 1.323$, respectively) but not for the control group ($p = 0.069$, $d_z = 0.333$, $p = 0.123$, $d_z = 0.250$).

Table 4: Analysis of Variance of concentric and eccentric works of the hip lateral rotators

	Intervention group n=25		Control Group n=27		ANOVA main effects		
	Pre	Post	Pre	Post	Time factor	Group factor	Factor Interaction time /group
Concentric Work (J)	13.59 (± 3.19)	20.27 (± 3.97)	14.89 (± 3.83)	15.98 (± 3.64)	* $p < 0.001$ F=85.271 Eta=0.630	$p = 0.113$ F=2.596 Eta=0.049	* $p < 0.001$ F=44.370 Eta=0.470
Eccentric Work (J)	19.14 (± 4.55)	26.79 (± 6.34)	20.26 (± 4.73)	21.37 (± 4.38)	* $p < 0.001$ F=73.136 Eta=0.594	$p = 0.105$ F=2.732 Eta=0.052	* $p < 0.001$ F=40.692 Eta=0.449

Time factor: pre and post-strengthening protocol; Group factor: control and experimental groups; Eta=*Partial Eta square* (effect size) *significant difference in the main effect of ANOVA;

4 DISCUSSION

This study investigated whether a hip and trunk muscle strengthening protocol changed the coupling pattern or the coupling stability between the pelvis and thigh segments following a hip and trunk muscle strengthening program. In addition, we examined if this coupling change could propagate distally, affecting the coupling between the pelvis and the shank. Partially according to our hypothesis, the results showed more in-phase coupling between the pelvis and thigh segments and increased stability in the transverse plane between the pre- and post-intervention period. It is essential to highlight that these findings were independent of the participants' assigned group. Thus, the alteration in this coupling cannot be exclusively attributed to the intervention. However, pre-planned contrasts revealed that the eight-week hip and trunk muscle strengthening program was more effective in promoting changes than no intervention. MARP indicated that these segments were more in-phase in the full and mid-stance. Besides, there was also a reduction in variability (DP) in the mid-stance phase, indicating increased coupling stability. There were no significant changes in the pelvis-thigh coupling or its variability in the initial and final stance phases. Contrary to our hypothesis, neither the pelvis-shank coupling nor the stability of this coupling was modified following the strengthening program in any of the analyzed stance periods. These results indicate that the proposed strengthening program may be able to alter the pelvis-thigh coupling and its stability but not induce distal changes. However, these results should be analyzed cautiously, as there was no difference in the "interaction time/group" factor.

In both groups, the absence of effect on the interaction factor can be explained by the reduction in the pelvis-thigh MARP and DP values during the mid-stance. However, the decreases were more pronounced in the intervention group than in the control group (Table 2). These results suggest that the pelvis-thigh coupling, and its stability, were more affected in the intervention group than in the control group. ANOVA uses data from both groups to calculate the effect of the "time" factor (repeated measure factor), and the groups changed in the same direction. Therefore, there were higher chances of finding a difference in this factor since the sample size on which the statistics were based included pooled data from both groups. However, the pre-

planned contrasts indicated that the intervention group presented the largest effect sizes (d_z). These results cannot be used to confirm that the proposed intervention was the only factor responsible for the observed changes in coupling pattern and stability. However, the contrast results suggest the possibility that this intervention played a role in the group that received the strengthening program. In short, although it does not give unequivocal support to the intended effects, strengthening the muscles of the trunk and pelvis can still be a valuable tool to make the coupling between the pelvis and thigh more in-phase and stable during gait.

The proposed training program effectively enhanced hip lateral rotators' maximum muscle work and passive torque. Hip tissue changes and muscle strengthening due to the exercise protocol may be the primary explanation for the greater in-phase coupling of pelvis-thigh segments, in the stance phase, especially during mid-stance. We presented the results of the concentric and eccentric works in Table 4. The results of passive torque increase were previously published (Cruz *et al.*, 2019). Smith *et al.* demonstrated that females with greater hip muscle strength had a more in-phase hip-knee coupling in the transverse plane than females with lower strength. Although these authors analyzed different couplings from those we proposed, the results of both studies indicate that stronger and more rigid hip lateral rotators provide more in-phase coupling between segments and joints (J. A. Smith *et al.*, 2014). However, studies on the association between hip strength or stiffness and lower limb coupling patterns in gait are still scarce. Resistance exercise leads to hypertrophy of muscle and connective tissues that surround it (Kjaer *et al.*, 2015; Jorgenson *et al.*, 2020), increasing the muscle cross-section area (Jorgenson *et al.*, 2020) as well as the connective tissue fibers' thickness and resisting capacity (Kjaer *et al.*, 2015). These tissue adaptations can enhance the passive resistance torque of hip-related structures and the contractile capacity of the muscle. These changes would potentially make the pelvis and thigh tighter in the hip joint during the movement. In the mid-stance, after the posterior foot toe-off, the pelvis rotates in the direction of the supporting limb following the thigh's movement. At this interval, the hip joint of that limb is carried in medial rotation. Therefore, higher torques generated by the tissues that cross the hip laterally would increase the resistance to the movement, resulting in a greater in-phase coupling.

In addition to hip lateral rotators tissue alterations, non-local tissue changes from the trunk may contribute to the observed coupling modification. The strengthening of the trunk muscles (latissimus dorsi and abdominals) may have contributed to the increase in the hip lateral rotation passive torque during the gait's mid and final stance. There is evidence of energy transmission between the latissimus dorsi and the contralateral gluteus maximus via thoracolumbar fascia (Carvalhais *et al.*, 2013). As the strengthening protocol contained exercises for this muscle, it can be assumed that its strengthening has also generated tissue adaptations that indirectly contributed to increased gluteus maximus passive torque. Latissimus dorsi crosses the trunk diagonally; thus, when the upper trunk rotates in the opposite direction from that of the pelvis, partially due to the arm swing, it may be pulled, tensioning the thoracolumbar fascia (Prins *et al.*, 2019) and, therefore, contribute to hip's lateral rotation torque. Increasing strength and stiffness of the abdominal muscles may also have enhanced the force transmission from the trunk to the pelvis and thigh due to the connections of these muscles with the thoracolumbar fascia and the pelvis. The elastic potential energy stored in trunk tissues and the kinetic potential energy from the pendular movement of the upper limbs contribute to rotating the pelvis forward when the lower limb from behind goes into balance (during single support). A strengthening program capable of increasing the trunk's active and passive torques can potentiate the release of accumulated soft tissue elastic energy due to its increased stiffness and indirectly contribute to making the pelvis-thigh coupling more in-phase.

No effects were observed on the pelvis-shank coupling after the strengthening program. Thus, the potential effects on the thigh did not propagate distally. A possible distal factor may have neutralized the propagation of the proximal coupling pattern to the shank following the strengthening program. Previous studies on coupling movements of proximal and distal joints presented contradictory results regarding the existence of a cross-correlation (indication of coupling) between movements of the ankle-foot complex and hip rotation (Koshino *et al.*, 2017; Nests, 2000; Souza *et al.*, 2010). Considering our sedentary sample, we expected the pelvis-thigh coupling pattern to be less in-phase, and after the strengthening program, it would become more in-phase, propagating the in-phase pattern to the shank. In the present study, pelvis-

shank coupling did not modify. Factors interfering with how the foot interacts with the ground may have been preponderant in the pelvis-shank coupling (Fonseca *et al.*, 2007). For example, some factors that could have interfered are possible varus alignment variations of the forefoot or rearfoot in relation to the shank, tibial varus, low passive stiffness of the midfoot tissues, and the mobility of the first radius of the foot (Fonseca *et al.*, 2007). Forefoot, rearfoot, or excessive tibial varus may cause excessive pronation during load response, inducing a more pronounced tibial medial rotation that would counterbalance the tendency of lateral rotation induced by the thigh movement. These coupling forces in opposite directions would induce knee flexion, causing dissipation of the energy transferred from the pelvis to the thigh. Similarly, low midfoot stiffness or excessive mobility of the first radius would allow the rearfoot to prolong its eversion during the mid-stance (Fonseca *et al.*, 2007) while the thigh begins lateral rotation. The excessive eversion of the calcaneus in a closed chain would produce an external torque leading the shank to move in medial rotation, which is opposed to the lateral rotation torque coming from the thigh. Thus, opposite shank torques may have affected the coupling between the pelvis and shank differently from that observed in the thigh region. This way, it is possible that some of our participants had altered foot alignment or mobility that may have, in part, affected the results. These same factors may be related to divergences between the results of different studies (Koshino *et al.*, 2017; Nester, 2000; Souza *et al.*, 2010), reinforcing the idea that individual factors should be considered when investigating joint couplings (Souza *et al.*, 2010).

A methodological aspect that may have contributed to the absence of the interaction effect "time/group" was the self-selected gait speed. In our study, the mean self-selected gait speed was low. The gait speed chosen by our participants was around 3 km/h, which for some authors corresponds to a slow gait (Bohannon & Williams Andrews, 2011; Liu *et al.*, 2008; Riley *et al.*, 2001). The gait speed directly affects the coordination between the pelvis and trunk. At speeds below 3 km/h, the movement between the pelvis and the thorax is more in-phase, while, above this speed, the pelvis-thorax coordination becomes increasingly anti-phase (Bruijn *et al.*, 2008; Lamothe *et al.*, 2002). When coordination is more anti-phase, a "twisting" movement occurs between the thorax and pelvis, each turning in one direction. This mechanism can promote an

elastic energy buildup through the traction of trunk tissues, which can be transferred to the lateral rotation of the supporting hip. However, a slow gait speed may not establish this mechanism efficiently. In our sample, the average speed in both groups was around 3 km/h. In this velocity, the coordination between the trunk and pelvis of healthy people is varied (Bruijn Hotels *et al.*, 2008; Lamothe *et al.*, 2002). This variability may have decreased the statistical power and affected the ability to identify interaction effects. Future studies investigating the association of trunk strength and stiffness with the coupling between the pelvis and adjacent segments should use higher or various gait speeds. Higher speeds could provide a more homogeneous pelvis-thorax coordination between subjects (in anti-phase) (Lamothe *et al.*, 2002). In addition, higher speeds represent a greater challenge for the musculoskeletal system in which differences between the stronger and weaker individuals are more likely to be revealed during gait.

The present study sought to investigate the gait changes in healthy young females who were asked to walk on a treadmill. Therefore, the generalization of results must consider the chosen population and protocol. Another aspect to observe would be the chance of bias resulting from the non-randomization of the groups. However, statistical tests revealed that the groups did not differ at baseline for descriptive or outcome variables. Thus, non-randomization did not seem to have contributed to the obtained results. The baseline comparison between the intervention group and the control group participants' mass had a borderline significance value (Table 1), which could indicate a trend of difference between the groups for this variable. However, neither BMI nor the outcome variables followed this trend (Table 1), indicating that this possible difference did not impact the results. In general, the results suggest that the changes following the strengthening program could alter the pelvis-thigh coupling. However, suppose the therapeutic objective of proximal strengthening is to produce distal effects resulting from pelvis-shank in-phase coupling, such as foot supination. In that case, other factors must be considered since the changes in proximal coupling did not propagate distally. Future studies should be dedicated to investigating populations with distal alterations, controlling the influence of these factors on the pelvis-thigh and pelvis-shank couplings in the transverse plane during the gait.

5 CONCLUSION

The results suggested that the eight-week trunk and hip strengthening protocol could make the transverse plane pelvis-thigh coupling pattern more in-phase and stable during the stance phase of the gait. The relative phase values between these segments became closer to zero degrees, and there was a reduction in variability (increased stability) of this coupling in the mid-stance phase. However, there was no significant difference in the pelvis-shank transverse plane coupling pattern and its stability, indicating that the changes observed in the pelvis-thigh relationship did not propagate to the distal segments.

REFERENCES

- American College of Sports Medicine position stand. (2009). Progression models in resistance training for healthy adults. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41(3), 687–708. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181915670>
- Araújo, V. L., Souza, T. R., Carvalhais, V. O. do C., Cruz, A. C., & Fonseca, S. T. (2017). Effects of hip and trunk muscle strengthening on hip function and lower limb kinematics during step-down task. *Clinical Biomechanics*, 44, 28–35. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2017.02.012>
- Baldon, R. de M., Lobato, D. F. M., Carvalho, L. P., Wun, P. Y. L., Santiago, P. R. P., & Serrão, F. V. (2012). Effect of Functional Stabilization Training on Lower Limb Biomechanics in Women. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44(1), 135–145. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31822a51bb>
- Bohannon, R. W., & Williams Andrews, A. (2011). Normal walking speed: a descriptive meta-analysis. *Physiotherapy*, 97(3), 182–189. <https://doi.org/10.1016/j.physio.2010.12.004>
- Bruijn, S. M., Meijer, O. G., van Dieën, J. H., Kingma, I., & Lamothe, C. J. C. (2008). Coordination of leg swing, thorax rotations, and pelvis rotations during gait: The organisation of total body angular momentum. *Gait and Posture*, 27(3), 455–462. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.05.017>
- Carvalhais, V. O. do C., Araújo, V. L. de, Souza, T. R., Gonçalves, G. G. P., Ocarino, J. de M., & Fonseca, S. T. (2011). Validity and reliability of clinical tests for assessing hip passive stiffness. *Manual Therapy*, 16(3), 240–245. <https://doi.org/10.1016/j.math.2010.10.009>
- Carvalhais, V. O. do C., Ocarino, J. de M., Araújo, V. L., Souza, T. R., Silva, P. L. P., & Fonseca, S. T. (2013). Myofascial force transmission between the latissimus dorsi and gluteus maximus muscles: An in vivo experiment. *Journal of Biomechanics*, 46(5), 1003–1007. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.11.044>
- Chiu, S. L., Lu, T. W., & Chou, L. S. (2010). Altered inter-joint coordination during walking in patients with total hip arthroplasty. *Gait and Posture*, 32(4), 656–660. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.09.015>

- Chuter, V. H., & Janse de Jonge, X. A. K. (2012). Proximal and distal contributions to lower extremity injury: A review of the literature. *Gait & Posture*, 36(1), 7–15. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.02.001>
- Cohen, J. (1988). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. (2nd ed.) Routledge. <https://doi.org/10.4324/9780203771587>
- Colson, S., Pousson, M., Martin, A., & Van Hoecke, J. (1999). Isokinetic elbow flexion and coactivation following eccentric training. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9(1), 13–20. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(98\)00025-X](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(98)00025-X)
- Cruz, A. de C., Fonseca, S. T., Araújo, V. L., Carvalho, D. da S., Barsante, L. D., Pinto, V. A., & Souza, T. R. (2019). Pelvic Drop Changes Due to Proximal Muscle Strengthening Depend on Foot-Ankle Varus Alignment. *Applied Bionics and Biomechanics*, 2019, 1–12. <https://doi.org/10.1155/2019/2018059>
- Cunningham, T. J., Mullineaux, D. R., Noehren, B., Shapiro, R., & Uhl, T. L. (2014). Coupling angle variability in healthy and patellofemoral pain runners. *Clinical Biomechanics*, 29(3), 317–322. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.12.008>
- Dadfar, M., Sheikhhoseini, R., Jafarian, M., & Esmaeili, A. (2021). Lower extremity kinematic coupling during single and double leg landing and gait in female junior athletes with dynamic knee valgus. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 13(1), 152. <https://doi.org/10.1186/s13102-021-00385-y>
- DeLeo, A. T., Dierks, T. A., Ferber, R., & Davis, I. S. (2004). Lower extremity joint coupling during running: a current update. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 19(10), 983–991. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2004.07.005>
- Desai, G. A., & Gruber, A. H. (2020). Segment coordination and variability among prospectively injured and uninjured runners. *Journal of Sports Sciences*, 39(1), 38–47. <https://doi.org/10.1080/02640414.2020.1804519>
- Donatelli, R. (1985). Normal biomechanics of the foot and ankle. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 7(3), 91–95.
- Drewes, L. K., McKeon, P. O., Paolini, G., Riley, P., Casey Kerrigan, D., Ingersoll, C. D., & Hertel, J. (2009). Altered ankle kinematics and shank-rear-foot coupling in those with chronic ankle instability. *Journal of Sport Rehabilitation*, 18(3), 375–388. <https://doi.org/10.1123/jsr.18.3.375>
- Fonseca, S. T., Silva, P. L., Ocarino, J. M., & Aquino, C. F. (2007). Integration of Stresses and their Relationship to the Kinetic Chain. In *Scientific Foundations & Principles of Practice in Musculoskeletal Rehabilitation* (1 ed., pp. 476–486). Saunders/Elsevier.
- Gribbin, T. C., Slater, L. v., Herb, C. C., Hart, J. M., Chapman, R. M., Hertel, J., & Kuenze, C. M. (2016). Differences in hip–knee joint coupling during gait after anterior cruciate ligament reconstruction. *Clinical Biomechanics*, 32, 64–71. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2016.01.006>
- Hafer, J. F., & Boyer, K. A. (2018). Age related differences in segment coordination and its variability during gait. *Gait & Posture*, 62, 92–98. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.02.021>

Hamill, J., Selbie, W. S., & Kepple, T. M. (2013). Three Dimensional Kinematics. In D. G. E. Robertson, G. E. Caldwell, & J. Hamill (Eds.), *Research Methods in Biomechanics, Second Edition* (second ed., pp. 36–57). Human Kinetics Publishers.

Heiderscheit, B. C., Hamill, J., & van Emmerik, R. E. A. (2002). Variability of Stride Characteristics and Joint Coordination among Individuals with Unilateral Patellofemoral Pain. *Journal of Applied Biomechanics*, 18(2), 110–121. <https://doi.org/10.1123/jab.18.2.110>

Hein, T., Schmeltzpfenning, T., Krauss, I., Maiwald, C., Horstmann, T., & Grau, S. (2012). Using the variability of continuous relative phase as a measure to discriminate between healthy and injured runners. *Human Movement Science*, 31(3), 683–694. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2011.07.008>

Herb, C. C., Chinn, L., Dicharry, J., McKeon, P. O., Hart, J. M., & Hertel, J. (2014). Shank-Rearfoot Joint Coupling with Chronic Ankle Instability. *Journal of Applied Biomechanics*, 30(3), 366–372. <https://doi.org/10.1123/jab.2013-0085>

Hornestam, J. F., Arantes, P. M. M., Souza, T. R., Resende, R. A., Aquino, C. F., Fonseca, S. T., & da Silva, P. L. P. (2021). Foot pronation affects pelvic motion during the loading response phase of gait. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 25(6), 727–734. <https://doi.org/10.1016/j.bjpt.2021.04.005>

Hu, M., Kobayashi, T., Zhou, J., & Lam, W.-K. (2021). Current application of continuous relative phase in running and jumping studies: A systematic review. *Gait & Posture*, 90, 215–233. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.08.014>

Jorgenson, K. W., Phillips, S. M., & Hornberger, T. A. (2020). Identifying the Structural Adaptations that Drive the Mechanical Load-Induced Growth of Skeletal Muscle: A Scoping Review. *Cells*, 9(7), 1658. <https://doi.org/10.3390/cells9071658>

Kelso, J. A. S., & Schöner, G. (1988). Self-organization of coordinative movement patterns. *Human Movement Science*, 7(1), 27–46. [https://doi.org/10.1016/0167-9457\(88\)90003-6](https://doi.org/10.1016/0167-9457(88)90003-6)

Kjaer, M., Jørgensen, N. R., Heinemeier, K., & Magnusson, S. P. (2015). *Exercise and Regulation of Bone and Collagen Tissue Biology* (pp. 259–291). <https://doi.org/10.1016/bs.pmbts.2015.07.008>

Koshino, Y., Yamanaka, M., Ezawa, Y., Okunuki, T., Ishida, T., Samukawa, M., & Tohyama, H. (2017). Coupling motion between rearfoot and hip and knee joints during walking and single-leg landing. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 37, 75–83. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2017.09.004>

Kurz, M. J., Stergiou, N., Buzzi, U. H., & Georgoulis, A. D. (2004). The effect of anterior cruciate ligament reconstruction on lower extremity relative phase dynamics during walking and running. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 13(2), 107–115. <https://doi.org/10.1007/s00167-004-0554-0>

Lack, S., Barton, C., Sohan, O., Crossley, K., & Morrissey, D. (2015). Proximal muscle rehabilitation is effective for patellofemoral pain: a systematic review with meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 49(21), 1365–1376. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-094723>

- Lamb, P. F., & Stöckl, M. (2014). On the use of continuous relative phase: Review of current approaches and outline for a new standard. *Clinical Biomechanics*, 29(5), 484–493. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.03.008>
- Lamoth, C. J. C., Beek, P. J., & Meijer, O. G. (2002). Pelvis–thorax coordination in the transverse plane during gait. *Gait & Posture*, 16(2), 101–114. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00146-1](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00146-1)
- Leardini, A., Benedetti, M. G., Berti, L., Bettinelli, D., Nativio, R., & Giannini, S. (2007). Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. *Gait and Posture*, 25(3), 453–462. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.05.017>
- Liu, M. Q., Anderson, F. C., Schwartz, M. H., & Delp, S. L. (2008). Muscle contributions to support and progression over a range of walking speeds. *Journal of Biomechanics*, 41(15), 3243–3252. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.07.031>
- Manal, K., McClay, I., Stanhope, S., Richards, J., & Galinat, B. (2000). Comparison of surface mounted markers and attachment methods in estimating tibial rotations during walking: An in vivo study. *Gait and Posture*, 11(1), 38–45. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(99\)00042-9](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(99)00042-9)
- Martin, A., Martin, L., & Morion, B. (1995). Changes induced by eccentric training on force-velocity relationships of the elbow flexor muscles. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 72(1), 183–185. <https://doi.org/10.1007/BF00964136>
- Miller, R. H., Meardon, S. A., Derrick, T. R., & Gillette, J. C. (2008). Continuous relative phase variability during an exhaustive run in runners with a history of iliotibial band syndrome. *Journal of Applied Biomechanics*, 24(3), 262–270. <https://doi.org/10.1123/jab.24.3.262>
- Mutchler, J. A., Macias, K., Munkasy, B. A., Wilson, S. J., Garner, J. C., & Li, L. (2020). Kinematic and Coordination Variability in Runners with and Without Patellofemoral Pain. *International Journal of Kinesiology and Sports Science*, 8(3), 58. <https://doi.org/10.7575/aiac.ijkss.v.8n.3p.58>
- Nester, C. (2000). The relationship between transverse plane leg rotation and transverse plane motion at the knee and hip during normal walking. *Gait & Posture*, 12(3), 251–256. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(00\)00082-5](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(00)00082-5)
- Pollard, C. D., Stearns, K. M., Hayes, A. T., & Heiderscheit, B. C. (2015). Altered Lower Extremity Movement Variability in Female Soccer Players During Side-Step Cutting After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *The American Journal of Sports Medicine*, 43(2), 460–465. <https://doi.org/10.1177/0363546514560153>
- Preece, S. J., Graham-Smith, P., Nester, C. J., Howard, D., Hermens, H., Herrington, L., & Bowker, P. (2008). The influence of gluteus maximus on transverse plane tibial rotation. *Gait & Posture*, 27(4), 616–621. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.08.007>
- Prins, M. R., Bruijn, S. M., Meijer, O. G., van der Wurff, P., & van Dieën, J. H. (2019). Axial Thorax-Pelvis Coordination During Gait is not Predictive of Apparent Trunk Stiffness. *Scientific Reports*, 9(1), 1066. <https://doi.org/10.1038/s41598-018-37549-9>
- Resende, R. A., Deluzio, K. J., Kirkwood, R. N., Hassan, E. A., & Fonseca, S. T. (2015). Increased unilateral foot pronation affects lower limbs and pelvic biomechanics during walking. *Gait & Posture*, 41(2), 395–401. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.10.025>

- Riley, P. O., Croce, U. della, & Casey Kerrigan, D. (2001). Propulsive adaptation to changing gait speed. *Journal of Biomechanics*, 34(2), 197–202. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(00\)00174-3](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00174-3)
- Seay, J. F., van Emmerik, R. E. A., & Hamill, J. (2011). Low back pain status affects pelvis-trunk coordination and variability during walking and running. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 26(6), 572–578. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.11.012>
- Seay, J. F., van Emmerik, R. E. A., & Hamill, J. (2014). Trunk bend and twist coordination is affected by low back pain status during running. *European Journal of Sport Science*, 14(6), 563–568. <https://doi.org/10.1080/17461391.2013.866167>
- Smith, B. I., Curtis, D., & Docherty, C. L. (2018). Effects of Hip Strengthening on Neuromuscular Control, Hip Strength, and Self-Reported Functional Deficits in Individuals With Chronic Ankle Instability. *Journal of Sport Rehabilitation*, 27(4), 364–370. <https://doi.org/10.1123/jsr.2016-0143>
- Smith, J. A., Popovich, J. M., & Kulig, K. (2014). The influence of hip strength on lower-limb, pelvis, and trunk kinematics and coordination patterns during walking and hopping in healthy women. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 44(7), 525–531. <https://doi.org/10.2519/jospt.2014.5028>
- Souza, T. R., Araújo, V. L., Silva, P. L., Carvalhais, V. O. C., Resende, R. A., & Fonseca, S. T. (2016). External rotation elastic bands at the lower limb decrease rearfoot eversion during walking: a preliminary proof of concept. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 20, 571–579.
- Souza, T. R., Pinto, R. Z., Trede, R. G., Kirkwood, R. N., & Fonseca, S. T. (2010). Temporal couplings between rearfoot–shank complex and hip joint during walking. *Clinical Biomechanics*, 25(7), 745–748. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.04.012>
- Svenningsen, S., Terjesen, T., Auflem, M., & Berg, V. (1989). Hip motion related to age and sex. *Acta Orthopaedica*, 60(1), 97–100. <https://doi.org/10.3109/17453678909150103>
- Turvey, M. T. (1990). Coordination. *American Psychologist*, 45(8), 938–953.
- van Uden, C. J. T., Bloo, J. K. C., Kooloos, J. G. M., van Kampen, A., de Witte, J., & Wagenaar, R. C. (2003). Coordination and stability of one-legged hopping patterns in patients with anterior cruciate ligament reconstruction: Preliminary results. *Clinical Biomechanics*, 18(1), 84–87. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(02\)00170-5](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(02)00170-5)
- Willson, J. D., Ireland, M. L., & Davis, I. (2006). Core Strength and Lower Extremity Alignment during Single Leg Squats. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 38(5), 945–952. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000218140.05074.fa>
- Winter, D. A. (2009a). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement - Capítulo 2.2 Frequency analysis*.
- Winter, D. A. (2009b). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. Wiley. <https://doi.org/10.1002/9780470549148>

4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O presente estudo investigou o efeito de um programa de fortalecimento de tronco e quadril sobre os padrões de acoplamento e sobre a estabilidade dos acoplamentos entre a pelve e a coxa e a pelve a perna no plano transversal na marcha de mulheres jovens saudáveis. Era esperado que o programa de fortalecimento provocasse mudanças no tecido muscular dos rotadores laterais do quadril e nos tecidos conectivos que o envolvem, gerando aumento da força contrátil e da resistência passiva dos tecidos. Nossa hipótese era que essas alterações fariam com que o acoplamento entre a pelve e a coxa se tornasse mais “em fase” e mais estável durante a fase de apoio da marcha. Além disso, esperávamos que esses efeitos se propagassem distalmente, tornando o acoplamento pelve-perna, mais “em fase” e mais estável também.

Os resultados deste estudo e de um estudo anterior que lidou com a mesma amostra e intervenção (CRUZ *et al.*, 2019) revelaram que o programa de fortalecimento foi capaz de gerar aumento do trabalho concêntrico, do trabalho excêntrico e do torque passivo dos rotadores laterais do quadril, no grupo intervenção. Além disso, também foi observado que o acoplamento pelve-coxa se tornou mais “em fase” e mais estável, especialmente no segundo terço da fase de apoio da marcha, após a intervenção. Porém, esses resultados devem ser analisados com cautela pois o acoplamento pelve-coxa também se tornou mais em fase no grupo controle. Apesar disso, contrastes pré-planejados indicaram que os tamanhos de efeito dessas mudanças foram maiores no grupo intervenção. Isso sugere que as alterações teciduais promovidas pelo protocolo de fortalecimento podem ter tido um papel importante para essa mudança.

Por outro lado, ao contrário da hipótese, o acoplamento pelve-perna não se modificou a partir das mudanças ocorridas no acoplamento pelve-coxa. Ou seja, os efeitos proximais não se propagaram distalmente para o acoplamento pelve-perna. Portanto, programas de fortalecimento de tronco e quadril que tenham objetivo de alterar o acoplamento da pelve com segmentos distais, para por exemplo, potencializar a supinação do pé, na fase de impulsão da marcha, devem levar em conta outros fatores

individuais, tais como o alinhamento do retropé ou do antepé em relação à perna, a mobilidade do primeiro raio ou a rigidez do mediopé. Apenas o fortalecimento do quadril (acompanhado das alterações teciduais decorrentes desse fortalecimento) não foi capaz de gerar alterações distais nos padrões e na estabilidade dos acoplamentos.

REFERÊNCIAS

- AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE POSITION STAND. Progression models in resistance training for healthy adults. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 41, n. 3, p. 687–708, 2009.
- ARAÚJO, Vanessa Lara *et al.* Effects of hip and trunk muscle strengthening on hip function and lower limb kinematics during step-down task. *Clinical Biomechanics*, v. 44, p. 28–35, 2017. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2017.02.012>. Acesso em: 25 jan. 2021.
- BAIDA, Samuel R. *et al.* Does the amount of lower extremity movement variability differ between injured and uninjured populations? A systematic review. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, v. 28, n. 4, p. 1320–1338, abr. 2018. Disponível em: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/sms.13036>. Acesso em: 12 fev. 2022.
- BALDON, Rodrigo de Marche *et al.* Effect of Functional Stabilization Training on Lower Limb Biomechanics in Women. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, v. 44, n. 1, p. 135–145, jan. 2012. Disponível em: <https://journals.lww.com/00005768-201201000-00018>. Acesso em: 24 out. 2022
- BYRNE, Jennifer E. *et al.* Comparison of Gait Patterns between Young and Elderly Women: An Examination of Coordination. *Perceptual and Motor Skills*, v. 94, n. 1, p. 265–280, 31 fev. 2002.
- CARVALHAIS, Viviane Otoni do Carmo *et al.* Validity and reliability of clinical tests for assessing hip passive stiffness. *Manual Therapy*, v. 16, n. 3, p. 240–245, 2011. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.math.2010.10.009>. Acesso em: 2 fev. 2021
- CHIU, Shiu Ling; LU, Tung Wu; CHOU, Li Shan. Altered inter-joint coordination during walking in patients with total hip arthroplasty. *Gait and Posture*, v. 32, n. 4, p. 656–660, 2010.
- CHIU, Shiu-Ling; CHANG, Chien-Chi; CHOU, Li-Shan. Inter-joint coordination of overground versus treadmill walking in young adults. *Gait & Posture*, v. 41, n. 1, p. 316–318, jan. 2015.
- CHUTER, Vivienne H.; JANSE DE JONGE, Xanne A.K. Proximal and distal contributions to lower extremity injury: A review of the literature. *Gait & Posture*, v. 36, n. 1, p. 7–15, maio 2012. Disponível em: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636212000409>. Acesso em: 24 out. 2022.
- COHEN, Jacob. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. 2. ed. Hillsdale, New Jersey: Associates, Lawrence Erlbaum, 1988.
- COLSON, Serge *et al.* Isokinetic elbow flexion and coactivation following eccentric training. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 9, n. 1, p. 13–20, 1999.
- CRUZ, Aline de Castro *et al.* Pelvic Drop Changes Due to Proximal Muscle Strengthening Depend on Foot-Ankle Varus Alignment. *Applied Bionics and*

Biomechanics, v. 2019, p. 1–12, 12 May 2019. Disponível em: <https://www.hindawi.com/journals/abb/2019/2018059/>. Acesso em: 19 jul. 2021.

CUNNINGHAM, Tommy J. *et al.* Coupling angle variability in healthy and patellofemoral pain runners. *Clinical Biomechanics*, v. 29, n. 3, p. 317–322, mar. 2014.

DADFAR, Mahdis *et al.* Lower extremity kinematic coupling during single and double leg landing and gait in female junior athletes with dynamic knee valgus. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, v. 13, n. 1, p. 152, 9 dez. 2021.

DELEO, Alison T *et al.* Lower extremity joint coupling during running: a current update. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, v. 19, n. 10, p. 983–991, dez. 2004.

DESAI, Gauri A.; GRUBER, Allison H. Segment coordination and variability among prospectively injured and uninjured runners. *Journal of Sports Sciences*, v. 39, n. 1, p. 38–47, 2020. Disponível em: <https://doi.org/10.1080/02640414.2020.1804519>. Acesso em: 5 fev. 2021.

DONATELLI, Robert. Normal biomechanics of the foot and ankle. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, v. 7, n. 3, p. 91–95, 1985.

DREWES, Lindsay K. *et al.* Altered ankle kinematics and shank-rear-foot coupling in those with chronic ankle instability. *Journal of Sport Rehabilitation*, v. 18, n. 3, p. 375–388, 2009.

FONSECA, Sérgio Teixeira *et al.* Integration of Stresses and their Relationship to the Kinetic Chain. *Scientific Foundations & Principles of Practice in Musculoskeletal Rehabilitation*. 1 ed. ed. Saint Louis: Saunders/Elsevier, 2007. p. 476–486.

GAROFALO, Pietro *et al.* Inter-operator reliability and prediction bands of a novel protocol to measure the coordinated movements of shoulder-girdle and humerus in clinical settings. *Medical & Biological Engineering & Computing*, v. 47, n. 5, p. 475–486, 17 mai. 2009.

GRIBBIN, Timothy C. *et al.* Differences in hip–knee joint coupling during gait after anterior cruciate ligament reconstruction. *Clinical Biomechanics*, v. 32, p. 64–71, fev. 2016.

HAFER, Jocelyn F.; BOYER, Katherine A. Age related differences in segment coordination and its variability during gait. *Gait & Posture*, v. 62, p. 92–98, maio 2018. Disponível em: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636218301036>. Acesso em: 24 out. 2022.

HAMILL, Joseph *et al.* A dynamical systems approach to lower extremity running injuries. *Clinical Biomechanics*, v. 14, n. 5, p. 297–308, 1999.

HAMILL, Joseph; SELBIE, W.S.; KEPPLER, T. M. Three Dimensional Kinematics. In: ROBERTSON, D GORDON E; CALDWELL, GRAHAM E; HAMILL, JOSEPH (Org.). *Research Methods in Biomechanics, Second Edition*. 2 ed. [S.l.]: Human Kinetics Publishers, 2013. p. 36–57.

HEIDERSCHEIT, Bryan C.; HAMILL, Joseph; VAN EMMERIK, Richard E.A. Variability of Stride Characteristics and Joint Coordination among Individuals with Unilateral Patellofemoral Pain. *Journal of Applied Biomechanics*, v. 18, n. 2, p. 110–121, mai. 2002.

HERB, C. Collin *et al.* Shank-Rearfoot Joint Coupling with Chronic Ankle Instability. *Journal of Applied Biomechanics*, v. 30, n. 3, p. 366–372, jun. 2014.

HORNESTAM, Joana Ferreira *et al.* Foot pronation affects pelvic motion during the loading response phase of gait. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, v. 25, n. 6, p. 727–734, nov. 2021. Disponível em: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1413355521000319>. Acesso em: 24 out 2022

HU, Mingyu *et al.* Current application of continuous relative phase in running and jumping studies: A systematic review. *Gait & Posture*, v. 90, p. 215–233, out. 2021.

IPPERSIEL, P.; SHAH, V.; DIXON, P.C. The impact of outdoor walking surfaces on lower-limb coordination and variability during gait in healthy adults. *Gait & Posture*, v. 91, p. 7–13, jan. 2022.

JORGENSON, Kent W.; PHILLIPS, Stuart M.; HORNBERGER, Troy A. Identifying the Structural Adaptations that Drive the Mechanical Load-Induced Growth of Skeletal Muscle: A Scoping Review. *Cells*, v. 9, n. 7, p. 1658, 9 jul. 2020.

KELSO, J. A. Scott; SCHÖNER, G. Self Organization of coordinative movement patterns. *Human Movement Science*, v. 7, p. 27–46, 1988.

KJAER, Michael *et al.* Exercise and Regulation of Bone and Collagen Tissue Biology. [S.l: s.n.], 2015. p. 259–291.

KOSHINO, Yuta *et al.* Coupling motion between rearfoot and hip and knee joints during walking and single-leg landing. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 37, p. 75–83, dez. 2017. Disponível em: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1050641117301530>. Acesso em: 24 out. 2022.

KURZ, Max J. *et al.* The effect of anterior cruciate ligament reconstruction on lower extremity relative phase dynamics during walking and running. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, v. 13, n. 2, p. 107–115, 9 mar. 2004.

LACK, Simon *et al.* Proximal muscle rehabilitation is effective for patellofemoral pain: a systematic review with meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, v. 49, n. 21, p. 1365–1376, nov. 2015.

LAMB, Peter F; STÖCKL, Michael. On the use of continuous relative phase: Review of current approaches and outline for a new standard. *Clinical Biomechanics*, v. 29, n. 5, p. 484–493, 2014.

LEARDINI, A. *et al.* Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. *Gait and Posture*, v. 25, n. 3, p. 453–462, 2007.

MANAL, K. *et al.* Comparison of surface mounted markers and attachment methods in estimating tibial rotations during walking: An in vivo study. *Gait and Posture*, v. 11, n. 1, p. 38–45, 2000.

MARTIN, A.; MARTIN, L.; MORION, B. Changes induced by eccentric training on force-velocity relationships of the elbow flexor muscles. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, v. 72, n. 1, p. 183–185, 1995.

MILLER, Ross H. *et al.* Continuous relative phase variability during an exhaustive run in runners with a history of iliotibial band syndrome. *Journal of Applied Biomechanics*, v. 24, n. 3, p. 262–270, 2008.

MUTCHLER, Jessica A. *et al.* Kinematic and Coordination Variability in Runners with and Without Patellofemoral Pain. *International Journal of Kinesiology and Sports Science*, v. 8, n. 3, p. 58, 31 jul. 2020.

NESTER, C. The relationship between transverse plane leg rotation and transverse plane motion at the knee and hip during normal walking. *Gait & Posture*, v. 12, n. 3, p. 251–256, dez. 2000.

POLLARD, Christine D. *et al.* Altered Lower Extremity Movement Variability in Female Soccer Players During Side-Step Cutting After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *The American Journal of Sports Medicine*, v. 43, n. 2, p. 460–465, 15 fev. 2015.

PREECE, Stephen J. *et al.* The influence of gluteus maximus on transverse plane tibial rotation. *Gait & Posture*, v. 27, n. 4, p. 616–621, maio 2008.

RESENDE, Renan A. *et al.* Increased unilateral foot pronation affects lower limbs and pelvic biomechanics during walking. *Gait & Posture*, v. 41, n. 2, p. 395–401, fev. 2015. Disponível em: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636214007516>. Acesso em: 24 out. 2022.

SEAY, Joseph F; VAN EMMERIK, Richard E A; HAMILL, Joseph. Low back pain status affects pelvis-trunk coordination and variability during walking and running. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, v. 26, n. 6, p. 572–578, jul. 2011.

SEAY, Joseph F.; VAN EMMERIK, Richard E. A.; HAMILL, Joseph. Trunk bend and twist coordination is affected by low back pain status during running. *European Journal of Sport Science*, v. 14, n. 6, p. 563–568, 18 ago. 2014.

SMITH, Brent I.; CURTIS, Denice; DOCHERTY, Carrie L. Effects of Hip Strengthening on Neuromuscular Control, Hip Strength, and Self-Reported Functional Deficits in Individuals With Chronic Ankle Instability. *Journal of Sport Rehabilitation*, v. 27, n. 4, p. 364–370, 1 jul. 2018.

SMITH, Jo Armour; POPOVICH, John M.; KULIG, Kornelia. The influence of hip strength on lower-limb, pelvis, and trunk kinematics and coordination patterns during walking and hopping in healthy women. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, v. 44, n. 7, p. 525–531, 2014.

SOUZA, Thales R *et al.* External rotation elastic bands at the lower limb decrease rearfoot eversion during walking: a preliminary proof of concept. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, v. 20, p. 571–579, 2016.

SOUZA, Thales R. *et al.* Temporal couplings between rearfoot–shank complex and hip joint during walking. *Clinical Biomechanics*, v. 25, n. 7, p. 745–748, ago. 2010. Disponível em: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S026800331000121X>. Acesso em: 24 out. 2022.

SVENNINGSEN, Svein *et al.* Hip motion related to age and sex. *Acta Orthopaedica*, v. 60, n. 1, p. 97–100, 1989.

TURVEY, Michael T. Coordination. *American Psychologist*, v. 45, n. 8, p. 938–953, 1990.

VAN UDEN, C. J.T. *et al.* Coordination and stability of one-legged hopping patterns in patients with anterior cruciate ligament reconstruction: Preliminary results. *Clinical Biomechanics*, v. 18, n. 1, p. 84–87, 2003.

WINTER, D. A. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement - Capítulo 2.2 Frequency analysis*. 4. ed. Hoboken, New Jersey, EUA: John Wiley & Sons, Inc, 2009.

APÊNDICES

Este estudo foi desenvolvido juntamente com outra pesquisa de doutorado, cujo orientador foi o Prof. Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca. Portanto, o projeto de pesquisa encaminhado ao Comitê de Ética em Pesquisa e o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido referem-se a ambos os estudos.

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título do Estudo: Efeito do fortalecimento dos músculos do quadril e do tronco e efeito do uso de uma órtese de quadril sobre a cinemática dos membros inferiores durante a marcha e a descida de degrau

Investigadores Principais: Thales Rezende de Souza e Vanessa Lara de Araújo

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca

Gostaríamos de convidá-lo a participar de nosso estudo. O nosso objetivo é investigar o efeito do uso de uma cinta elástica no seu quadril e o efeito de um programa de fortalecimento dos músculos do tronco e do quadril no padrão de movimento durante a caminhada e a descida de degrau. Assim, este estudo pretende demonstrar se o uso da cinta elástica no quadril e se a realização de exercícios para fortalecimento muscular são capazes de melhorar o movimento de suas pernas e de seu tronco durante a realização de atividades do dia a dia.

Procedimentos: Os testes serão realizados no Laboratório de Desempenho Motor e Funcional Humano (sala 1108) e no Laboratório de Análise do Movimento (sala 1107) da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG). Inicialmente, as seguintes medidas serão realizadas: peso, altura, comprimentos de sua perna e pé, quantidade de movimento do seu quadril e alinhamento do seu pé. Logo após, serão colocados eletrodos descartáveis sobre a sua pele, na região do quadril direito, para que seja registrada a quantidade de contração dos músculos dessa região. Antes da colocação desses eletrodos, sua pele será limpa com algodão e álcool e, se necessário, será feita a retirada dos pelos, apenas nas regiões onde os eletrodos serão colocados, utilizando uma lâmina de barbear descartável. Em seguida, serão afixados, com fita dupla face, pequenos marcadores em seu tronco, pelve, perna e pé, sendo que esse procedimento é indolor. Você será orientado a caminhar em uma esteira por aproximadamente um minuto e a descer um degrau cinco vezes para que o seu movimento seja avaliado por um sistema de câmeras.

Uma cinta elástica (órtese) será afixada no seu quadril e você será orientado a caminhar e descer o degrau novamente.

Após essa fase, você será posicionado deitado de barriga para baixo sobre um aparelho e sua perna será fixada à alavanca desse aparelho. Essa alavanca irá mover a sua perna e, conseqüentemente, o seu quadril. Nesse momento, você deverá manter-se o mais relaxado possível, sem resistir ou ajudar o movimento da alavanca. Durante esse teste, você terá em sua mão um dispositivo do equipamento, o qual permitirá que você interrompa o movimento da alavanca a qualquer momento, caso ache necessário. Três repetições do movimento do seu quadril serão realizadas em duas diferentes condições: com e sem o uso da cinta elástica de quadril. Em seguida, você realizará dois testes de força máxima dos músculos do seu quadril. No primeiro teste, você será posicionado de barriga para baixo e no segundo, você ficará deitado de lado. Em ambos os testes, a alavanca será fixada à sua perna e você será encorajado a mover essa alavanca, realizando sua força máxima, por cinco repetições. Ambos os testes serão realizados três vezes. Um teste de força máxima dessas musculaturas também será realizado fora do equipamento e contra a resistência manual do examinador.

Após a realização dessa avaliação inicial, você irá escolher em qual dos grupos (1 ou 2) você quer ser incluído.

GRUPO 1: Se você for incluído neste grupo, deverá comparecer no Laboratório de Prevenção e Reabilitação de Lesões Esportiva (LAPREV) no prazo máximo de uma semana após o teste inicial para começar o programa de fortalecimento dos músculos do seu quadril e tronco. O programa será constituído de exercícios rotineiramente realizados em um aparelho de musculação (*cross-over*). Os exercícios serão realizados três vezes por semana durante oito semanas e serão feitos nos dois lados do corpo. A carga dos exercícios será suficiente para causar um cansaço muscular durante a realização dos mesmos e será aumentada progressivamente, segundo sua tolerância. Os horários para realização dos fortalecimentos serão estabelecidos de acordo com sua disponibilidade e com a disponibilidade dos examinadores envolvidos na pesquisa, pois todas as sessões de fortalecimento serão acompanhadas por algum dos examinadores. Uma semana após o término do programa de fortalecimento, você deverá retornar ao laboratório para repetir os procedimentos do teste inicial.

GRUPO 2: Se você for incluído neste grupo, não será submetido aos exercícios e deverá continuar realizando suas atividades rotineiras normalmente. Após oito semanas da avaliação inicial, você retornará ao laboratório para repetir os procedimentos da avaliação inicial. Se for de seu interesse, após a realização do teste final, você poderá participar do

mesmo programa de exercícios oferecido ao grupo 1, sob supervisão de um dos examinadores envolvidos na pesquisa.

Independente do grupo em que participar, você deverá comparecer ao laboratório em duas ocasiões, sendo que o tempo previsto para cada dia é três horas. Além disso, é necessário que você não realize exercícios de fortalecimento, além daqueles realizados na presença do examinador. O tempo previsto para realização do programa de fortalecimento é de 40 minutos.

Riscos e desconfortos: A sua participação no estudo oferece riscos mínimos à sua saúde. Pode ocorrer uma pequena irritação na pele devido ao procedimento de limpeza, retirada de pêlos e colocação dos eletrodos. Essa irritação, caso ocorra, desaparecerá em poucos dias. Além disso, você poderá sentir um leve desconforto muscular após a realização dos testes de força máxima e nos dois primeiros dias após a progressão da carga dos exercícios de fortalecimento (apenas participantes do grupo 1). Se sentir esse desconforto, você pode solicitar à pesquisadora (fisioterapeuta) que utilize algum recurso fisioterapêutico para alívio.

Benefícios esperados: Os participantes do grupo 1 poderão ser beneficiados pela realização do programa de fortalecimento do tronco e quadril, pois a maior força dessas musculaturas pode melhorar o movimento de seus pernas e tronco durante a realização de atividades do seu dia-a-dia, como caminhada e descida de escada. Após o término da avaliação final, os participantes do grupo 2 poderão requerer a realização do mesmo programa de fortalecimento feito pelos participantes do grupo 1, objetivando alcançar os possíveis benefícios. Caso não seja evidenciado benefício do programa de fortalecimento, não serão esperados benefícios diretos em decorrência da participação na pesquisa. Porém, os resultados desse estudo ajudarão os terapeutas a entender melhor como os músculos do corpo atuam durante a realização de atividades do dia-a-dia, o que irá contribuir para o avanço do conhecimento na área da fisioterapia.

Confidencialidade: Para garantir a confidencialidade da informação obtida, seu nome não será utilizado em qualquer publicação ou material relacionado ao estudo.

Recusa ou desistência da participação: Sua participação é inteiramente voluntária e você está livre para recusar participar ou desistir do estudo em qualquer momento sem que isso possa lhe acarretar qualquer prejuízo.

Gastos: Caso você necessite deslocar-se para universidade apenas para participar da pesquisa, os gastos com o seu transporte para comparecer ao laboratório ou à academia de musculação serão de responsabilidade dos pesquisadores. Se for do seu interesse, será oferecido um lanche nos dias de realização da avaliação no laboratório.

Você pode solicitar mais informações ao longo do estudo com os pesquisadores responsável pelo projeto (Thales ou Vanessa), por meio dos telefones 8813-0512 ou 9942-8285. Após a leitura completa deste documento, caso concorde em participar do estudo, você deverá assinar o termo de consentimento abaixo e rubricar todas as folhas desse termo.

TERMO DE CONSENTIMENTO

Eu li e entendi toda a informação acima. Todas as minhas dúvidas foram satisfatoriamente respondidas e eu concordo em ser um voluntário do estudo.

Assinatura do Voluntário Data

Thales Rezende de Souza - Doutorando Data

Vanessa Lara de Araújo – Mestranda Data

Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca - Orientador Data

COEP – Comitê de Ética em Pesquisa/UFMG

Av. Pres. Antônio Carlos, 6627 – Unidade Administrativa II – 2º. Andar – Sala 2005 – Cep 31270-901- Belo Horizonte – MG / Telefax: (31) 3409-4592
Email: coep@prpq.ufmg.br.

ANEXOS



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - COEP

Projeto: CAAE – 0427.0.203.000-11

Interessado(a): Prof. Sérgio Teixeira da Fonseca
Departamento de Fisioterapia
EEFFTO - UFMG

DECISÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprovou, no dia 05 de outubro de 2011, o projeto de pesquisa intitulado "Efeito do fortalecimento dos músculos do quadril e do tronco e efeito do uso de uma órtese de quadril sobre a cinemática dos membros inferiores durante a marcha e decida de degrau " bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

O relatório final ou parcial deverá ser encaminhado ao COEP um ano após o início do projeto.

Profa. Maria Teresa Marques Amaral
Coordenadora do COEP-UFMG

MINI CURRÍCULO

Lilian Marques Oliveira

Telefone: 31 99718-6962

E-mail: contato.lilianmarques@gmail.com

Currículo Lattes: <https://lattes.cnpq.br/3250828464734859>

Mestranda em Ciências da Reabilitação na Universidade Federal de Minas Gerais - UFMG, possui graduação em Fisioterapia e especialização em Avanços Clínicos em Fisioterapia Esportiva, pela mesma instituição. Em 2021 atuou como professora em um módulo da especialização em Fisioterapia Neurofuncional - UFMG, tendo orientado TCC de aluna nesse curso. Desde setembro de 2021 é preceptora de Saúde Coletiva do UNIBH no Centro de Saúde São Francisco. Trabalhou três anos como fisioterapeuta do NASF - Núcleo Ampliado de Saúde da Família - Prefeitura Municipal de Belo Horizonte (2018-2020), atuando como generalista na atenção primária, tendo maior experiência nas áreas de fisioterapia ortopédica, neurofuncional e gerontologia. Neste serviço, foi preceptora de estágio de estudantes de fisioterapia do 10º período da UFMG. De agosto de 2018 a julho de 2019 também atuou como preceptora de estudantes do 8º período da UFMG, na área de Neurofuncional no CREAB Centro Sul - Belo Horizonte. Desde 2016, tem colaborado com pesquisas na área de Análise do Movimento da Marcha Humana, na UFMG, tendo experiência básica no uso de softwares como Qualisys Track Manager, Visual 3D e MatLab para captura e processamento de dados cinéticos e cinemáticos. É autora ou coautora de resumos publicados em anais de congressos nacionais e internacionais e possui três artigos publicados. Possui formação em Fisioterapia Específica na Água (2019 - IATF), no Método do Anéis de Bad Ragaz (2019 - IATF) e em Pilates (2017 - Estúdio Rafa Garcia).