

Vanessa Lara de Araújo

**EFEITO DO FORTALECIMENTO DE MÚSCULOS DO QUADRIL E TRONCO
SOBRE A CINEMÁTICA DOS MEMBROS INFERIORES DURANTE A
DESCIDA DE DEGRAU**

**Belo Horizonte
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional
Universidade Federal de Minas Gerais
2013**

Vanessa Lara de Araújo

**EFEITO DO FORTALECIMENTO DE MÚSCULOS DO QUADRIL E TRONCO
SOBRE A CINEMÁTICA DOS MEMBROS INFERIORES DURANTE A
DESCIDA DE DEGRAU**

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

Área de Concentração: Desempenho Motor e Funcional Humano

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca

Belo Horizonte
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional
Universidade Federal de Minas Gerais
2013

A663e Araújo, Vanessa Lara de

2013 Efeito do fortalecimento de músculos do quadril e tronco sobre a cinemática dos membros inferiores durante a descida de degrau. [manuscrito] / Vanessa Lara de Araújo– 2013.

86f. enc.: il.

Orientador: Sérgio Teixeira Fonseca

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional.

Bibliografia: f. 72-81

1. Cinemática - Teses. 2. Membros inferiores - Teses. 3. Musculação - Teses. 4. Fisioterapia - Teses I. Fonseca, Sérgio Teixeira. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. III. Título.

CDU: 159.943

COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS EM REABILITAÇÃO
DEPARTAMENTOS DE FISIOTERAPIA E DE TERAPIA OCUPACIONAL
SITE: www.eeffto.ufmg.br/mreab E-MAIL: mreab@eeffto.ufmg.br
FONE/FAX: (31) 3409-4781

PARECER

Considerando que a dissertação de mestrado de VANESSA LARA DE ARAÚJO intitulada "EFEITO DO FORTALECIMENTO DE MÚSCULOS DO QUADRIL E TRONCO SOBRE A CINEMÁTICA DOS MEMBROS INFERIORES DURANTE A DESCIDA DE DEGRAU" defendida junto ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, nível mestrado, cumpriu sua função didática, atendendo a todos os critérios científicos, a Comissão Examinadora **APROVOU** a defesa de dissertação, conferindo-lhe as seguintes indicações:

Nome dos Professores/Banca	Aprovação	Assinatura
Sérgio Teixeira da Fonseca	Aprovado	
Anamaria Siriani de Oliveira	Aprovada	
Paula Lanna Pereira da Silva	Aprovada	

Belo Horizonte, 15 de fevereiro de 2013.



Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação/EEFFTO/UFMG

Prof. MARCELO VELOSO
Sub-coordenador do Colegiado
Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação
Inscrição UFMG:192430 Inscrição SIAPE:1530729

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao meu orientador professor Dr. Sérgio Fonseca por todos os ensinamentos e oportunidades. Obrigada por ter despertado em mim o amor pela fisioterapia e pela pesquisa. A você minha eterna gratidão, admiração e respeito.

À minha sempre amiga e companheira de trabalho Vivi, pela enorme ajuda no desenvolvimento deste trabalho, pelas ideias que enriqueceram muito esta pesquisa, pela constante torcida pelo meu sucesso, pelo “colo”, pelos momentos de descontração, pelos inúmeros conselhos sobre assuntos da vida pessoal e profissional. O meu mais profundo agradecimento por tudo! Você sabe que sem o seu apoio este trabalho não teria sido concluído. Espero que continuemos nossos caminhos sempre contanto com o apoio da outra.

Ao Thales, com quem aprendi muito desde a iniciação científica. Muito obrigada pelos valiosos ensinamentos e pelas ideias brilhantes, que foram fundamentais para este trabalho e para a minha formação acadêmica.

Às professoras Dr^a Juliana Ocarino e Dr^a Paula Lanna, pelas excelentes contribuições neste trabalho e pelo aprendizado durante o estágio em docência. Vocês são exemplos de professoras e pesquisadoras.

À professora Dr^a Anamaria Siriani, pela disponibilidade em ser membro da banca de defesa do mestrado e pelas ótimas sugestões feitas para esta pesquisa.

A todos os alunos de iniciação científica que ajudaram neste trabalho: Aline Castro, Bárbara Lopes, Bruna Schaper, Camila Grigório, Carolina Rocha, Débora Souza, Diego Xavier, Elisa Resende, Lincoln Freitas e Marília Araújo.

Obrigada pela dedicação e colaboração no transcorrer desta pesquisa. A ajuda de vocês foi muito valiosa.

Aos meus amigos e colegas da pós-graduação Thiago e Miguel por compartilharem não apenas o conhecimento durante as aulas, mas também toda a ansiedade, cansaço e alegria que o mestrado nos proporciona.

Às voluntárias da pesquisa, obrigada pela disponibilidade, empenho e confiança durante a realização deste trabalho.

Aos amigos do Centro do Movimento, em especial à Valéria, por ter estimulado, antes mesmo do início da graduação, o estudo sobre o movimento humano por meio das aulas de dança e pilates.

Às minhas queridas amigas Austrália, Cecília, Drica, Marcinha, Maris, Jú e Rebeca, que me acompanham há muito anos e torcem pela minha realização profissional. Muito obrigada pelos momentos de descontração e alegria! Agradeço à Marcinha, minha irmã de coração, pelas conversas sobre o mundo acadêmico. À Cecília, pela ajuda no recrutamento de várias voluntárias desta pesquisa e pelos conselhos ao enfrentar os obstáculos desta empreitada.

Agradeço aos meus tios, primos e, especialmente, aos meus avós por confiarem no meu trabalho e vibrarem comigo a cada conquista. À minha madrinha Risoneide, por todo carinho, apoio e modelo de trabalho árduo.

Ao Luis, muito obrigada pela atenção, pelo amor, pela inspiração nas conversas, pela ajuda na construção de planilhas e gráficos, pelos momentos de conforto e por me alegrar mesmo quando eu estava exausta e estressada. Obrigada por estar do meu lado nesta jornada e por me ensinar a viver com mais alegria e leveza!

Agradeço em especial a meus pais, minha irmã e à Peu, que sempre estiveram do meu lado, me incentivando. Aos meus pais, exemplos de generosidade e responsabilidade, que me deram todo o amor, o apoio e as condições para que eu chegasse até aqui. O carinho de vocês me deu e me dá forças para superar os desafios da vida. Agradeço infinitamente!!! À minha irmã, que mesmo de longe, me incentivou e apoiou com seus conselhos e com sua experiência de professora e pesquisadora. À Peu, por ser minha segunda mãe, cuidando de mim com muito carinho ao longo da minha infância, meu crescimento e aprendizado de vida.

Muito obrigada a todos que contribuíram de alguma forma para este trabalho!

RESUMO

Introdução: Durante atividades em cadeia cinemática fechada, como a descida de degraus, os movimentos de rotação medial e adução do quadril são frequentemente acoplados à rotação medial e adução da coxa, ao deslocamento da articulação do joelho em direção à linha média do corpo (valgismo dinâmico do joelho), à rotação medial da perna e à pronação do complexo tornozelo-pé (CTP). O excesso desses movimentos está comumente relacionado à ocorrência de lesões no sistema musculoesquelético. A capacidade das estruturas do quadril em resistir ativamente e/ou passivamente à rotação medial e adução dessa articulação parece ser determinante para o controle do excesso de movimento do quadril, joelho e CTP nos planos frontal e transversal e, conseqüentemente, para prevenção de lesões. Além disso, considerando a existência de conexões entre tecidos e segmentos corporais, músculos do tronco também teriam potencial para influenciar a cinemática dos membros inferiores. **Objetivos:** (1) Investigar o efeito de um protocolo de fortalecimento de músculos do quadril (rotadores laterais e abdutores) e tronco (grande dorsal; rotadores e flexores laterais do tronco) sobre o desempenho muscular e sobre as propriedades passivas do quadril em mulheres saudáveis; (2) Investigar o efeito desse protocolo sobre a cinemática do membro inferior nos planos frontal e transversal durante a atividade de descida de degrau. **Materiais e método:** Um estudo experimental foi realizado com 34 mulheres, sendo 17 do grupo experimental (idade de $22,41 \pm 3,81$ anos) e 17 do grupo controle (idade de $21,71 \pm 2,08$ anos). O grupo experimental realizou três sessões semanais de fortalecimento de músculos do quadril e tronco durante oito semanas com cargas altas, enquanto os indivíduos do grupo controle foram orientados a continuar suas atividades habituais durante o período da intervenção. Antes e após a intervenção, as participantes foram submetidas aos seguintes testes: (1) avaliação do trabalho máximo concêntrico e excêntrico dos rotadores laterais do quadril no dinamômetro isocinético; (2) avaliação do torque passivo e posição de repouso do quadril durante o movimento de rotação medial dessa articulação no dinamômetro isocinético e (3) avaliação cinemática em três dimensões dos segmentos pelve, coxa, perna, retropé e antepé durante a tarefa de descida de degrau. Análises de variância (ANOVAs) mistas com um nível fatorial (grupos experimental e controle) e um nível de medidas repetidas

(condições pré e pós-intervenção) foram utilizadas para investigar o efeito do programa de fortalecimento muscular sobre as variáveis mensuradas no dinamômetro isocinético. Em relação aos dados cinemáticos, a análise estatística foi realizada a partir da comparação entre as curvas obtidas nos dias da avaliação e reavaliação para cada ângulo analisado. Em cada porcentagem do tempo da descida de degrau, intervalos de confiança (95% IC) foram calculados para as diferenças entre as posições angulares das curvas da avaliação e reavaliação. Um nível de significância de 0,05 foi estabelecido para todas as análises. **Resultados:** As variáveis de desempenho máximo dos músculos do quadril apresentaram efeito principal significativo para interação grupo/condição ($p < 0,001$) nas ANOVAs mistas. Os contrastes demonstraram que o programa de fortalecimento aumentou o trabalho máximo concêntrico ($p < 0,001$) e excêntrico ($p < 0,001$) dos rotadores laterais do quadril. Em relação ao torque passivo, a ANOVA mista revelou efeito principal significativo para condição ($p = 0,024$), ou seja, foi observado aumento significativo do torque passivo apenas quando as voluntárias do grupo controle e experimental foram analisadas em conjunto. A variável posição de repouso do quadril apresentou efeito principal significativo para interação grupo/condição ($p = 0,026$), sendo que a comparação entre as condições avaliação e reavaliação indicou que o programa de fortalecimento muscular deslocou a posição de repouso do quadril na direção da rotação lateral ($p < 0,001$). Em relação às variáveis cinemáticas, observou-se que o fortalecimento muscular reduziu a adução do quadril (de 93 a 100% do período da descida de degrau), da coxa (de 96 a 100%) e da perna (de 0 a 95% e 98 a 100%), bem como diminuiu a eversão do antepé em relação à perna (de 0 a 35%). No grupo controle, houve redução da rotação medial do quadril no instante de 91% do período da descida de degrau. Como a diferença foi observada em um único instante, a mesma foi considerada pouco relevante. **Conclusão:** O programa de fortalecimento muscular aumentou o trabalho máximo concêntrico e excêntrico dos músculos do quadril e deslocou a posição de repouso dessa articulação. Além disso, o protocolo de intervenção reduziu a adução do membro inferior e a pronação do CTP durante a descida de degrau.

Palavras-chave: cinemática, membros inferiores, descida de degrau, fortalecimento muscular.

ABSTRACT

Introduction: During closed kinematic chain activities, such as stair descent, the movements of hip medial rotation and adduction are often coupled to medial rotation and adduction of the thigh, displacement of the knee joint toward the body's midline (dynamic knee valgus), medial rotation of the shank and pronation of the ankle-foot complex (AFC). The excess of these movements is commonly related to the occurrence of musculoskeletal injuries. The capacity of the hip structures to actively and/or passively resist medial rotation and adduction of this joint may be crucial to control excessive movement of the hip, knee and AFC in the frontal and transverse planes. Furthermore, considering the existence of connections between body's tissues and segments, muscles of the trunk can also influence the kinematics of the lower limbs. **Objectives:** (1) To investigate the effect of a strengthening program of hip muscles (abductors and lateral rotators) and trunk muscles (latissimus dorsi and lateral flexors and rotators of the trunk) on muscle performance and on passive properties of the hip joint in healthy women; (2) To investigate the effect of this program on the kinematics of the lower limb in the frontal and transverse planes during a single limb step down. **Materials and method:** An experimental study was carried out with 34 women. Seventeen participants were allocated in the experimental group (age of 22.41 ± 3.81 years and BMI of 21 ± 1.45 kg/m²) and 17 in the control group (21.71 ± 2.08 age years and BMI 19.99 ± 2.26 kg/m²). The experimental group performed three weekly sessions of high loading strengthening of the hip and trunk muscles for eight weeks. The individuals of the control group were instructed to continue their normal activities during this period. Before and after the intervention period, the participants were subjected to the following tests: (1) evaluation of maximum concentric and eccentric work of the hip lateral rotators muscles at an isokinetic dynamometer; (2) evaluation of hip passive torque and resting position during medial rotation of this joint at the isokinetic dynamometer and (3) three-dimensional kinematic assessment of the pelvis, thigh, shank, rearfoot and forefoot during step down task. Mixed design analyses of variance (ANOVAs) with one between-subject effect (experimental and control groups) and one within-subject effect (pre- and post-training) were used to investigate the effect of strengthening program on active and passive variables measured at the isokinetic dynamometer. For the

kinematic data, the statistical analysis was made by comparing the curves obtained on the assessment and reassessment for each angle analyzed. At each percentage of the step-down cycle, confidence intervals (95% CI) were calculated for the differences between the angular positions of the curves obtained in the evaluation and reevaluation. The significance level was set at 0.05 for all analyses. **Results:** The variables related to the maximum performance of hip muscles demonstrated significant main effect for group X condition interaction ($p < 0.001$) in mixed ANOVAs. The contrasts showed that the strengthening program increased the maximum concentric ($p < 0.001$) and eccentric work ($p < 0.001$) of the hip lateral rotators. Regarding the passive torque, the mixed ANOVA revealed significant main effect for condition ($p = 0.024$), i.e., significant increase was observed in the passive torque only when the participants of control and experimental groups were analyzed together. The analysis of hip resting position showed significant main effect for group X condition interaction ($p = 0.026$), and the comparison between pre- and post-training conditions indicated that the strengthening program shifted the hip resting position in the direction of lateral rotation ($p < 0.001$). Regarding the kinematic variables, it was observed that the strengthening program decreased adduction of the hip (93 to 100% of the period of the step down task), the thigh (96 to 100%) and the shank (0 to 95% and 98 to 100%), as well as, decreased the eversion of the forefoot in relation to the shank (0 to 35%). In the control group, there was a reduction of hip medial rotation at the moment of 91% of the period of the step down task. As the difference was observed in a single instant, it was considered of little relevance. **Conclusion:** The strengthening program increased the concentric and eccentric maximum work of the hip muscles and shifted the hip resting position. Furthermore, this protocol reduced lower limb adduction and AFC pronation during single limb step down task.

Keywords: kinematic, lower limbs, single limb step down, muscle strengthening.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Movimento do membro inferior direito durante a atividade de descida de um degrau.....	17
Figura 2 - Diagrama representando o fluxo dos participantes em cada etapa do estudo.....	28
Figura 3 - Alinhamento do sistema de análise de movimento.....	33
Figura 4 - <i>Clusters</i> com marcas de rastreamento conectadas a baterias para os segmentos pelve, coxa, perna, retropé e antepé.....	35
Figura 5 - Utilização da ponteira (<i>pointer</i>) para determinação das marcas anatômicas virtuais.....	36
Figura 6 - Realização da coleta estática com o indivíduo em posição ortostática, sendo que a articulação subtalar foi previamente posicionada em neutro pelo examinador.....	38
Figura 7 - Realização da tarefa de descida de um degrau de 18 centímetros de altura.....	39
Figura 8 - Posicionamento da voluntária no dinamômetro isocinético para avaliação do torque passivo do quadril durante o movimento de rotação medial dessa articulação.....	42
Figura 9 - Exercícios realizados durante o período de intervenção.....	48

Figura 10 - Gráficos mostrando as curvas médias e intervalos de confiança das diferenças entre a avaliação e reavaliação dos indivíduos do grupo experimental para as seguintes variáveis: (A) quadril frontal; (B) coxa frontal; (C) perna frontal e (D) antepé-perna frontal.....	59
Figura 11 - Gráficos mostrando as curvas médias e intervalos de confiança das diferenças entre a avaliação e reavaliação dos indivíduos do grupo controle para a variável quadril transverso.....	61
Figura 12 – Representação esquemática da modificação da posição dos segmentos e articulações do membro inferior durante atividade em apoio unipodal após um programa de fortalecimento de músculos do quadril e tronco.....	66

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Coeficientes de múltipla correlação para a confiabilidade teste-reteste das curvas obtidas da avaliação cinemática do membro inferior.....	40
Tabela 2 - Média e desvio-padrão das variáveis relacionadas ao desempenho muscular e às propriedades passivas do quadril nos grupos controle e experimental para as condições pré e pós-intervenção.....	57
Tabela 3 – Médias, desvios-padrão e valores máximos e mínimos da diferença entre a avaliação e reavaliação para as variáveis quadril, coxa, perna e antepé-perna no plano frontal dos indivíduos do grupo experimental.....	60

LISTA DE ABREVIATURAS

CTP - complexo tornozelo-pé

CCF - cadeia cinemática fechada

SDPF - síndrome da dor patelofemoral

MI - membro inferior

MMII - membros inferiores

ADM - amplitude de movimento

UFMG - Universidade Federal de Minas Gerais

IMC - índice de massa corporal

EVA - etil vinil acetato

RM - repetição máxima

CMC - coeficiente de múltipla correlação

CCI - coeficiente de correlação intraclasse

EPM - erro padrão da medida

J - Joules

SUMÁRIO

1- INTRODUÇÃO	16
1.1- Objetivos do estudo.....	24
2- MATERIAIS E MÉTODO	26
2.1- Delineamento do estudo.....	26
2.2- Amostra.....	26
2.3- Instrumentos.....	29
2.4- Procedimentos.....	30
2.4.1- Avaliação cinemática do membro inferior.....	32
2.4.2- Avaliação do torque passivo do quadril.....	40
2.4.3- Avaliação do torque concêntrico e excêntrico dos rotadores laterais do quadril.....	43
2.4.4- Protocolo de intervenção.....	44
2.5. Processamento e redução dos dados.....	49
2.5.1- Torque concêntrico e excêntrico dos rotadores laterais do quadril.....	49
2.5.2- Torque passivo do quadril.....	50
2.5.3- Cinemática.....	51
2.6- Análise estatística.....	53
2.6.1 Desempenho muscular e propriedades passivas do quadril...	53
2.6.2- Cinemática.....	54
3- RESULTADOS	56
3.1- Desempenho muscular e propriedades passivas do quadril.....	56
3.2- Cinemática.....	57

4- DISCUSSÃO.....	62
5- CONCLUSÃO.....	71
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	72
APENDICE.....	82
ANEXO.....	86

1- INTRODUÇÃO

Em grande parte das atividades em cadeia cinemática fechada (CCF), como a fase de apoio da marcha, corrida, descida de degraus e saltos, a rotação medial e adução do quadril acontecem nos momentos iniciais que seguem o apoio do pé sobre o solo ¹⁻⁴. Frequentemente acoplados a esses movimentos, ocorrem também rotação medial e adução da coxa, deslocamento da articulação do joelho em direção à linha média do corpo (valgismo dinâmico do joelho), rotação medial da perna e pronação do complexo tornozelo-pé (CTP) ⁵⁻⁷ (Figura 1). O excesso desses movimentos está comumente relacionado à ocorrência de lesões no sistema musculoesquelético (Figura 1) ^{5,6,8}. A rotação medial excessiva do quadril, por exemplo, pode aumentar a demanda excêntrica sobre os músculos rotadores laterais do quadril, como o piriforme, e predispor o desenvolvimento da síndrome do piriforme ⁹. A rotação medial do quadril, associada à adução excessiva dessa articulação, pode sobrecarregar a banda iliotibial e gerar forças de fricção e compressão dessa banda sobre a bursa trocantérica, favorecendo o aparecimento da síndrome da banda iliotibial e bursite trocantérica ^{10,11}. Além disso, o valgismo dinâmico do joelho pode alterar o percurso da patela sobre a fossa troclear do fêmur, propiciando o aumento de estresse compressivo lateral na articulação patelofemoral e o desenvolvimento da síndrome da dor patelofemoral (SDPF) ^{5,12-15}. A pronação excessiva do CTP, por sua vez, pode aumentar a demanda excêntrica sobre os músculos supinadores, levando a forças de tração excessivas no local de origem desses músculos, com consequente inflamação no periósteo ^{16,17}. Dessa forma, devido à interdependência entre os

movimentos das articulações do membro inferior (MI) durante atividades em CCF, a presença de rotação medial e adução excessivas do quadril pode predispor o desenvolvimento de lesões em todo o MI.

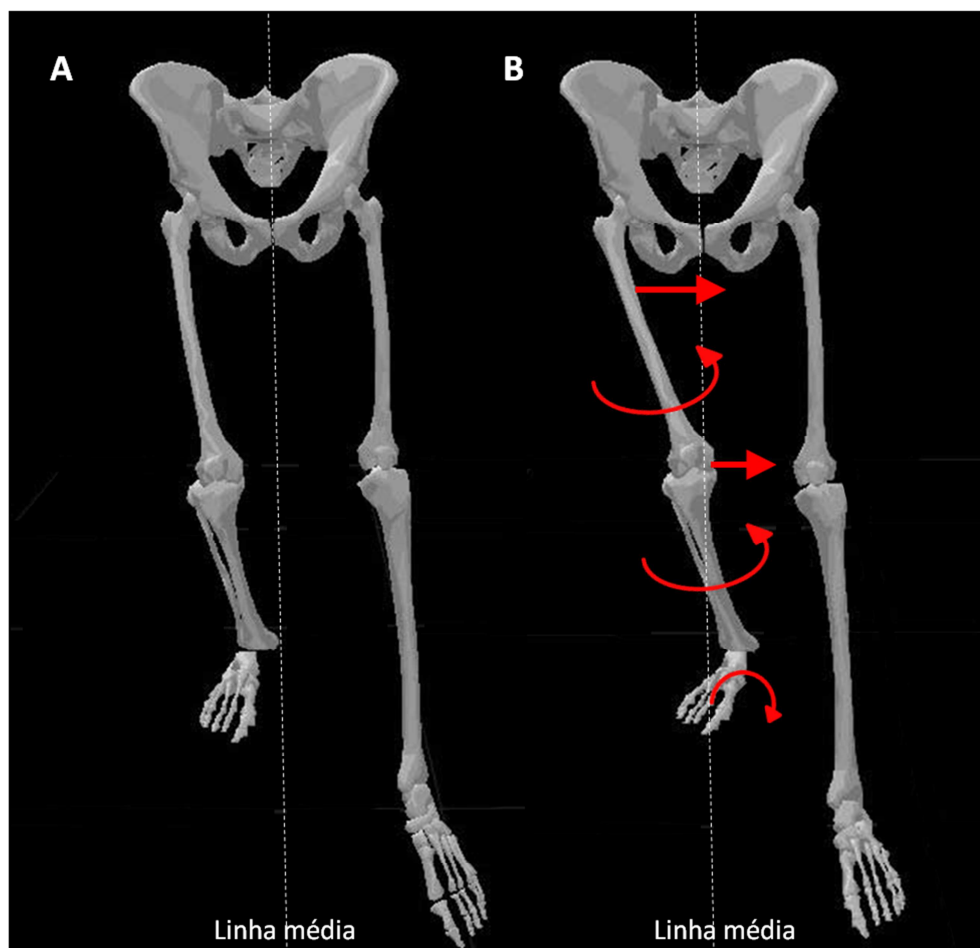


Figura 1 – Movimento do membro inferior direito durante a atividade de descida de um degrau: (A) Alinhamento adequado do membro inferior direito e (B) Aumento dos movimentos de rotação medial e adução do quadril direito, com consequente rotação medial e adução da coxa, deslocamento da articulação do joelho em direção à linha média do corpo, rotação medial da tíbia e pronação do complexo tornozelo-pé.

Estudos demonstram maiores ângulos de rotação medial e adução do quadril em mulheres quando comparados aos valores observados em homens durante a realização de diversas atividades em CCF¹⁸⁻²². Além disso, a

incidência de lesões no joelho, incluindo a SDPF e ruptura do ligamento cruzado anterior, é maior em indivíduos do sexo feminino do que naqueles do sexo masculino^{23,24}. A maior prevalência de mau alinhamento dos membros inferiores (MMII) em mulheres é sugerida como um dos fatores que explica a maior incidência de SDPF e ruptura do ligamento cruzado anterior nessa população^{6,18,25}. Esses achados, portanto, fortalecem a associação entre uma cinemática alterada dos MMII e a ocorrência de lesões no sistema musculoesquelético.

Embora o excesso de rotação medial e adução do quadril e dos movimentos acoplados a eles possam estar associados ao surgimento de patologias, a presença de alterações do movimento não implica necessariamente na ocorrência de lesões. A relação entre a quantidade de estresse mecânico aplicado sobre o sistema motor (demanda) e a capacidade do indivíduo gerar, dissipar e transferir as forças produzidas durante os movimentos influencia sua susceptibilidade a lesões¹¹. A força muscular e a rigidez tecidual são exemplos de fatores relacionados com a capacidade do indivíduo lidar com as diferentes forças envolvidas na execução de atividades funcionais, enquanto a velocidade do movimento, o padrão cinemático e a frequência de realização da atividade influenciam a demanda imposta sobre o sistema motor¹¹. Um indivíduo que apresenta, por exemplo, excesso de rotação medial e adução do quadril durante a atividade de descer e subir degraus, boa força das musculaturas de MI e baixa frequência de realização dessa atividade terá menor risco de desenvolver uma lesão do que um indivíduo com essa mesma disfunção de movimento, mas que demonstra fraqueza muscular e realiza a tarefa várias vezes ao longo do dia. Portanto, a

influência do excesso de rotação medial e adução do quadril no desenvolvimento de lesões irá depender da capacidade apresentada pelo sistema musculoesquelético, bem como da demanda imposta pela tarefa.

A sobrecarga no sistema musculoesquelético gerada pela realização de determinados padrões de movimento pode ser aumentada quando o estresse mecânico envolvido nesse movimento é aplicado repetidamente e por um período de tempo prolongado ^{11,26}. Atividades realizadas repetidas vezes ao longo do dia, como a marcha e a subida e descida de degraus, têm o potencial de desencadear lesões no sistema musculoesquelético quando realizadas com um padrão de movimento disfuncional ^{11,26}. O risco de lesão também é influenciado pela magnitude do estresse aplicado durante a atividade ²⁶. Na tarefa de descida de degrau, a força compressiva na articulação patelofemoral é estimada por modelos biomecânicos ser cerca de três a oito vezes maior do que aquela estimada durante a marcha ^{27,28}. Este fato pode explicar o porquê da primeira atividade estar mais associada ao relato de dor anterior no joelho do que a segunda ²⁹. Além disso, alguns autores consideram a descida de degrau uma atividade mais desafiadora do que a subida de degrau, visto que exige um maior controle muscular excêntrico ³⁰ e apresenta um torque externo flexor no joelho 2,7 vezes maior do que aquele registrado na subida de degrau ²⁸. Assim, a presença de uma disfunção de movimento na descida de degrau, tarefa realizada rotineiramente com alta demanda sobre as estruturas do MI, pode predispor o desenvolvimento de lesões musculoesqueléticas.

A prevenção e o tratamento de lesões relacionadas ao excesso de rotação medial e adução do quadril e dos movimentos acoplados a eles requerem o entendimento dos fatores que podem ocasionar essa disfunção de

movimento. Baseado na interdependência entre as articulações dos MMII durante atividades em CCF, estudos sugerem que a cinemática do quadril pode afetar o movimento das articulações distais^{5,8,31}. Nessa perspectiva, a capacidade das estruturas do quadril em resistir ativamente e/ou passivamente à rotação medial e adução dessa articulação parece ser determinante no controle dos movimentos do joelho e do CTP^{8,11,31}. Em estudos transversais, a fraqueza dos músculos abdutores, extensores e rotadores laterais do quadril tem sido associada ao aumento dos movimentos de adução e rotação medial do quadril, excursão do joelho nos planos frontal e transversal e eversão do CTP^{15,32-34}. No entanto, outros estudos transversais não evidenciaram essa relação³⁵⁻³⁸. O alinhamento do CTP, a amplitude de movimento (ADM) de dorsiflexão do tornozelo e a presença de anteversão ou retroversão do colo do fêmur são fatores que também podem aumentar o movimento das articulações do MI nos planos frontal e transversal^{34,37,39-41}. O fato de alguns estudos não considerarem esses fatores pode justificar os resultados controversos. Destaca-se ainda que as atividades normalmente investigadas nesses estudos exigem uma contração excêntrica dos músculos do quadril para controlar os movimentos de rotação medial e adução dessa articulação. No entanto, a maioria dos estudos avaliou apenas a força muscular isométrica e/ou concêntrica, o que limita as conclusões sobre a relação entre a força de músculos do quadril e o padrão de movimento do MI. Embora os estudos transversais apontem uma relação entre a biomecânica do quadril e o padrão de movimento de todo o MI, estudos longitudinais são necessários para confirmar essa relação.

Estudos longitudinais que investigaram o efeito de protocolos de fortalecimento de músculos do quadril e/ou o efeito de treinos funcionais sobre

a cinemática dos MMII apresentaram influência do uso de instruções corretivas pelos examinadores durante a realização das atividades funcionais ^{9,42-49}. Segundo Mizner *et al.* ³⁶, um breve período de instrução sobre o padrão correto de movimento a ser executado durante a tarefa pode modificar a cinemática dos MMII independente do nível de força dos músculos do quadril. Nos estudos que associaram o programa de fortalecimento muscular ao treino funcional do padrão correto de movimento ^{9,42-49}, não foi possível concluir se a melhora da cinemática ocorreu devido ao ganho de força muscular ou devido à intenção dos participantes de controlar conscientemente o movimento após receber as instruções dos examinadores. Dessa forma, o uso de instruções sobre o padrão correto de movimento durante o protocolo de intervenção pode ser considerado um fator de confusão para o estabelecimento da relação entre a força de músculos do quadril e a cinemática dos MMII.

Os estudos longitudinais que não envolveram a instrução corretiva dos examinadores apresentaram resultados contraditórios em relação à eficácia do fortalecimento dos músculos do quadril em alterar o padrão de movimento dos MMII ^{31,50-53}. Snyder *et al.* ³¹, por exemplo, realizaram um protocolo de fortalecimento dos músculos rotadores e abdutores do quadril e observaram redução da ADM de eversão do calcâneo, aumento da ADM de adução do quadril e tendência de diminuição da ADM de rotação medial do quadril durante a fase de apoio da corrida. Em contrapartida, Willy *et al.* ⁵³, após um protocolo de fortalecimento dos mesmos músculos, não evidenciaram modificação na cinemática da corrida. Uma das diferenças entre esses estudos foi que apenas o estudo de Snyder *et al.* ³¹ apresentou como critério de exclusão indivíduos com o teste de queda do navicular acima de 10 mm, ou seja, a amostra não

incluiu indivíduos que apresentavam pronação subtalar excessiva e desalinhamento anatômico grande do CTP. No estudo de Willy *et al.*⁵³, a ausência de controle desse fator provavelmente permitiu a inclusão de indivíduos com alterações de movimento do MI influenciadas por fatores proximais (fraqueza das musculaturas do quadril) e distais (desalinhamento anatômico do CTP). Nesse caso, a intervenção focada apenas nos fatores proximais pode ter sido insuficiente para modificar a cinemática da corrida. Portanto, os critérios de seleção da amostra devem objetivar o controle dos fatores que não são alvo da intervenção, mas que podem influenciar a cinemática dos MMII.

Embora o efeito de protocolos de fortalecimento e/ou treino funcional sobre a cinemática do quadril e joelho tenha sido bastante avaliado, apenas um estudo investigou o efeito desse treinamento sobre o movimento do CTP e evidenciou uma redução do movimento de eversão do calcâneo durante a fase de apoio da corrida³¹. Além disso, os resultados de um estudo que utilizou faixas elásticas para aumentar o torque de rotação lateral do quadril indicaram que o torque do quadril no plano transversal está relacionado com os movimentos de eversão e inversão do CTP durante a fase de apoio da marcha³⁹. Assim, os resultados dos estudos sugerem que intervenções clínicas para aumentar o torque de rotação lateral do quadril podem levar à redução da eversão do CTP. No entanto, para que essa hipótese seja confirmada, mais estudos são necessários.

Os estudos que tentaram modificar a cinemática das articulações do MI focaram a intervenção apenas na melhora da força muscular, mas essa parece não ser a única propriedade relacionada ao movimento das articulações. O

comportamento passivo do quadril também pode influenciar o padrão cinemático dessa articulação e, conseqüentemente, de todo o MI ^{11,34,39}. Bittencourt *et al.* ³⁴, por exemplo, sugerem que a redução da capacidade do quadril em resistir passivamente à rotação medial é um fator preditor para o valgismo dinâmico do joelho durante o agachamento unipodal e o salto. Além disso, Souza ³⁹ demonstrou que a rigidez passiva do quadril, combinada com o alinhamento e mobilidade do CTP, possui uma relação preditiva linear com o movimento de inversão e eversão do retropé durante a marcha. Destaca-se ainda que a modificação do torque de resistência passiva de uma articulação requer a realização de protocolos de fortalecimento com duração igual ou superior a sete semanas e a utilização de cargas altas (superiores a 70% de uma repetição máxima) ⁵⁴⁻⁵⁸. O protocolo de fortalecimento de músculos do quadril de muitos estudos longitudinais envolveu cargas e tempo de intervenção inferiores aos preconizados para modificar as características passivas dos músculos e tecidos conectivos presentes ao redor da articulação ^{31,50,51,53}. Portanto, são necessários estudos para investigar o efeito de intervenções de fortalecimento sobre as propriedades passivas do quadril e a influência da modificação dessas propriedades no padrão de movimento dos MMII.

Além da influência de estruturas do quadril sobre o movimento de todo o MI, músculos e tecidos do tronco também têm o potencial de influenciar a cinemática dos MMII ⁵⁹⁻⁶¹. As estruturas do quadril são interligadas ao tronco por meio de tecidos conectivos, o que permite a transmissão de tensões geradas entre essas regiões ⁵⁹. O músculo grande dorsal, por exemplo, está conectado ao glúteo máximo por meio da fáscia toracolombar e, assim, tensões produzidas no grande dorsal podem ser transmitidas para o quadril e influenciar

a capacidade dessa articulação resistir ao movimento de rotação medial^{62,63}. Além disso, a tensão gerada pelas estruturas do tronco modifica o posicionamento da pelve, o que pode repercutir na cinemática dos MMII⁵⁹. A contração ou aumento de tensão passiva dos músculos quadrado lombar e abdominal oblíquo pode reduzir a queda da pelve ipsilateral e, conseqüentemente, diminuir a adução do quadril contralateral⁶⁴. Herman *et al.*⁵⁰ sugeriram que a ausência de efeito de um protocolo de fortalecimento para alterar a cinemática dos MMII durante a atividade de saltar pode estar relacionada à intervenção focada apenas em musculaturas dos MMII. Além disso, os estudos que realizaram o fortalecimento dos músculos do quadril em associação ao fortalecimento dos músculos do tronco^{31,52} demonstraram maiores mudanças na cinemática dos MMII quando comparados àqueles que fizeram apenas o treino isolado dos músculos do quadril^{50,51}. Dessa forma, programas de treinamento de força envolvendo as musculaturas do quadril e tronco parecem mais eficazes para promover mudanças no padrão de movimento dos MMII.

1.1- Objetivos do estudo

O objetivo geral deste estudo foi investigar o efeito de um protocolo de fortalecimento de músculos do quadril e tronco sobre o desempenho muscular e sobre as propriedades passivas do quadril em mulheres saudáveis. Além disso, o efeito desse protocolo sobre a cinemática do MI durante a atividade de descida de degrau foi investigado.

Os objetivos específicos deste estudo foram:

(1) Investigar o efeito do fortalecimento de músculos do quadril (rotadores laterais e abdutores) e tronco (grande dorsal; rotadores e flexores laterais do tronco) sobre o trabalho máximo concêntrico e excêntrico dos músculos rotadores laterais do quadril.

(2) Investigar se as variáveis torque passivo do quadril e posição de repouso dessa articulação no plano transversal modificaram após a realização dos exercícios de fortalecimento muscular.

(3) Investigar o efeito do protocolo de fortalecimento muscular sobre o movimento angular do quadril, joelho, coxa e perna nos planos frontal e transversal, bem como sobre o movimento angular do retopé e antepé em relação à perna no plano frontal.

2- MATERIAIS E MÉTODO

2.1- Delineamento do estudo

Trata-se de um estudo experimental longitudinal com dois grupos (controle e experimental) e sem alocação aleatória da amostra que foi realizado na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG).

2.2- Amostra

Trinta e seis mulheres saudáveis participaram deste estudo, sendo 18 alocadas no grupo experimental e 18 no grupo controle. O grupo experimental realizou três sessões semanais de fortalecimento de músculos do quadril e tronco durante oito semanas, enquanto os indivíduos do grupo controle foram orientados a continuar suas atividades normais durante o período da intervenção. Para participar do estudo, os voluntários deveriam: (1) ser do sexo feminino; (2) ter idade entre 18 e 35 anos; (3) possuir índice de massa corporal (IMC) de no máximo 25 Kg/m²; (4) apresentar valgismo dinâmico do joelho observado visualmente durante a descida de um degrau de 18 cm de altura; (5) não apresentar alterações severas do alinhamento do CTP (soma do varismo da perna e do pé superior a 24°⁶⁵); (6) apresentar ADM normal de rotação medial e lateral do quadril (rotação medial de 34° a 71° e rotação lateral de 25° a 56°⁶⁶); (7) não apresentar restrição na ADM de dorsiflexão do tornozelo (inferior a 20°)⁶⁷; (8) não ter apresentado sintomas ou lesões musculoesqueléticas nos últimos três meses e (9) não estar realizando atividade física há pelo menos três meses. Os critérios de exclusão da amostra

foram: (1) presença de dor durante a execução dos testes; (2) incapacidade para manter os músculos do quadril relaxados durante a medida do torque passivo dessa articulação; (3) inabilidade de executar a tarefa de descida do degrau de acordo com o protocolo estabelecido; (4) realização de atividade física regular, além daquela prescrita pela pesquisa e (5) frequência inferior a 80% nas sessões de treinamento. Neste estudo, duas voluntárias foram excluídas, uma do grupo experimental por não ter comparecido em 80% das sessões de treinamento e outra do grupo controle por ter iniciado a prática de atividade física regular durante o período de participação no estudo. Portanto, foram analisados os dados de 17 mulheres do grupo experimental (idade média de $22,41 \pm 3,81$ anos e IMC médio de $21 \pm 1,45$ Kg/m²) e 17 mulheres do grupo controle (idade média de $21,71 \pm 2,08$ anos e IMC médio de $19,99 \pm 2,26$ Kg/m²). O diagrama representando o fluxo dos participantes em cada etapa do estudo encontra-se na Figura 2.

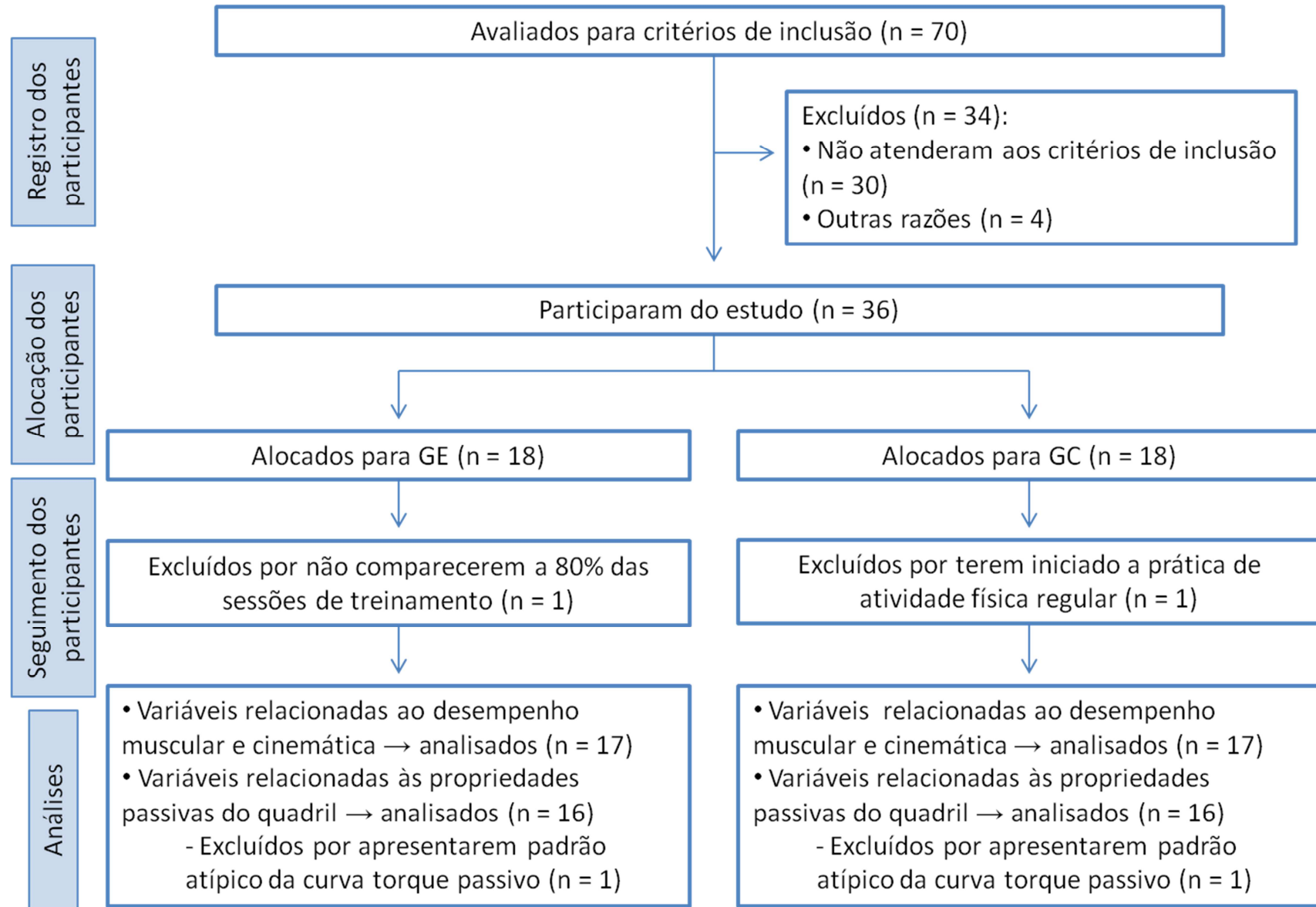


Figura 2 – Diagrama representando o fluxo dos participantes em cada etapa do estudo

* GE = Grupo experimental; GC = Grupo controle

O número de participantes foi determinado com base em estimativa de tamanho de efeito grande ($d = 0,8$), poder estatístico de 80% e nível de significância de 0,05. Para o cálculo amostral, optamos por desconsiderar mudanças com tamanho de efeito moderado e pequeno, uma vez que modificações de pequena e média magnitude nas variáveis dependentes deste estudo seriam de menor relevância clínica. O tamanho amostral requerido de acordo com esse cálculo foi 15 voluntárias em cada grupo. Considerando a possibilidade de perda de voluntárias durante a realização deste estudo, foram recrutadas 18 participantes por grupo. A seleção das participantes foi realizada por conveniência utilizando cartazes afixados na UFMG. Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG (CAAE – 0427.0.203.000-11) e todas as voluntárias assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido, conscientizando-se dos procedimentos aos quais seriam submetidas e concordando em participar do estudo (APENDICE e ANEXO).

2.3- Instrumentos

As medidas de massa e altura corporais foram realizadas utilizando uma balança digital com altímetro (Filizola S.A., São Paulo, Brasil) e os comprimentos da perna e pé foram mensurados com uma fita métrica. As medidas de ADM do quadril e tornozelo foram determinadas com um inclinômetro analógico e um goniômetro universal, respectivamente. A medida de varismo do CTP foi realizada com o auxílio de um goniômetro universal, um paquímetro e uma haste fixada ao antepé. Um dinamômetro isocinético (Biodex 3 Pro, Biodex Medical Systems, Shirley, USA) foi utilizado para avaliação do

desempenho dos músculos rotadores laterais do quadril e para determinação das propriedades passivas dessa articulação. A monitoração da atividade das musculaturas do quadril no teste passivo foi conduzida com um eletromiógrafo sem fio (ME6000, Mega Electronics, Kuopio, Finlândia). Eletrodos ativos de superfície (Ag/AgCl) foram utilizados para captura do sinal eletromiográfico. Para limpeza da pele e retirada dos pêlos na região de colocação dos eletrodos, foram utilizados álcool, algodão e lâminas de tricotomia descartáveis. A cinemática do MI durante a descida de um degrau foi avaliada por meio de um sistema de análise de movimento tridimensional (Codamotion, Charnwood Dynamics, Rothley, Inglaterra), com três unidades de captura e marcas ativas. Para essa avaliação, foi utilizado um degrau de madeira customizado, medindo 18 cm de altura. O tempo de descida do degrau foi determinado com o auxílio de um metrônomo (Metronome Plus versão 2.0.0.1, M&M System, Lich, Alemanha). Os exercícios do programa de fortalecimento muscular foram realizados com o auxílio de um aparelho de musculação (*cross-over*), caneleiras, dois bancos de ferro customizados, uma maca e dois colchonetes. Além disso, cintas de velcro e um colete foram utilizados para fixar a carga de resistência nas voluntárias e para estabilizar as participantes durante a execução dos exercícios.

2.4- Procedimentos

Após assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido, a massa e altura corporais da participante foram registradas para verificar se o valor de IMC era inferior a 25 kg/m². Em seguida, foi verificado se a participante apresentava as ADMs passivas do quadril e tornozelo, bem como o ângulo de

varismo do CTP, dentro dos parâmetros estabelecidos nos critérios de inclusão. As medidas de ADMs foram realizadas com o indivíduo em decúbito dorsal e com o joelho a 90° de flexão^{66,67}. A avaliação do alinhamento do CTP consistiu na mensuração do ângulo entre o antepé e uma linha traçada sobre o aspecto posterior da perna, com a voluntária em decúbito dorsal mantendo ativamente o tornozelo a 0° de flexão-extensão^{39,65}. Por fim, o avaliador observou se a voluntária apresentava valgismo dinâmico do joelho durante a tarefa de descida de um degrau de 18 cm de altura. Essa disfunção de movimento consiste no deslocamento do joelho em direção à linha média do corpo, sendo que o teste era considerado positivo pelo examinador quando a tuberosidade da tíbia deslocava-se além de uma linha imaginária vertical que passava sobre o segundo dedo do pé⁶⁸. Nos casos em que ambos os MMII cumpriram os critérios de inclusão, aquele que apresentou maior valgismo dinâmico do joelho durante a descida do degrau foi escolhido para avaliação do desempenho muscular e das propriedades passivas do quadril, bem como para mensuração da cinemática do MI. No grupo experimental, o MI direito de oito mulheres e o MI esquerdo de nove mulheres foram avaliados. No grupo controle, o MI avaliado foi o direito em dez mulheres e o esquerdo em sete mulheres. O teste de força máxima foi o último procedimento a ser executado, uma vez que a fadiga muscular provocada por esse teste poderia influenciar o padrão de movimento dos MMII e modificar as propriedades passivas dos tecidos presentes ao redor do quadril.

2.4.1- Avaliação cinemática do membro inferior

As três unidades do sistema de análise de movimento Codamotion foram posicionadas no ambiente de coleta de forma a maximizar a captura dos sinais infravermelhos emitidos pelas marcas ativas do equipamento. Em seguida, foi realizado o alinhamento do sistema, com o objetivo de indicar a direção das coordenadas globais do laboratório (eixos X, Y e Z). Para isso, três marcas ativas foram colocadas na região de coleta dos dados, utilizando o degrau como referência (Figura 3). As marcas A e B indicaram o eixo ântero-posterior (eixo X) e as marcas A e C indicaram o eixo látero-medial (eixo Y) (Figura 3). O eixo súpero-inferior (eixo Z) foi criado automaticamente pelo sistema como sendo um eixo perpendicular aos eixos X e Y. Esse procedimento foi realizado no programa Visual 3D (C-Motion, Inc, Rockville, Maryland, EUA) por meio de uma captura dos sinais emitidos pelas marcas A, B e C.

A avaliação cinemática do MI foi realizada por meio da captura dos movimentos dos seguintes segmentos: pelve, coxa, perna, retropé e antepé. O modelo biomecânico utilizado para essa avaliação foi criado no programa Visual 3D, sendo que cada segmento avaliado foi considerado um corpo rígido composto por marcas de rastreamento e marcas anatômicas. As marcas de rastreamento foram utilizadas para rastrear a trajetória de cada segmento durante o movimento, enquanto as marcas anatômicas foram necessárias para identificar a localização e orientação das coordenadas de cada segmento (sistema de coordenadas local).

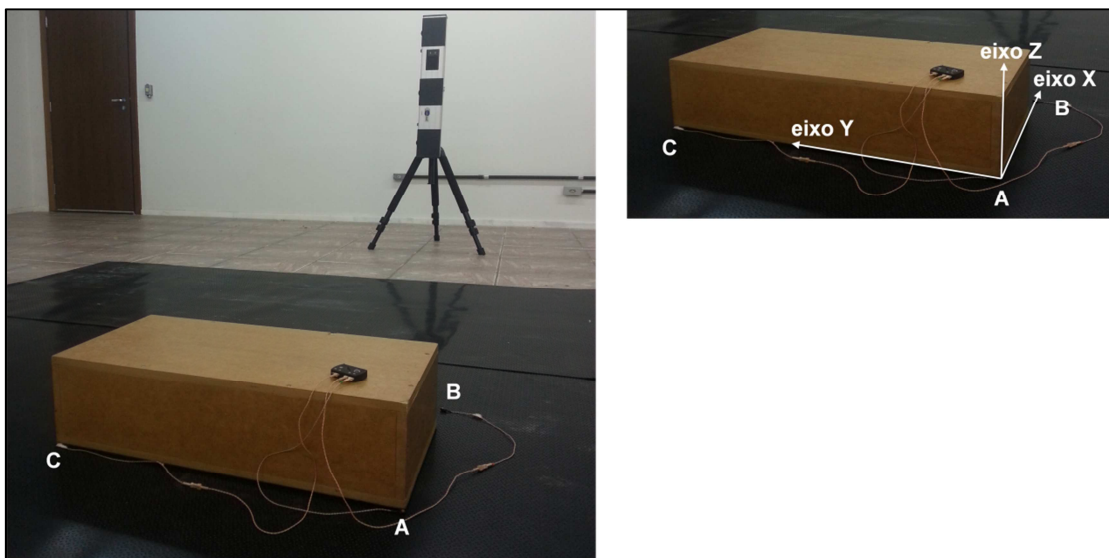


Figura 3 – Alinhamento do sistema de análise de movimento. As marcas ativas A, B e C foram conectadas à bateria do equipamento e posicionadas na região de coleta de dados, utilizando o degrau como referência. As marcas A e B indicaram o eixo ântero-posterior (eixo X) e as marcas A e C indicaram o eixo látero-medial (eixo Y) do sistema de coordenadas global do laboratório. O eixo súpero-inferior (eixo Z) foi criado automaticamente pelo sistema como sendo um eixo perpendicular aos eixos X e Y.

No presente estudo, as marcas de rastreamento de todos os segmentos avaliados foram agrupadas em *clusters* rígidos ou semirrígidos para minimizar o movimento relativo criado por tecidos moles entre a marca e o osso do segmento avaliado ⁶⁹. Cada *cluster* foi constituído por três marcas de rastreamento posicionadas de forma não colinear ⁷⁰ (Figura 4). O *cluster* da pelve foi confeccionado a partir de uma cinta elástica e uma base de metal flexível coberta por espuma sintética feita à base de Etil Vinil Acetato (EVA). As três marcas ativas foram posicionadas na base de metal, que foi fixada sobre o sacro (logo abaixo das espinhas ilíacas póstero-superiores) por meio do velcro presente nas extremidades da cinta elástica. O *cluster* da coxa, composto por uma cinta de neoprene, foi fixado dois centímetros acima da borda superior da

patela por meio de velcro. As três marcas ativas para rastreamento da coxa foram colocadas na cinta de neoprene. O *cluster* da perna foi composto por uma cinta de elástico e uma base de metal flexível coberta por espuma. As marcas de rastreamento estavam fixadas à base e esse *cluster* foi firmemente colocado sobre o terço distal da perna por meio de velcros. A localização dos *clusters* da coxa e perna foi escolhida para reduzir a influência de movimentos de tecido mole, visto que a parte distal da coxa e perna contém menos tecido mole do que a parte proximal. Os *clusters* do retopé e antepé foram confeccionados com uma base de metal flexível e com três hastes rígidas fixadas à base. As marcas de rastreamento foram colocadas na extremidade de cada uma dessas hastes. O *cluster* do retopé foi fixado, por meio de fitas adesivas, de forma a envolver os aspectos posterior, medial e lateral desse segmento. Esse *cluster* foi posicionado inferiormente à inserção do tendão calcâneo. O *cluster* do antepé foi fixado ao aspecto superior dos ossos metatarsos com fitas adesivas. O limite medial da base do *cluster* do antepé ficou localizado no espaço entre o primeiro e segundo metatarsos e o limite lateral desse *cluster* ficou localizado no espaço entre o quarto e quinto metatarsos. As bases de metal dos *clusters* do antepé, retopé e perna foram moldadas de acordo a morfologia do voluntário.



Figura 4 – *Clusters* com marcas de rastreamento conectadas a baterias para os segmentos pelve, coxa, perna, retropé e antepé. Uma marca ativa adicional foi colocada no pé contralateral para definição do evento término da descida do degrau.

A criação do sistema de coordenadas de cada segmento (eixos X, Y e Z) foi realizada com base na localização de quatro marcas anatômicas determinadas em duas referências proximais e duas referências distais de cada segmento. As seguintes proeminências ósseas foram utilizadas como marcas anatômicas: (1) pelve - parte mais superior da crista ilíaca direita e esquerda e trocânter maior direito e esquerdo; (2) coxa - trocânter maior e epicôndilos lateral e medial do fêmur; (3) perna - epicôndilos lateral e medial do fêmur e maléolos lateral e medial; (4) retropé - maléolos lateral e medial, sustentáculo do tálus e tuberosidade peroneal; (5) antepé - base e cabeça do primeiro e

quinto metatarsos. A posição dessas marcas anatômicas foi informada digitalmente ao sistema de captura por meio de uma ponteira (*pointer*) (Figura 5). Para gerar essas marcas anatômicas virtuais, o sistema considera a distância pré-definida das marcas ativas do *pointer* em relação à sua extremidade. Cada marca criada virtualmente pelo sistema foi associada às marcas de rastreamento do segmento no qual a referência anatômica estava localizada. Após a realização de uma captura estática com as marcas de rastreamento e determinação das marcas anatômicas virtuais, o modelo biomecânico do MI foi criado no *software* Visual 3D.

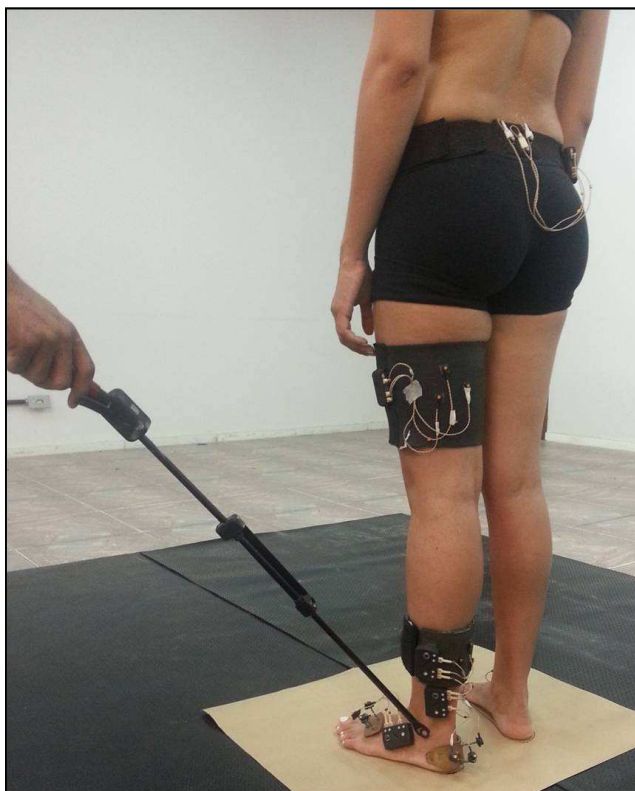


Figura 5 – Utilização da ponteira (*pointer*) para determinação das marcas anatômicas virtuais.

A colocação dos *clusters* nos cinco segmentos e a determinação das marcas anatômicas virtuais foram realizadas por um mesmo examinador em todos os participantes. Além disso, o mesmo examinador colocou um marcador ativo entre as cabeças do segundo e terceiro metatarsos do pé contralateral para determinação do evento término da descida do degrau (Figura 4). Após colocação dos *clusters* e marcas ativas e determinação das marcas anatômicas virtuais, a voluntária foi orientada a ficar em posição ortostática relaxada e confortável com os pés apoiados sobre um papel. A posição dos pés de cada participante foi marcada no papel com o auxílio de uma caneta com o intuito de reproduzir, no dia da reavaliação, o mesmo posicionamento dos pés da avaliação. Para realização da coleta estática, com duração de três segundos, a articulação subtalar foi posicionada em neutro (0°) pelo examinador. A posição subtalar neutra foi definida como aquela em que o examinador sentiu a cabeça do tálus igualmente entre seus dedos polegar e indicador ⁷¹. Portanto, as três coletas estáticas foram realizadas com o indivíduo em posição ortostática e a articulação subtalar posicionada em neutro pelo examinador (Figura 6). A confiabilidade teste-reteste do procedimento de colocação da subtalar em neutro foi realizada em estudo piloto com 15 indivíduos. Os valores de coeficiente de correlação intraclassa (CCI) e erro padrão da medida (EPM) obtidos para a variável posição do retropé em relação à perna no plano frontal foram 0,93 e 1,05°, respectivamente.



Figura 6 – Realização da coleta estática com o indivíduo em posição ortostática, sendo que a articulação subtalar foi previamente posicionada em neutro pelo examinador. Um papel foi colocado abaixo dos pés da voluntária para que, com o auxílio de uma caneta, o posicionamento dos pés fosse marcado. O posicionamento dos pés foi escolhido, por cada voluntária, de acordo com sua posição de conforto. O objetivo da marcação dos pés no papel foi reproduzir, no dia da reavaliação da voluntária, o mesmo posicionamento dos pés da avaliação.

Após realização das coletas estáticas, a participante foi orientada a descer o degrau de 18 cm de altura durante três segundos. O tempo de descida foi coordenado com o sinal sonoro emitido pelo metrônomo em uma frequência de 1 batimento por segundo. Antes do início do teste, a voluntária realizou um treinamento até que a tarefa fosse realizada no tempo correto. Para padronizar a posição do pé avaliado em todas as repetições dos dias da avaliação e reavaliação, a posição do pé de cada participante foi marcada em um papel colocado sobre o degrau. A marcação do pé foi feita após a voluntária ter

realizado a tarefa algumas vezes e ter escolhido sua posição de preferência para posicionar os pés. Além disso, o local onde o pé contralateral fazia contato com o solo também foi marcado para impedir que variações na cinemática do MI entre as repetições do teste ou entre os dias de avaliação fossem causadas pela modificação do local no qual o pé fazia contato com o solo. Durante a descida do degrau, a voluntária não pode visualizar a área de contato do pé no solo, uma vez que foi solicitado que ela realizasse a tarefa mantendo o olhar para frente. Após o treinamento da tarefa, um período de repouso de aproximadamente 60 segundos foi dado para cada participante. Em seguida, cinco descidas de degrau foram executadas (Figura 7). As repetições nas quais a voluntária executou a tarefa em tempo incorreto e/ou não atingiu a área alvo para contato do pé contralateral foram excluídas e novas repetições foram realizadas. A avaliação cinemática foi realizada com frequência de coleta de 100 Hz.

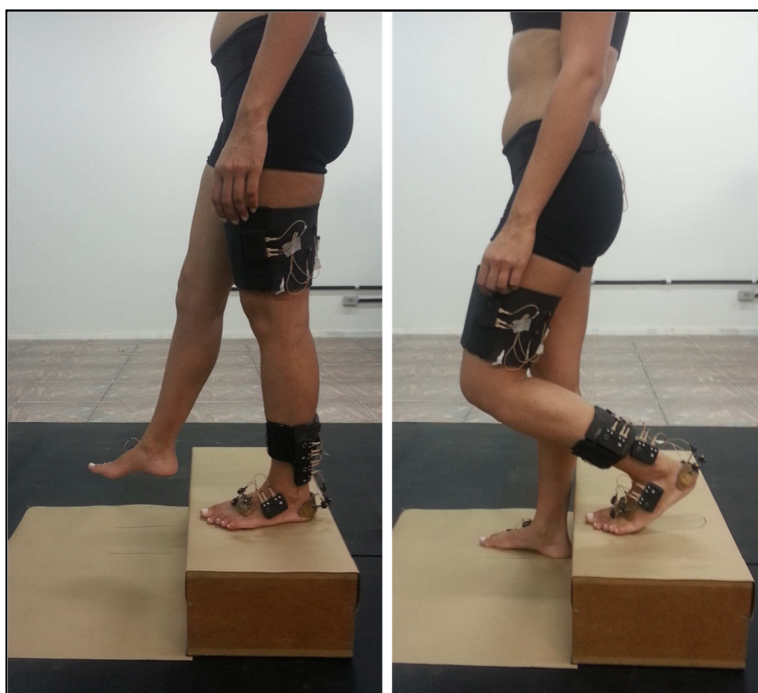


Figura 7 – Realização da tarefa de descida de um degrau de 18 centímetros de altura.

A confiabilidade teste-reteste das curvas de posição angular das articulações e segmentos avaliados em relação à porcentagem do tempo de descida de degrau foi determinada em um estudo piloto com 15 participantes. A partir dos dados do estudo piloto, coeficientes de múltipla correlação (CMC) foram calculados para a comparação das curvas do teste e reteste de cada um dos participantes, para cada articulação ou segmento avaliado ⁷². A média e desvio-padrão dos CMCs encontram-se na Tabela 1. Segundo Garofalo *et al.* ⁷³, valores de CMC entre 0,65 e 0,75 são considerados moderados, entre 0,75 e 0,85 são bons, entre 0,85 e 0,95 bons e acima de 0,95 excelentes.

Tabela 1 - Coeficientes de múltipla correlação (CMC) para a confiabilidade teste-reteste das curvas obtidas da avaliação cinemática do membro inferior.

Variáveis	CMC	
	Média	Desvio Padrão
Quadril frontal	0,84	0,12
Quadril transverso	0,71	0,15
Joelho frontal	0,70	0,28
Joelho transverso	0,75	0,15
Coxa frontal	0,88	0,10
Coxa transverso	0,68	0,10
Perna frontal	0,80	0,15
Perna transverso	0,68	0,14
Retropé-perna frontal	0,67	0,19
Antepé-perna frontal	0,69	0,12

2.4.2- Avaliação do torque passivo do quadril

Durante a medida do torque passivo, a atividade eletromiográfica dos músculos do quadril foi monitorada com o objetivo de assegurar o repouso dos músculos. Antes da realização do teste, portanto, pares de eletrodos de superfície ativos foram colocados sobre a área de maior ventre dos músculos

glúteo máximo, glúteo médio, bíceps femoral, tensor da fáscia lata e adutor magno, a partir das referências sugeridas por Cram *et al.* ⁷⁴. No local de colocação dos eletrodos, tricotomia e limpeza com algodão e álcool foram realizadas com o objetivo de reduzir a impedância da pele.

A medida do torque passivo foi realizada com a participante em decúbito ventral sobre a cadeira do dinamômetro isocinético, o joelho a 90° de flexão, a tuberosidade da tíbia alinhada com o eixo de rotação do aparelho e a pelve estabilizada por um cinto (Figura 8). A participante permaneceu com os membros superiores posicionados ao lado do tronco (0° de abdução). A alavanca do dinamômetro foi fixada na perna da voluntária e, durante o teste, movimentou esse segmento lateralmente, realizando rotação medial a partir de 25° de rotação lateral até 25° de rotação medial. A posição neutra do quadril (0°) foi definida como aquela em que a margem anterior da tíbia estivesse perpendicular à horizontal, determinada com o inclinômetro analógico. O torque passivo do quadril foi avaliado com o dinamômetro no modo passivo de operação e a uma frequência de coleta de 100 Hz. Uma velocidade angular baixa (5°/s) foi escolhida para diminuir a possibilidade de atividade muscular e reduzir as forças produzidas pelo componente viscoso dos tecidos ⁷⁵. As participantes foram orientadas a não resistir ou auxiliar o deslocamento da alavanca. Antes da realização do teste, o sinal eletromiográfico dos músculos do quadril foi registrado com a participante completamente em repouso e a alavanca do dinamômetro parada. Em seguida, foram realizadas cinco repetições do teste para acomodação viscoelástica dos tecidos e para familiarização das voluntárias com o movimento. Após esse procedimento, três medidas válidas do teste foram realizadas. Ao final da avaliação, foi executada

uma repetição do movimento da alavanca sem a voluntária para registro do torque gerado pelo peso da alavanca.



Figura 8 - Posicionamento da voluntária no dinamômetro isocinético para avaliação do torque passivo do quadril durante o movimento de rotação medial dessa articulação.

Os sinais eletromiográficos foram coletados a uma frequência de 1000 Hz e a visualização e o registro desses sinais ocorreu por meio do *software* MegaWin 3.0 (Mega Electronics, Inc.). Os dados registrados foram convertidos em formato de texto e processados utilizando uma rotina desenvolvida no *software* Matlab (The Mathworks, Inc.). Nessa rotina, os dados foram retificados e filtrados com um filtro passa-banda do tipo Butterworth de quarta ordem, com

frequência de corte entre 10 e 500 Hz. Além disso, nessa rotina, o sinal obtido durante o repouso do músculo foi comparado ao sinal obtido durante cada repetição do teste. Foi considerada atividade muscular aquela em que o sinal eletromiográfico foi igual ou maior que a média acrescida de dois desvios padrão do sinal obtido durante o repouso do músculo. A comparação entre esses sinais foi realizada a cada intervalo de tempo de 100 milissegundos. As repetições em que foi detectada atividade muscular foram descartadas e uma nova repetição foi realizada.

A confiabilidade teste-reteste das variáveis obtidas a partir da mensuração do torque passivo do quadril foi determinada em estudo piloto com dez indivíduos. Os valores de CCI e EPM obtidos para a variável média do torque passivo do quadril foram 0,80 e 0,24 Nm, respectivamente. Para a variável posição de repouso (posição articular na qual o torque passivo igualasse a zero), os valores de CCI e EPM foram 0,80 e 1,91°.

2.4.3- Avaliação do torque concêntrico e excêntrico dos rotadores laterais do quadril

A avaliação do torque concêntrico e excêntrico dos rotadores laterais do quadril foi realizada no dinamômetro isocinético em posicionamento similar ao do teste passivo. A única diferença foi que, no teste ativo, os ombros e cotovelos permaneceram fletidos e as voluntárias foram orientadas a segurar com as mãos um cinto fixado à cadeira do isocinético, com o objetivo de melhor estabilização do corpo durante a realização do teste de força máxima. O teste foi realizado em uma ADM total de 50°, sendo que o movimento ocorreu de 20° de rotação lateral até 30° de rotação medial. O protocolo envolveu três séries

de cinco repetições dos movimentos de rotação medial/lateral do quadril na velocidade angular de 30°/s. A participante foi instruída a realizar força máxima e recebeu estímulo verbal. Antes da realização do teste, a voluntária realizou cinco repetições dos movimentos de rotação do quadril com força submáxima para familiarização com o teste. Ao final, foi realizada uma repetição do movimento da alavanca sem a voluntária, a fim de obter o torque gerado apenas pela alavanca.

A confiabilidade teste-reteste da medida de trabalho máximo concêntrico e excêntrico dos rotadores laterais do quadril foi determinada em um estudo piloto com dez indivíduos. Os valores de CCI e EPM foram 0,93 e 1,72 J para o trabalho concêntrico e 0,98 e 1,07 J para o trabalho excêntrico.

2.4.4- Protocolo de intervenção

O protocolo de intervenção foi constituído por cinco exercícios de fortalecimento de músculos do quadril e tronco realizados três vezes por semana durante um período de oito semanas. A carga para realização de todos os exercícios foi prescrita a partir do teste de uma repetição máxima (RM), no qual se determina a carga máxima que o indivíduo consegue realizar uma única repetição do exercício⁷⁶. Durante esse teste, a execução cinemática correta do movimento foi garantida visualmente pelo examinador com o intuito de evitar movimentos compensatórios. A carga imposta durante os exercícios teve intensidade de 70 ou 80% de 1 RM e todos os exercícios foram executados em três séries de oito repetições com descanso de um minuto entre as séries⁷⁶. Inicialmente, o examinador solicitou que a participante realizasse o exercício com a carga equivalente a 80% de 1 RM. Caso a voluntária não fosse capaz de

realizar oito repetições do movimento, a carga foi reduzida para 70% de 1 RM. Os exercícios de fortalecimento prescritos para o grupo experimental foram:

(1) Fortalecimento isotônico dos músculos rotadores laterais do quadril (Figura 9A): participante permaneceu em decúbito ventral, com o joelho do membro a ser exercitado a 90° de flexão. Durante o exercício, realizou rotação lateral do quadril contra a resistência oferecida pelos pesos do equipamento *cross-over*. A resistência foi presa no tornozelo por meio de uma cinta de velcro. A voluntária foi orientada a realizar o exercício em ADM completa de rotação medial e lateral do quadril, mantendo a pelve e a coluna estáveis. A partir da quinta semana de treinamento, a carga excêntrica desse exercício foi aumentada para 90 ou 100% de 1 RM^{77,78}.

(2) Fortalecimento isotônico da porção posterior do músculo glúteo médio (Figura 9B): participante em decúbito lateral realizou abdução do quadril, mantendo o joelho estendido e leve extensão e rotação lateral do quadril. A abdução do quadril foi realizada contra a resistência de caneleiras posicionadas na parte distal da perna. O movimento foi realizado em ADM completa de abdução/adução da coxa, sem permitir movimento excessivo da pelve ou flexão excessiva do quadril, compensações que favoreceriam o recrutamento do músculo tensor da fáscia lata ao invés da porção posterior do glúteo médio. A partir da quinta semana de treinamento, a carga excêntrica desse exercício foi aumentada para 90 ou 100% de 1 RM^{77,78}.

(3) Fortalecimento isotônico do músculo grande dorsal (Figura 9C): participante sentada foi orientada a segurar com suas mãos as alças do equipamento. Durante o exercício, ela puxava as alças inferiormente na direção das costas, realizando depressão das escápulas e, em seguida, adução dos ombros. Esse

movimento foi realizado contra a resistência oferecida pelos pesos do *cross-over*. Durante o movimento de adução dos ombros, a participante foi orientada a manter as escápulas deprimidas.

(4) Fortalecimento isotônico dos músculos abdominais oblíquos e quadrado lombar (Figura 9D): participante sentada realizou o movimento de flexão associado à rotação e leve flexão lateral do tronco contra a resistência oferecida pelos pesos do *cross-over*. A resistência foi presa na parte póstero-lateral do tronco por meio de um colete. Para estabilizar a voluntária durante a realização do exercício, foram utilizados velcros para fixar a coxa e perna da participante no banco em que estava sentada. Durante o movimento de flexão do tronco, foi garantido que a participante mantivesse flexão da coluna lombar, uma vez que a realização de extensão de coluna lombar indicaria recrutamento apenas do músculo íliopsoas para alcançar a flexão do tronco.

(5) Exercício de rotação lateral e extensão do quadril e tronco em CCF (Figura 9E): participante em pé, com apoio unipodal, realizou movimento de rotação lateral do quadril e tronco, associado à extensão de quadril e tronco, contra a resistência oferecida pelos pesos do *cross-over*. A resistência foi presa na parte ântero-lateral do tronco por meio de um colete. Esse exercício foi iniciado apenas a partir da terceira semana de intervenção, sendo que, inicialmente, todas as voluntárias executaram-o com carga mínima (5 kg), com o objetivo de aprenderem a execução correta do movimento. Esse período de aprendizagem foi necessário, uma vez que esse exercício envolve a execução de movimento simultâneo de muitos segmentos corporais. Apenas na quinta semana de treinamento, a carga desse exercício foi aumentada de acordo com o resultado do teste de 1 RM.

A execução cinemática correta dos movimentos de todos os exercícios foi garantida visualmente pelo examinador e a ação dos músculos alvos foi conferida por meio de palpação, com o intuito de evitar ações compensatórias de outros músculos durante os exercícios. A evolução da carga dos exercícios foi realizada quando a participante foi capaz de realizar três séries de nove repetições em dois dias consecutivos. Nesses casos, a carga do exercício foi aumentada em 5 ou 10% ⁷⁶. No dia de evolução da carga, a voluntária foi solicitada a realizar oito repetições do exercício com carga 10% superior àquela realizada na sessão anterior. Nas situações em que a participante não foi capaz de realizar oito repetições do exercício, a carga foi reduzida para obter um aumento equivalente a apenas 5% da carga anterior. As avaliações e reavaliações foram realizadas em apenas um MI, mas os exercícios de fortalecimento foram executados bilateralmente.

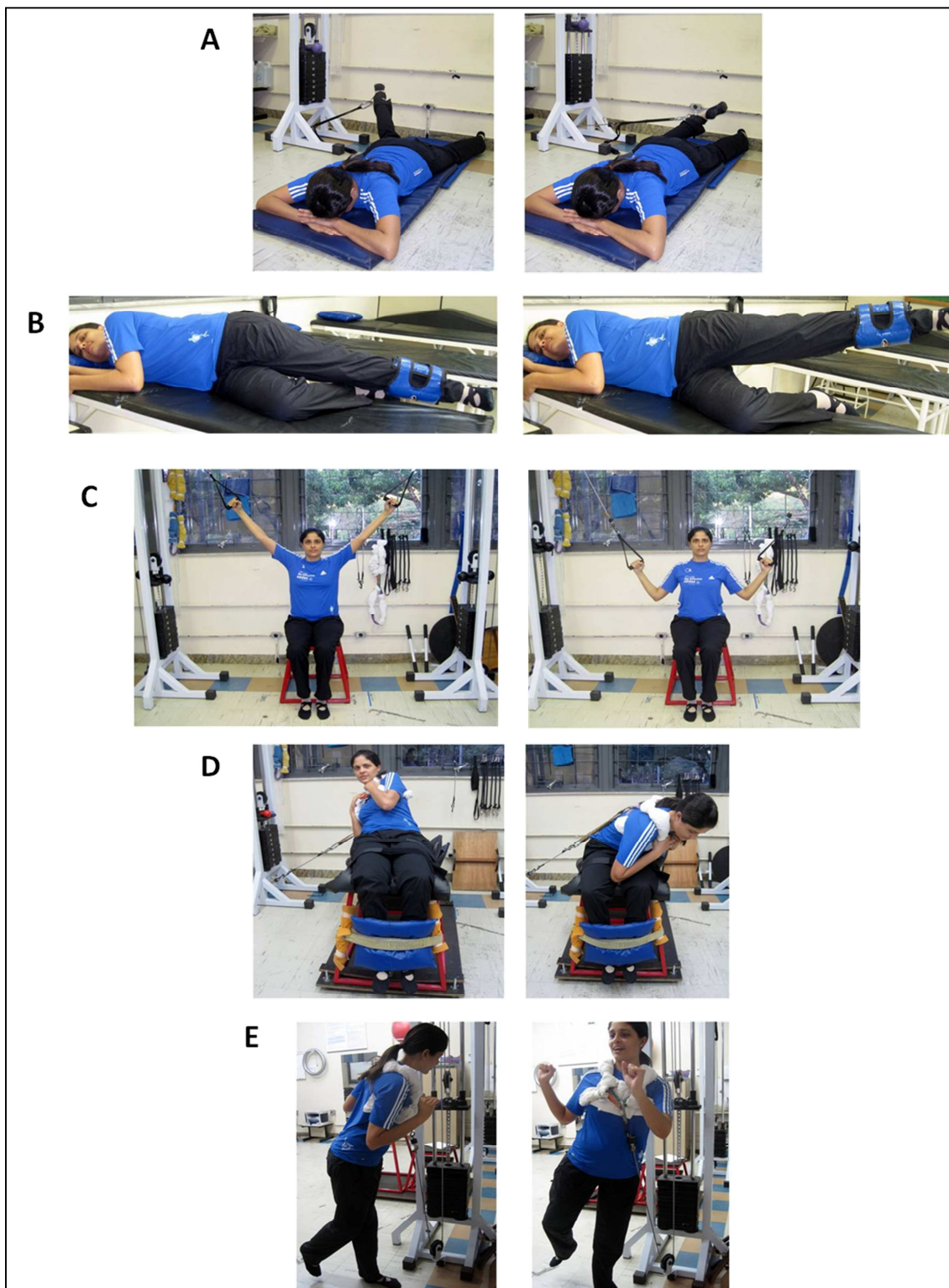


Figura 9 – Exercícios realizados durante o período de intervenção: (A) Fortalecimento isotônico dos músculos rotadores laterais do quadril; (B) Fortalecimento isotônico da porção posterior do músculo glúteo médio; (C) Fortalecimento isotônico do músculo grande dorsal; (D) Fortalecimento isotônico dos músculos abdominais oblíquos e quadrado lombar; (E) Exercício de rotação lateral e extensão do quadril e tronco em cadeia cinemática fechada.

2.5- Processamento e redução dos dados

2.5.1- Torque concêntrico e excêntrico dos rotadores laterais do quadril

O trabalho máximo concêntrico e o trabalho máximo excêntrico foram as variáveis obtidas a partir do teste de força máxima dos rotadores laterais do quadril. Não foi possível obter essas variáveis diretamente do *software* do dinamômetro isocinético, porque a ADM escolhida para realização do teste mantinha a alavanca em posições muito verticais, o que impediu a mensuração da massa da perna e pé e, conseqüentemente, a correção automática dos torques dos segmentos pelo próprio *software* do dinamômetro isocinético. Portanto, os dados obtidos na avaliação do torque concêntrico e excêntrico dos rotadores laterais do quadril foram processados utilizando-se uma rotina desenvolvida no *software* Matlab. Os sinais foram filtrados com um filtro passa baixa do tipo *Butterworth* de quarta ordem com frequência de corte de 1,25 Hz. A massa dos segmentos perna e pé assim como a distância do centro de massa ao eixo de rotação articular foram determinadas segundo a tabela antropométrica de Dempster ⁷⁹. Em seguida, o torque gerado por esses segmentos em cada posição articular foi calculado por meio de cálculos trigonométricos. O torque resultante do peso da alavanca foi obtido a partir da coleta realizada apenas com a alavanca. Por fim, os torques gerados pelos pesos da perna e do pé do participante e pelo peso da alavanca foram subtraídos do torque total fornecido pelo dinamômetro isocinético. O trabalho (definido como a área abaixo da curva torque-deslocamento angular) foi calculado em Joules (J) para cada repetição do teste. Em seguida, foi determinado o maior valor de trabalho gerado em cada série do teste. Como o

teste consistiu de três séries, o valor médio de trabalho máximo obtido dessas três séries foi considerado para a análise estatística.

2.5.2- Torque passivo do quadril

Os dados obtidos na avaliação do torque passivo do quadril foram processados utilizando-se uma rotina desenvolvida no *software* Matlab. Assim como no processamento dos dados ativos de torque, os sinais foram filtrados com um filtro passa baixa do tipo *Butterworth* de quarta ordem com frequência de corte de 1,25 Hz. Os torques produzidos pelos pesos da perna e do pé do participante foram calculados a partir da tabela antropométrica de Dempster⁷⁹ e cálculos trigonométricos. Em seguida, os torques gerados pelos pesos da perna, do pé e da alavanca foram subtraídos do torque total fornecido pelo dinamômetro isocinético, com o objetivo de obter valores que representassem o torque passivo produzido apenas pelos tecidos presentes ao redor da articulação. A curva obtida do torque passivo durante o deslocamento angular era visualizada para verificar se o seu padrão era típico, ou seja, se apresentava comportamento não linear e apenas uma posição articular na qual o torque passivo assumia valor zero⁶². As curvas com padrão atípico foram excluídas da análise. O valor médio dos torques produzidos nos primeiros 20° de rotação medial do quadril foi calculado em newton-metro (Nm). Essa variável foi determinada para as três repetições do teste e o valor médio foi considerado para a análise estatística. A outra variável analisada foi a posição de repouso do quadril, definida como a posição articular na qual o torque passivo do quadril é igual a zero. Nessa posição, os torques de resistência à rotação lateral e medial do quadril possuem valores iguais e anulam-se. A posição de repouso

foi calculada, em graus, para as três repetições do teste. Posteriormente, a média dos valores obtidos nas três repetições foi determinada.

2.5.3- Cinemática

O processamento dos dados cinemáticos foi realizado por meio do *software* Visual3D. Inicialmente, o modelo biomecânico construído foi aplicado aos arquivos referentes às três coletas estáticas com a subtalar em neutro e às cinco descidas de degrau. Em seguida, os seguintes ângulos foram obtidos: (1) quadril: movimento da coxa em relação à pelve; (2) joelho: movimento da perna em relação à coxa; (3) coxa: movimento da coxa em relação ao sistema de coordenadas global do laboratório; (4) perna: movimento da perna em relação ao sistema de coordenadas global do laboratório; (5) retropé-perna: movimento do retropé em relação à perna; (6) antepé-perna: movimento do antepé em relação à perna. Para criação desses ângulos, utilizou-se a seguinte sequência de Cardan: látero-medial (eixo Y), ântero-posterior (eixo X) e súpero-inferior (eixo Z). Todos os ângulos foram filtrados com um filtro passa-baixa do tipo *Butterworth* de quarta ordem, com frequência de corte de 6 Hz^{30,38,80} e as lacunas com no máximo dez quadros foram interpoladas.

A média dos valores angulares registrados durante a postura ortostática com a subtalar em neutro foi calculada para cada um dos seis ângulos medidos. Esse valor foi obtido para as três coletas estáticas e, em seguida, o valor médio foi calculado. Esse valor médio calculado na coleta estática com a subtalar em neutro foi subtraído dos ângulos registrados durante as coletas de descida de degrau. O objetivo desse procedimento foi considerar a posição registrada

durante a coleta estática com a subtalar em neutro como a posição neutra (0°) de cada ângulo. Esse processo de normalização minimiza a influência dos erros decorrentes de variação na localização das marcas anatômicas entre os dias da avaliação e reavaliação.

A descida do degrau foi definida como o período entre o início da flexão do joelho do membro avaliado e o contato do membro contralateral no solo. O início da flexão do joelho foi determinado usando o início do deslocamento linear anterior (eixo X) de uma marca de rastreamento da perna. O contato do pé contralateral no solo foi estabelecido a partir do término do movimento vertical (eixo Z) do marcador colocado entre as cabeças do segundo e terceiro metatarsos. As curvas do deslocamento linear dessas marcas foram plotadas e observadas para facilitar a identificação dos eventos. Esses eventos foram identificados por apenas um examinador, sendo que o CCI para a confiabilidade intra-examinador da determinação desses eventos foi 0,99.

Curvas de posição angular em relação à porcentagem do tempo de descida de degrau (0 a 100%) foram plotadas para os seguintes ângulos obtidos nas cinco descidas de degrau de cada participante: (1) quadril frontal: movimento da coxa em relação à pelve em torno do eixo X; (2) quadril transversal: movimento da coxa em relação à pelve em torno do eixo Z; (3) joelho frontal: movimento da perna em relação à coxa em torno do eixo X; (4) joelho transversal: movimento da perna em relação à coxa em torno do eixo Z; (5) coxa frontal: movimento da coxa em relação ao sistema de coordenadas global do laboratório em torno do eixo X; (6) coxa transversal: movimento da coxa em relação ao sistema de coordenadas global do laboratório em torno do eixo Z; (7) perna frontal: movimento da perna em relação ao sistema de

coordenadas global do laboratório em torno do eixo X; (8) perna transverso: movimento da perna em relação ao sistema de coordenadas global do laboratório em torno do eixo Z; (9) retropé-perna frontal: movimento do retropé em relação à perna em torno do eixo X e (10) antepé-perna frontal: movimento do antepé em relação à perna em torno do eixo X. Em seguida, para cada uma dessas variáveis, foi obtida a média das curvas para o dia da avaliação e a média das curvas para o dia da reavaliação. Os valores angulares com sinais positivos corresponderam a posições de adução e rotação medial do quadril, coxa e perna e a posições de inversão do retropé e antepé em relação à perna. Os valores angulares com sinais negativos corresponderam a posições de abdução e rotação lateral do quadril, coxa e perna e a posições de eversão do retropé e antepé em relação à perna.

2.6. Análise estatística

2.6.1- Desempenho muscular e propriedades passivas do quadril

Análise descritiva das variáveis trabalho máximo concêntrico e excêntrico dos rotadores laterais, torque passivo e posição de repouso do quadril foi realizada por meio do cálculo de média e desvio-padrão. Considerando-se que todas as variáveis apresentaram distribuição normal pelo teste *Shapiro-wilk*, análises de variância (ANOVA) mista foram utilizadas para investigar o efeito do fortalecimento de músculos do quadril e tronco sobre as variáveis ativas e passivas do quadril mensuradas no dinamômetro isocinético. Uma ANOVA mista com um nível fatorial (grupos experimental e controle) e um nível de medidas repetidas (condições pré e pós-intervenção) foi realizada para cada variável (trabalho máximo concêntrico dos rotadores laterais do quadril, trabalho

máximo excêntrico dos rotadores laterais do quadril, torque passivo do quadril e posição de repouso do quadril). Quando diferenças significativas foram encontradas no efeito principal interação grupo/condição das ANOVAs, dois contrastes pré-planejados foram utilizados: (1) grupo controle na condição pré-intervenção *versus* grupo controle na condição pós-intervenção e (2) grupo experimental na condição pré-intervenção *versus* grupo experimental na condição pós-intervenção. Para todas as análises, foi estabelecido um nível de significância (α) de 0,05.

2.6.2- Cinemática

As curvas obtidas dos dados cinemáticos da avaliação e reavaliação foram comparadas para cada ângulo analisado. Em cada porcentagem do tempo da descida de degrau, intervalos de confiança (95% IC) foram calculados para as diferenças entre as posições angulares das curvas da avaliação e reavaliação. Essa análise foi feita para os grupos controle e experimental, separadamente. Os 95%ICs foram calculados de acordo com a seguinte fórmula: $95\% \text{ CI} = X \pm (t \times \text{EP})$, em que X é a média das diferenças entre os valores da avaliação e reavaliação; t é a distribuição t considerando o nível de significância de 0,05 e os graus de liberdade (tamanho da amostra); e EP é o erro padrão da diferença entre os valores da avaliação e reavaliação.

Os 95%ICs que não incluíram o valor zero indicaram posições angulares significativamente diferentes entre as curvas da avaliação e reavaliação. Nas porcentagens de tempo da descida de degrau em que foram detectadas diferenças significativas, foi calculada a média e os valores máximo e mínimo da diferença naquela porção da curva. A média foi calculada como a soma das

diferenças médias encontradas divididas pelo número de pontos daquela porção da curva.

3- RESULTADOS

3.1- Desempenho muscular e propriedades passivas do quadril

As variáveis trabalho máximo concêntrico e excêntrico dos rotadores laterais do quadril apresentaram efeito principal significativo para grupo ($p \leq 0,004$), condição ($p < 0,001$) e interação grupo/condição ($p < 0,001$) nas ANOVAs mistas. Os contrastes pré-planejados para essas variáveis demonstraram que o programa de fortalecimento dos músculos do quadril e tronco aumentou o trabalho máximo concêntrico ($p < 0,001$) e excêntrico ($p < 0,001$) dos rotadores laterais do quadril no grupo experimental. No grupo controle, não houve modificação do trabalho muscular na comparação entre as condições pré e pós-intervenção ($p > 0,05$).

Os dados de torque passivo e posição de repouso do quadril de uma pessoa do grupo controle e uma pessoa do grupo experimental foram excluídos da análise estatística, uma vez que foi detectado que o padrão da curva torque passivo-deslocamento angular estava atípico. Além disso, nessas pessoas, houve grande variação entre os dados obtidos nas três repetições do teste da reavaliação. Portanto, as análises das propriedades passivas do quadril foram realizadas com 32 indivíduos (16 em cada grupo). Em relação ao torque passivo durante o movimento de rotação medial do quadril, a ANOVA mista revelou efeito principal significativo para condição ($p = 0,024$). O efeito principal para grupo ($p = 0,664$) e para interação grupo/condição ($p = 0,09$) não foi significativo. A análise estatística para a variável posição de repouso do quadril revelou efeito principal significativo para condição ($p = 0,004$) e interação grupo/condição ($p = 0,026$). O efeito principal para grupo ($p = 0,566$) não foi significativo. No grupo experimental, o programa de fortalecimento muscular

deslocou a posição de repouso do quadril na direção da rotação lateral ($p < 0,001$). No grupo controle, não houve modificação nessa variável entre a avaliação e reavaliação ($p = 0,644$).

Os valores de média e desvio-padrão referentes às variáveis relacionadas ao desempenho muscular e às propriedades passivas do quadril nos grupos controle e experimental para as condições pré e pós-intervenção encontram-se na Tabela 2.

Tabela 2 – Média e desvio padrão (DP) das variáveis relacionadas ao desempenho muscular e às propriedades passivas do quadril nos grupos controle e experimental para as condições pré e pós-intervenção

Variáveis	Grupo experimental		Grupo controle	
	Pré-interv.	Pós-interv.	Pré-interv.	Pós-interv.
	Média ± DP	Média ± DP	Média ± DP	Média ± DP
Trabalho máximo concêntrico (J)	14,81 ± 3,35	21,34 ± 2,89	14,28 ± 3,30	15,42 ± 3,63
Trabalho máximo excêntrico (J)	21,03 ± 4,06	29,39 ± 4,73	20,06 ± 4,23	20,73 ± 4,33
Torque passivo (Nm)	1,22 ± 0,67	1,49 ± 0,71	1,23 ± 0,52	1,29 ± 0,67
Posição de repouso (°)	0,34 ± 4,38	-2,42 ± 4,82	-1,61 ± 3,04	-2,00 ± 3,63

DP: desvio padrão; interv.: intervenção; J: Joules; Nm: Newton-metro

Valores negativos de posição de repouso indicam posições de rotação lateral do quadril

3.2- Cinemática

No grupo experimental, o fortalecimento de músculos do quadril e tronco resultou em posições menos aduzidas do quadril e da coxa em 93 a 100% e 96 a 100% da descida de degrau, respectivamente (Figura 10 A e B). Além disso, foi observada redução da adução da perna em 0 a 95% e 98 a 100% da descida de degrau (Figura 10 C). Por fim, foi constatada redução da eversão do

antepé em relação à perna em 0 a 35% da descida de degrau (Figura 10 D). Não foram observadas diferenças significativas para as variáveis cinemáticas mensuradas no plano transversal e para as variáveis joelho e retropé-perna no plano frontal. Os valores médio, máximo e mínimo da diferença entre a avaliação e reavaliação para as variáveis nas quais houve mudança significativa após o programa de fortalecimento muscular encontram-se na Tabela 3.

No grupo controle, foi observada redução da rotação medial do quadril apenas no ponto equivalente a 91% da descida de degrau (Figura 11). Nesse ponto, o valor da diferença entre a avaliação e reavaliação foi 2,03°. Não foram observadas diferenças significativas para as demais variáveis cinemáticas mensuradas.

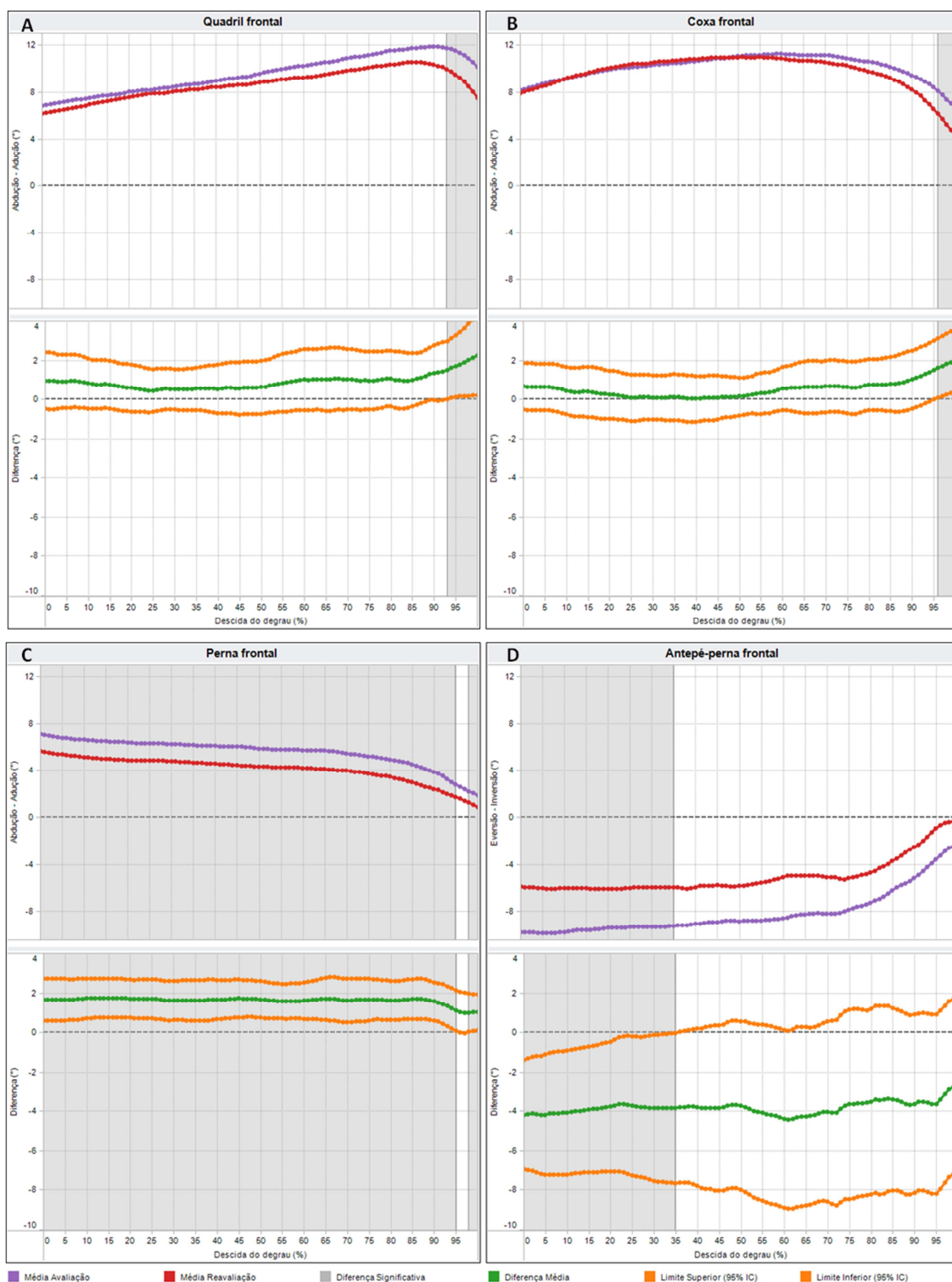


Figura 10 – Gráficos mostrando as curvas médias e intervalos de confiança (IC95%) das diferenças entre a avaliação e reavaliação dos indivíduos do grupo experimental para as seguintes variáveis: (A) quadril frontal; (B) coxa frontal; (C) perna frontal e (D) antepé-perna frontal. Essas variáveis foram representadas graficamente por serem aquelas em que diferenças significativas entre as curvas da avaliação e reavaliação foram detectadas. Os gráficos superiores de A, B, C e D mostram as curvas médias que estão sendo comparadas (curvas médias da avaliação e reavaliação). Os gráficos inferiores mostram a diferença média

entre a avaliação e a reavaliação, bem como os intervalos de confiança (95% ICs) dessa diferença. As faixas cinzas indicam porcentagens de tempo da descida de degrau com diferença significativa entre as curvas médias da avaliação e reavaliação, ou seja, essas faixas indicam o local no qual o 95% IC não inclui o valor zero.

Tabela 3 – Médias, desvios-padrão (DP) e valores máximos e mínimos da diferença entre a avaliação e reavaliação para as variáveis quadril, coxa, perna e antepé-perna no plano frontal dos indivíduos do grupo experimental.

Variáveis	Média	DP	Valor máximo	Valor mínimo
Quadril frontal (°)	1,85	0,26	2,23	1,49
Coxa frontal (°)	1,78	0,14	1,94	1,59
Perna frontal (°)	1,61	0,14	1,74	0,98
Antepé-perna frontal (°)	3,94	0,17	4,20	3,67

Os valores média, máximo e mínimo foram calculados apenas para as porções da curva de diferença média nas quais mudança significativa foi observada na comparação da avaliação e reavaliação.

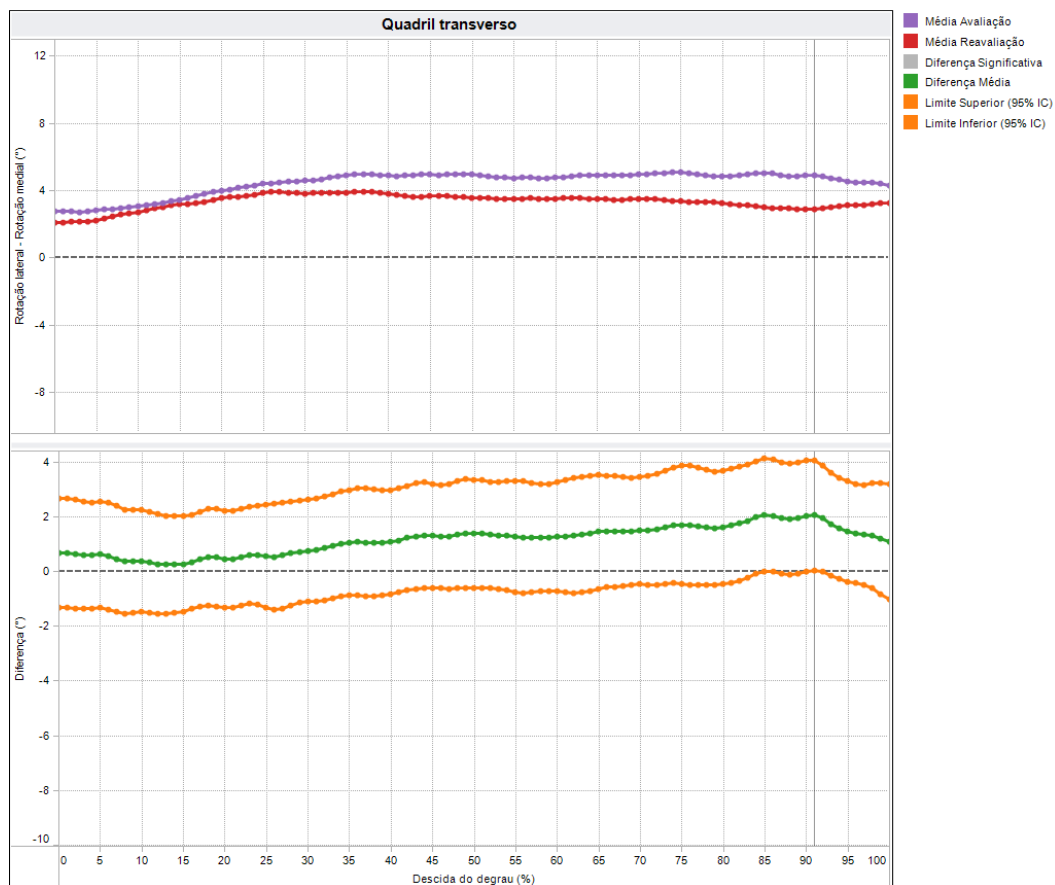


Figura 11 – Gráficos mostrando as curvas médias e intervalos de confiança (IC95%) das diferenças entre a avaliação e reavaliação dos indivíduos do grupo controle para a variável quadril transversal. O gráfico superior mostra as curvas médias que estão sendo comparadas (curvas médias da avaliação e reavaliação). O gráfico inferior mostra a diferença média entre a avaliação e reavaliação, bem como os intervalos de confiança (95% ICs) dessa diferença. A linha vertical cinza escuro indica a porcentagem do tempo da descida de degrau (91%) com diferença significativa entre a curva média da avaliação e reavaliação. Esse é o único ponto no qual o 95% IC não inclui o valor zero.

4- DISCUSSÃO

O presente estudo demonstrou que o fortalecimento de músculos do quadril (rotadores laterais e abdutores) e tronco (grande dorsal; rotadores e flexores laterais do tronco) promoveu, como esperado, um aumento do trabalho máximo concêntrico e excêntrico dos rotadores laterais do quadril, bem como resultou no deslocamento da posição de repouso dessa articulação na direção da rotação lateral. Além disso, de acordo com a hipótese formulada, os exercícios de fortalecimento muscular afetaram de maneira inequívoca a cinemática dos MMII. Especificamente, o protocolo de fortalecimento deste estudo foi capaz de reduzir a adução do quadril, coxa e perna e a eversão do antepé em relação à perna durante a atividade de descida de degrau. Assim, o aumento da força dos músculos do quadril e a modificação da posição de repouso dessa articulação foram provavelmente responsáveis pela modificação do padrão de movimento dos MMII durante a atividade avaliada.

O desempenho máximo dos músculos do quadril foi mensurado para certificar se o programa de fortalecimento muscular proposto neste estudo realmente fortaleceu os principais músculos alvos da intervenção. Similarmente aos resultados reportados na declaração oficial do *American College of Sports Medicine*⁷⁶, o presente estudo demonstrou que o fortalecimento muscular com carga alta, realizado por oito semanas, foi eficaz em aumentar a capacidade das estruturas do quadril de gerar torque máximo por meio de contração muscular concêntrica e excêntrica. Destaca-se que, apesar do pico de torque ser a variável comumente utilizada nas pesquisas para investigar o desempenho muscular, este estudo optou por mensurar o trabalho muscular máximo, uma vez que essa variável informa sobre a capacidade do músculo

gerar torque máximo em toda a ADM, e não apenas em uma única posição articular. Portanto, os resultados evidenciaram que o protocolo de intervenção proposto foi eficaz em aumentar o trabalho máximo concêntrico e excêntrico dos rotadores laterais do quadril.

O deslocamento da posição de repouso do quadril no sentido da rotação lateral observado no presente estudo indicou que o fortalecimento muscular foi suficiente para que os rotadores laterais do quadril produzissem um maior torque de resistência contra o movimento de rotação medial do quadril, com consequente deslocamento da posição em que são iguais os torques passivos produzidos por tecidos antagônicos dessa articulação (i.e. rotadores laterais e mediais) ^{62,81}. Em relação à variável torque passivo, foi observado efeito principal significativo apenas para condição, ou seja, houve aumento no valor dessa variável na comparação entre as condições avaliação e reavaliação apenas quando as voluntárias dos grupos controle e experimental foram analisadas em conjunto. No entanto, observa-se que a diferença média entre os valores de torque passivo da avaliação e reavaliação foi maior no grupo experimental (0,27 Nm) do que no grupo controle (0,07 Nm). Apesar disso, a análise estatística demonstrou ausência de efeito principal significativo para a interação grupo/condição, sendo o valor de p dessa análise considerado marginal ($p = 0,09$). É possível que o efeito da intervenção sobre o torque passivo seja de tamanho moderado ou pequeno e, consequentemente, um número maior de indivíduos na amostra seria necessário para comprovar a mudança dessa variável após a intervenção. Além disso, a variabilidade grande dessa medida, evidenciada pelo coeficiente de variação alto (acima de 40%), pode ter dificultado o aparecimento de efeito significativo. Vale notar que não

foram encontrados outros estudos que avaliaram o efeito de programas de fortalecimento muscular sobre as propriedades passivas do quadril, porém a eficácia de exercícios de fortalecimento em modificar o comportamento passivo de outras articulações já foi evidenciada ^{54,57,58}. Os mecanismos que podem justificar a modificação das propriedades passivas são o aumento da área de secção transversa dos músculos e tendões treinados e a alteração na composição dos tecidos presentes em torno da articulação (aumento na concentração de colágeno e proteínas) ⁸²⁻⁸⁵. Dessa forma, os resultados do presente estudo indicaram que o fortalecimento realizado promoveu mudança nas propriedades passivas do quadril numa magnitude suficiente para evidenciar alteração significativa da posição de repouso do quadril, mas não do torque passivo.

No presente estudo, as variáveis ativas e passivas do quadril foram mensuradas apenas no plano transversal. No entanto, considerando que alguns músculos rotadores laterais, como o glúteo máximo e médio, também atuam no movimento de abdução ⁸⁶, a medida realizada no plano transversal incluiu alguns músculos e tecidos que produzem torque no plano frontal. Portanto, acreditamos que os testes realizados no plano transversal foram suficientes para cumprir o objetivo de investigar se o protocolo de intervenção foi eficaz em fortalecer os principais músculos do quadril alvos do fortalecimento (glúteo máximo e médio) e modificar as propriedades passivas dos tecidos presentes em torno dessa articulação.

O fortalecimento de músculos do quadril e tronco modificou a cinemática de algumas articulações e segmentos do MI no plano frontal. Apesar de o fortalecimento ter envolvido diferentes músculos e planos de movimento, a

modificação da cinemática somente no plano frontal pode ser explicada primariamente pelo aumento do torque abductor do quadril durante a descida do degrau, como consequência da melhora da capacidade dos músculos abdutores de gerar força ativamente (por contração muscular) e/ou do deslocamento da posição de repouso do quadril no sentido da abdução do quadril. O aumento do torque abductor dessa articulação durante a atividade avaliada repercutiu em abdução da coxa, com consequente deslocamento lateral desse segmento (Figura 12). O joelho apresentou pouco movimento no plano frontal e, por isso, a perna também foi levada em abdução e deslocada lateralmente (Figura 12). A tendência do pé, por sua vez, também seria deslocar-se para lateral. No entanto, em CCF, as forças de atrito entre o pé e solo fazem com que essa força na direção lateral resulte em inversão do CTP (Figura 12). Durante a descida de degrau, as forças de reação do solo e forças de atrito são maiores no antepé do que no retropé, o que faz com que a tendência do primeiro segmento realizar inversão seja maior do que a do segundo. Como no retropé a força de atrito é pequena, a tendência desse segmento é apenas deslocar-se para lateral. Assim, a modificação das propriedades ativas e passivas dos músculos e tecidos conectivos do quadril e tronco possivelmente levou a um aumento do torque abductor no quadril durante a atividade de descida de degrau, o qual modificou a cinemática do quadril e de segmentos mais distais do MI no plano frontal. Esses resultados reforçam a interdependência entre a biomecânica do quadril e do CTP.

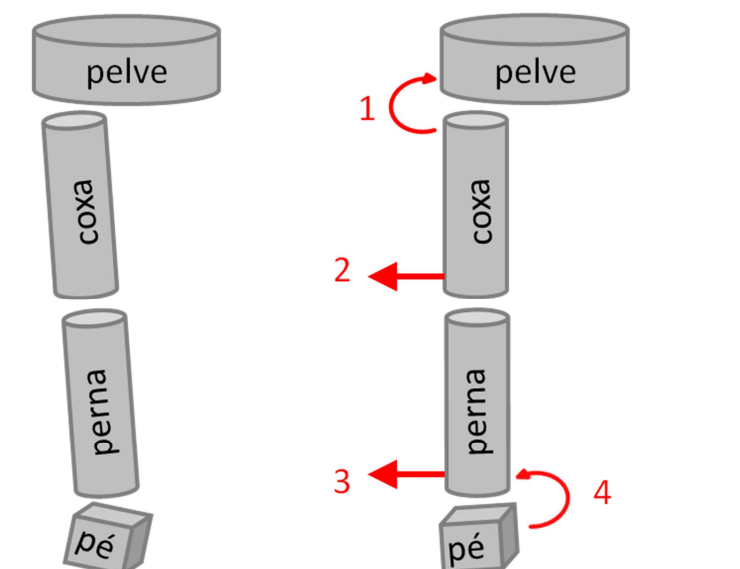


Figura 12 – Representação esquemática da modificação da posição dos segmentos e articulações do membro inferior durante atividade em apoio unipodal após um programa de fortalecimento de músculos do quadril e tronco. O aumento do torque abductor do quadril na figura do lado direito, em comparação com aquela do lado esquerdo, resultou na ocorrência dos seguintes eventos sequenciais (1) Abdução do quadril; (2) Abdução da coxa; (3) Abdução da perna e (4) Inversão do pé.

A diferença entre os valores pré e pós-intervenção no quadril e na coxa ocorreu apenas na fase final da descida do degrau, enquanto a diferença na perna e no ângulo antepé-perna ocorreu no início do movimento de descida de degrau. Embora diferença significativa tenha sido constatada apenas na fase final do movimento do quadril, a análise do gráfico revela que, ao longo de todo o tempo da descida de degrau, o quadril estava em posições de maior abdução. Essa diferença, apesar de não significativa, possivelmente foi suficiente para produzir efeito em segmentos do MI com menor massa, tais como a perna e o antepé. Snyder *et al.*³¹ também encontraram redução significativa da eversão do pé durante a corrida, após um programa de fortalecimento de músculos do quadril, mas apenas uma tendência de aumento da rotação lateral do quadril. Dessa forma, os resultados de ambos os estudos demonstram que diferenças

de maior magnitude seriam necessárias para influenciar segmentos de maior massa, tal como a coxa.

A comparação entre os dados cinemático da avaliação e reavaliação dos indivíduos do grupo controle demonstrou que a única alteração observada foi uma redução da rotação medial do quadril apenas no ponto equivalente a 91% da descida de degrau. Como a diferença foi observada em um único ponto, a mesma pode ter ocorrido ao acaso e foi considerada irrelevante. Portanto, a ausência de mudanças nos indivíduos do grupo controle confirma que as modificações encontradas no grupo experimental ocorreram devido à intervenção realizada no estudo.

Ao contrário do esperado, o fortalecimento de músculos do quadril e tronco não resultou em modificações da cinemática do MI no plano transversal. Existem diversos fatores que podem explicar esse resultado. Uma primeira explicação seria o fato de que a atividade de descida de degrau pode não exigir produção de força máxima pelos músculos rotadores laterais para controlar os movimentos no plano transversal, se comparado com a demanda existente no plano frontal. Assim, o aumento da força muscular não repercutiu na modificação da cinemática no plano transversal, uma vez que a demanda menor nesse plano não solicitou maior contribuição dos músculos rotadores do tronco, pelve e quadril. Hollman *et al.*⁸⁷, por exemplo, demonstraram que a força máxima dos rotadores laterais não está associada ao valgismo dinâmico do joelho durante a descida de um degrau. Outra possível explicação para a ausência de efeito no plano transversal é que a modificação das propriedades passivas do quadril foi de pequena magnitude e, portanto, pode ter sido insuficiente para alterar o movimento dessa articulação durante a tarefa. É

possível que o controle dos movimentos no plano transversal seja mais influenciado pelas propriedades passivas quando comparado aos movimentos nos planos sagital e frontal, uma vez que os movimentos rotacionais tendem a ser de menor amplitude e não estão diretamente relacionados ao desempenho da tarefa, ou seja, a ausência de controle no plano transversal não resulta em prejuízo imediato na execução da tarefa. Finalmente, a maior variabilidade das medidas cinemáticas no plano transversal em comparação com aquelas no plano frontal aumentou o desvio padrão das medidas, o que dificultou o aparecimento de efeito significativo. Independentemente da explicação para a ausência de efeito no plano transversal, os resultados do presente estudo demonstraram que o fortalecimento de músculos do quadril e tronco modificou primariamente a cinemática do MI no plano frontal, o que justifica a utilização de programas de fortalecimento semelhantes ao deste estudo quando se objetiva reduzir o movimento de adução excessiva do MI durante a descida de degrau.

Diferente dos resultados deste estudo, outros autores realizaram o fortalecimento de músculos do quadril e não encontraram efeito sobre o padrão de movimento dos MMII^{50,51,53}. Uma justificativa para essa discrepância de resultados é que a magnitude da carga (inferior a 70% de 1 RM) ou o tempo total da intervenção (inferior a oito semanas) de dois desses estudos^{51,53} pode ter sido insuficiente para hipertrofiar os músculos e gerar mudanças nas propriedades passivas articulares. Outra explicação para a diferença de resultados pode ser a inclusão naqueles estudos de indivíduos que apresentavam características que potencialmente aumentam a quantidade de movimento nos planos frontal e transversal dos MMII. As pesquisas anteriores^{50,51,53}, por exemplo, não excluíram pessoas com desalinhamento severo do

CTP, anteversão do colo do fêmur e limitação de dorsiflexão do tornozelo, características que podem causar os movimentos excessivos dos MMII^{34,37,39-41}, mas que não foram alvos das intervenções. Por fim, a não realização de exercícios para fortalecimento de músculos do tronco pode ter dificultado a modificação da cinemática dos MMII nas outras pesquisas^{50,51}. Assim, a carga alta dos exercícios, o tempo relativamente longo da intervenção, a criteriosa seleção da amostra e a inclusão de exercícios de fortalecimento do tronco são fatores que podem justificar a diferença entre os resultados deste estudo e aqueles que não evidenciaram mudança no padrão de movimento dos MMII após a intervenção.

Vale notar que a atividade de descida de degrau foi avaliada de forma pouco funcional, ou seja, relativamente diferente da maneira que o indivíduo a realiza rotineiramente. O tempo de realização da tarefa foi controlado e a atividade começou com a participante estática em apoio unipodal. No dia-a-dia, os indivíduos geralmente descem um degrau em uma velocidade mais rápida daquela executada no teste e realizam a atividade de forma mais contínua (após uma caminhada ou durante a descida de escadas). No entanto, a padronização do tempo e da postura para iniciar a tarefa foi necessária para impedir variações na cinemática decorrentes de mudança na velocidade ou forma de realização da tarefa entre os dias de avaliação e entre as repetições do teste. Além disso, a velocidade baixa foi escolhida para aumentar a demanda sobre as estruturas que controlam os movimentos nos planos frontal e transversal do MI que está em apoio durante a descida de degrau.

Os resultados do presente estudo demonstraram que exercícios de fortalecimento de músculos do quadril e tronco, realizados com cargas altas e

por um período de oito semanas, modificam a cinemática do quadril, coxa, perna e antepé no plano frontal durante a descida de degrau. Esses achados reforçam a ideia de conexão entre as articulações proximais e distais do MI. A modificação da capacidade das estruturas do quadril e tronco de resistir ativamente e/ou passivamente ao movimento de adução do quadril parece explicar o controle da adução do MI e da pronação do CTP. Portanto, a prevenção e o tratamento de lesões relacionadas ao excesso de movimento da perna e do pé devem levar em consideração, dentre outros fatores, a força e as propriedades passivas dos músculos e tecidos do quadril e tronco. Destaca-se que, mesmo utilizando um protocolo com carga alta, a intervenção proposta neste estudo não foi suficiente para modificar todas as variáveis hipotetizadas, como o movimento do quadril e joelho no plano transversal durante a descida de degrau. É possível que sejam necessárias intervenções com um período maior de tempo para que mudanças de maior magnitude ocorram nas propriedades passivas do quadril e, conseqüentemente, na cinemática dos MMII. Além disso, a inclusão de treinos funcionais no programa de intervenção (treino do padrão correto de movimento durante a atividade funcional) pode ser necessária para que maiores modificações ocorram na cinemática dos MMII. No entanto, o treino funcional foi intencionalmente não incluído neste estudo, uma vez que o objetivo foi verificar o efeito do fortalecimento muscular sem a influência do controle consciente do movimento pelos participantes.

5- CONCLUSÃO

O fortalecimento de músculos do quadril (rotadores laterais e abdutores) e tronco (grande dorsal; rotadores e flexores laterais do tronco) promoveu aumento do trabalho máximo concêntrico e excêntrico dos músculos do quadril, bem como modificou a posição de repouso dessa articulação. Além disso, o protocolo de intervenção reduziu a adução do quadril, coxa e perna e a eversão do antepé durante a atividade de descida de degrau. É possível que a melhora da capacidade de gerar força ativamente e/ou o deslocamento da posição de repouso do quadril tenham repercutido no aumento do torque abductor dessa articulação durante a descida de degrau, o qual modificou o movimento do quadril e segmentos mais distais do MI no plano frontal. Esses resultados evidenciaram que o fortalecimento aplicado pode ser utilizado para reduzir a adução do quadril e MI e a pronação do CTP.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. LEVENS, A. S.; INMAN, V. T.; BLOSSER, J. A. Transverse rotation of the segments of the lower extremity in locomotion. **J Bone Joint Surg Am**, v. 30A, n. 4, p. 859-872, Oct. 1948.
2. FELLIN, R. E.; MANAL, K.; DAVIS, I. S. Comparison of lower extremity kinematic curves during overground and treadmill running. **J Appl Biomech**, v. 26, n. 4, p. 407-414, Nov. 2010.
3. WILLSON, J. D.; DAVIS, I. S. Lower extremity mechanics of females with and without patellofemoral pain across activities with progressively greater task demands. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 23, n. 2, p. 203-211, Feb. 2008.
4. EARL, J. E.; MONTEIRO, S. K.; SNYDER, K. R. Differences in lower extremity kinematics between a bilateral drop-vertical jump and a single-leg step-down. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 37, n. 5, p. 245-252, May 2007.
5. POWERS, C. M. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 40, n. 2, p. 42-51, Feb. 2010.
6. BARWICK, A.; SMITH, J.; CHUTER, V. The relationship between foot motion and lumbopelvic-hip function: a review of the literature. **Foot (Edinb)**, v. 22, n. 3, p. 224-231, Sept. 2012.
7. SOUZA, T. R.; PINTO, R. Z.; TREDE, R. G.; KIRKWOOD, R. N.; FONSECA, S. T. Temporal couplings between rearfoot-shank complex and hip joint during walking. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 25, n. 7, p. 745-748, Aug. 2010.
8. CHUTER, V. H.; JANSE DE JONGE, X. A. Proximal and distal contributions to lower extremity injury: a review of the literature. **Gait Posture**, v. 36, n. 1, p. 7-15, May 2012.
9. TONLEY, J. C.; YUN, S. M.; KOCHEVAR, R. J.; DYE, J. A.; FARROKHI, S.; POWERS, C. M. Treatment of an individual with piriformis syndrome focusing on hip muscle strengthening and movement reeducation: a case report. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 40, n. 2, p. 103-111, Feb. 2010.

10. NOEHREN, B.; DAVIS, I.; HAMILL, J. ASB clinical biomechanics award winner 2006 prospective study of the biomechanical factors associated with iliotibial band syndrome. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 22, n. 9, p. 951-956, Nov. 2007.
11. FONSECA, S. T.; OCARINO, J. M.; SILVA P. L. P; AQUINO C. F. Integration of stress and their relationship to the kinetic chain. In: MAGEE, D. J.; ZACHAZEWSKI, J. E.; QUILLEN, W. S. **Scientific foundations and principles of practice in musculoskeletal rehabilitation**. St Louis: Saunders Elsevier, 2007. cap. 23, p. 476-486.
12. POWERS, C. M. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 33, n. 11, p. 639-646, Nov. 2003.
13. TIBERIO, D. The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral mechanics: a theoretical model. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 9, n. 4, p. 160-165, 1987.
14. BOLING, M. C.; PADUA, D. A.; MARSHALL, S. W.; GUSKIEWICZ, K.; PYNE, S.; BEUTLER, A. A prospective investigation of biomechanical risk factors for patellofemoral pain syndrome: the Joint Undertaking to Monitor and Prevent ACL Injury (JUMP-ACL) cohort. **Am J Sports Med**, v. 37, n. 11, p. 2108-2116, Nov. 2009.
15. SOUZA, R. B.; POWERS, C. M. Differences in hip kinematics, muscle strength, and muscle activation between subjects with and without patellofemoral pain. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 39, n. 1, p. 12-19, Jan. 2009.
16. WILLEMS, T. M.; DE, C. D.; DELBAERE, K.; VANDERSTRAETEN, G.; DE, C. A.; WITVROUW, E. A prospective study of gait related risk factors for exercise-related lower leg pain. **Gait Posture**, v. 23, n. 1, p. 91-98, Jan. 2006.
17. WILLEMS, T. M.; WITVROUW, E.; DE, C. A.; DE, C. D. Gait-related risk factors for exercise-related lower-leg pain during shod running. **Med Sci Sports Exerc**, v. 39, n. 2, p. 330-339, Feb. 2007.
18. BALDON, R. M.; LOBATO, D. F.; CARVALHO, L. P.; SANTIAGO, P. R.; BENZE, B. G.; SERRAO, F. V. Relationship between eccentric hip torque and lower-limb kinematics: gender differences. **J Appl Biomech**, v. 27, n. 3, p. 223-232, Aug. 2011.

19. FERBER, R.; DAVIS, I. M.; WILLIAMS, D. S., III Gender differences in lower extremity mechanics during running. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 18, n. 4, p. 350-357, May 2003.
20. NAKAGAWA, T. H.; MORIYA, E. T.; MACIEL, C. D.; SERRAO, F. V. Trunk, pelvis, hip, and knee kinematics, hip strength, and gluteal muscle activation during a single-leg squat in males and females with and without patellofemoral pain syndrome. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 42, n. 6, p. 491-501, June 2012.
21. CHUMANOV, E. S.; WALL-SCHEFFLER, C.; HEIDERSCHEIT, B. C. Gender differences in walking and running on level and inclined surfaces. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 23, n. 10, p. 1260-1268, Dec. 2008.
22. POLLARD, C. D.; SIGWARD, S. M.; POWERS, C. M. Gender differences in hip joint kinematics and kinetics during side-step cutting maneuver. **Clin J Sport Med**, v. 17, n. 1, p. 38-42, Jan. 2007.
23. BOLING, M.; PADUA, D.; MARSHALL, S.; GUSKIEWICZ, K.; PYNE, S.; BEUTLER, A. Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome. **Scand J Med Sci Sports**, v. 20, n. 5, p. 725-730, Oct. 2010.
24. PRODRAMOS, C. C.; HAN, Y.; ROGOWSKI, J.; JOYCE, B.; SHI, K. A meta-analysis of the incidence of anterior cruciate ligament tears as a function of gender, sport, and a knee injury-reduction regimen. **Arthroscopy**, v. 23, n. 12, p. 1320-1325, Dec. 2007.
25. ZELLER, B. L.; MCCRORY, J. L.; KIBLER, W. B.; UHL, T. L. Differences in kinematics and electromyographic activity between men and women during the single-legged squat. **Am J Sports Med**, v. 31, n. 3, p. 449-456, May 2003.
26. MUELLER, M. J.; MALUF, K. S. Tissue adaptation to physical stress: a proposed "Physical Stress Theory" to guide physical therapist practice, education, and research. **Phys Ther**, v. 82, n. 4, p. 383-403, Apr. 2002.
27. COSTIGAN, P. A.; DELUZIO, K. J.; WYSS, U. P. Knee and hip kinetics during normal stair climbing. **Gait Posture**, v. 16, n. 1, p. 31-37, Aug. 2002.
28. ANDRIACCHI, T. P.; ANDERSSON, G. B.; FERMIER, R. W.; STERN, D.; GALANTE, J. O. A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. **J Bone Joint Surg Am**, v. 62, n. 5, p. 749-757, July 1980.

29. BRECHTER, J. H.; POWERS, C. M. Patellofemoral joint stress during stair ascent and descent in persons with and without patellofemoral pain. **Gait Posture**, v. 16, n. 2, p. 115-123, Oct. 2002.
30. SELFE, J.; RICHARDS, J.; THEWLIS, D.; KILMURRAY, S. The biomechanics of step descent under different treatment modalities used in patellofemoral pain. **Gait Posture**, v. 27, n. 2, p. 258-263, Feb. 2008.
31. SNYDER, K. R.; EARL, J. E.; O'CONNOR, K. M.; EBERSOLE, K. T. Resistance training is accompanied by increases in hip strength and changes in lower extremity biomechanics during running. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 24, n. 1, p. 26-34, Jan. 2009.
32. JACOBS, C. A.; UHL, T. L.; MATTACOLA, C. G.; SHAPIRO, R.; RAYENS, W. S. Hip abductor function and lower extremity landing kinematics: sex differences. **J Athl Train**, v. 42, n. 1, p. 76-83, Jan. 2007.
33. SOUZA, R. B.; POWERS, C. M. Predictors of hip internal rotation during running: an evaluation of hip strength and femoral structure in women with and without patellofemoral pain. **Am J Sports Med**, v. 37, n. 3, p. 579-587, Mar. 2009.
34. BITTENCOURT, N. F.; OCARINO, J. M.; MENDONCA, L. D.; HEWETT, T. E.; FONSECA, S. T. Foot and hip contributions to high frontal plane knee projection angle in athletes: a classification and regression tree approach. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 42, n. 12, p. 996-1004, 2012.
35. HEIDERSCHEIT, B. C. Lower extremity injuries: is it just about hip strength?. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 40, n. 2, p. 39-41, Feb. 2010.
36. MIZNER, R. L.; KAWAGUCHI, J. K.; CHMIELEWSKI, T. L. Muscle strength in the lower extremity does not predict postinstruction improvements in the landing patterns of female athletes. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 38, n. 6, p. 353-361, June 2008.
37. SIGWARD, S. M.; OTA, S.; POWERS, C. M. Predictors of frontal plane knee excursion during a drop land in young female soccer players. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 38, n. 11, p. 661-667, Nov. 2008.
38. BOLGLA, L. A.; MALONE, T. R.; UMBERGER, B. R.; UHL, T. L. Hip strength and hip and knee kinematics during stair descent in females with and without patellofemoral pain syndrome. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 38, n. 1, p. 12-18, Jan. 2008.

39. SOUZA, T. R. **Relação entre o torque de rotação lateral do quadril e a cinemática do pé.** Belo Horizonte, 2012. 134f. Tese (Doutorado em Ciências da Reabilitação) – Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte.
40. RABIN, A.; KOZOL, Z. Measures of range of motion and strength among healthy women with differing quality of lower extremity movement during the lateral step-down test. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 40, n. 12, p. 792-800, Dec. 2010.
41. NGUYEN, A. D.; SHULTZ, S. J.; SCHMITZ, R. J.; LUECHT, R. M.; PERRIN, D. H. A preliminary multifactorial approach describing the relationships among lower extremity alignment, hip muscle activation, and lower extremity joint excursion. **J Athl Train**, v. 46, n. 3, p. 246-256, May 2011.
42. BARENDRECHT, M.; LEZEMAN, H. C.; DUYSSENS, J.; SMITS-ENGELSMAN, B. C. Neuromuscular training improves knee kinematics, in particular in valgus aligned adolescent team handball players of both sexes. **J Strength Cond Res**, v. 25, n. 3, p. 575-584, Mar. 2011.
43. MASCAL, C. L.; LANDEL, R.; POWERS, C. Management of patellofemoral pain targeting hip, pelvis, and trunk muscle function: 2 case reports. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 33, n. 11, p. 647-660, Nov. 2003.
44. OLSON, T. J.; CHEBNY, C.; WILLSON, J. D.; KERNOZEK, T. W.; STRAKER, J. S. Comparison of 2D and 3D kinematic changes during a single leg step down following neuromuscular training. **Phys Ther Sport**, v. 12, n. 2, p. 93-99, May 2011.
45. HERRINGTON, L. The effects of 4 weeks of jump training on landing knee valgus and crossover hop performance in female basketball players. **J Strength Cond Res**, v. 24, n. 12, p. 3427-3432, Dec. 2010.
46. GRESKA, E. K.; CORTES, N.; VAN LUNEN, B. L.; ONATE, J. A. A feedback inclusive neuromuscular training program alters frontal plane kinematics. **J Strength Cond Res**, v. 26, n. 6, p. 1609-1619, June 2012.
47. NOYES, F. R.; BARBER-WESTIN, S. D.; SMITH, S. T.; CAMPBELL, T. A training program to improve neuromuscular indices in female high school volleyball players. **J Strength Cond Res**, v. 25, n. 8, p. 2151-2160, Aug. 2011.

48. BALDON, R. M.; LOBATO, D. F.; CARVALHO, L. P.; WUN, P. Y.; SANTIAGO, P. R.; SERRAO, F. V. Effect of functional stabilization training on lower limb biomechanics in women. **Med Sci Sports Exerc**, v. 44, n. 1, p. 135-145, Jan. 2012.
49. EARL, J. E.; HOCH, A. Z. A proximal strengthening program improves pain, function, and biomechanics in women with patellofemoral pain syndrome. **Am J Sports Med**, v. 39, n. 1, p. 154-163, Jan. 2011.
50. HERMAN, D. C.; WEINHOLD, P. S.; GUSKIEWICZ, K. M.; GARRETT, W. E.; YU, B.; PADUA, D. A. The effects of strength training on the lower extremity biomechanics of female recreational athletes during a stop-jump task. **Am J Sports Med**, v. 36, n. 4, p. 733-740, Apr. 2008.
51. FERBER, R.; KENDALL, K. D.; FARR, L. Changes in knee biomechanics after a hip-abductor strengthening protocol for runners with patellofemoral pain syndrome. **J Athl Train**, v. 46, n. 2, p. 142-149, Mar. 2011.
52. NYLAND, J.; BURDEN, R.; KRUPP, R.; CABORN, D. N. Whole body, long-axis rotational training improves lower extremity neuromuscular control during single leg lateral drop landing and stabilization. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 26, n. 4, p. 363-370, May 2011.
53. WILLY, R. W.; DAVIS, I. S. The effect of a hip-strengthening program on mechanics during running and during a single-leg squat. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 41, n. 9, p. 625-632, Sept. 2011.
54. DUCLAY, J.; MARTIN, A.; DUCLAY, A.; COMETTI, G.; POUSSON, M. Behavior of fascicles and the myotendinous junction of human medial gastrocnemius following eccentric strength training. **Muscle Nerve**, v. 39, n. 6, p. 819-827, June 2009.
55. ARAUJO, V. L.; CARVALHAIS, V. O. C.; OCARINO, J. M.; SOUZA, T. R.; FONSECA, S. T. Efeitos dos exercícios de fortalecimento e alongamento sobre a rigidez tecidual passiva. **Fisioterapia Em Movimento**, v. 25, n. 4, p. 869-882, 2012.
56. SEYNNES, O. R.; ERSKINE, R. M.; MAGANARIS, C. N.; LONGO, S.; SIMONEAU, E. M.; GROSSET, J. F.; NARICI, M. V. Training-induced changes in structural and mechanical properties of the patellar tendon are related to muscle hypertrophy but not to strength gains. **J Appl Physiol**, v. 107, n. 2, p. 523-530, Aug. 2009.

57. OCARINO, J. M.; FONSECA, S. T.; SILVA, P. L.; MANCINI, M. C.; GONCALVES, G. G. Alterations of stiffness and resting position of the elbow joint following flexors resistance training. **Man Ther**, v. 13, n. 5, p. 411-418, Oct. 2008.
58. KLINGE, K.; MAGNUSSON, S. P.; SIMONSEN, E. B.; AAGAARD, P.; KLAUSEN, K.; KJAER, M. The effect of strength and flexibility training on skeletal muscle electromyographic activity, stiffness, and viscoelastic stress relaxation response. **Am J Sports Med**, v. 25, n. 5, p. 710-716, Sept. 1997.
59. MYERS T.W As Linhas Funcionais. In: MYERS T.W. **Trilhos Anatômicos**. Barueri, SP: Manole, 2001. cap. 8, p. 183-190.
60. WILLSON, J. D.; DOUGHERTY, C. P.; IRELAND, M. L.; DAVIS, I. M. Core stability and its relationship to lower extremity function and injury. **J Am Acad Orthop Surg**, v. 13, n. 5, p. 316-325, Sept. 2005.
61. KIBLER, W. B.; PRESS, J.; SCIASCIA, A. The role of core stability in athletic function. **Sports Med**, v. 36, n. 3, p. 189-198, 2006.
62. CARVALHAIS, V. O. C.; OCARINO, J. M.; ARAÚJO, V. L.; SOUZA, T. R.; SILVA, P. L.; FONSECA, S. T. Myofascial force transmission between the latissimus dorsi and gluteus maximus muscles: an *in vivo* experiment. **J Biomech**, *in press*.
63. VLEEMING, A.; POOL-GOUDZWAARD, A. L.; STOECKART, R.; VAN WINGERDEN, J. P.; SNIJDERS, C. J. The posterior layer of the thoracolumbar fascia. Its function in load transfer from spine to legs. **Spine (Phila Pa 1976)**, v. 20, n. 7, p. 753-758, Apr. 1995.
64. NEUMANN, D. A. Esqueleto Axial: Interações Músculo e Articulação. In: NEUMANN, D. A. **Cinesiologia do Aparelho Musculoesquelético - Fundamentos para a Reabilitação Física**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006. cap. 10, p. 315-356.
65. MENDONÇA, L. D. M.; BITTENCOURT, N. F. N.; DINIZ, L. S.; SOUZA, T. R.; FONSECA, S. T. A quick and reliable procedure for assessing foot alignment in athletes. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, *in press*.
66. SVENNINGSEN, S.; TERJESEN, T.; AUFLEM, M.; BERG, V. Hip motion related to age and sex. **Acta Orthopaedica Scandinavica**, v. 60, n. 1, p. 97-100, Feb. 1989.

67. MAGGE, D. J. Perna, tornozelo e pé. In: MAGEE, D. J. **Avaliação Musculoesquelética**. 4. ed. São Paulo, SP: Manole, 2005. cap. 13, p. 761-841.
68. PIVA, S. R.; FITZGERALD, K.; IRRGANG, J. J.; JONES, S.; HANDO, B. R.; BROWDER, D. A.; CHILDS, J. D. Reliability of measures of impairments associated with patellofemoral pain syndrome. **BMC Musculoskelet Disord**, v. 7, n. 33, p. 1-13, 2006.
69. CAPPOZZO, A.; CATANI, F.; CROCE, U. D.; LEARDINI, A. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 10, n. 4, p. 171-178, June 1995.
70. CAPPOZZO, A.; DELLA, C. U.; LEARDINI, A.; CHIARI, L. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background. **Gait Posture**, v. 21, n. 2, p. 186-196, Feb. 2005.
71. SELL, K. E.; VERITY, T. M.; WORRELL, T. W.; PEASE, B. J.; WIGGLESWORTH, J. Two measurement techniques for assessing subtalar joint position: a reliability study. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 19, n. 3, p. 162-167, Mar. 1994.
72. KADABA, M. P.; RAMAKRISHNAN, H. K.; WOOTTEN, M. E.; GAINEY, J.; GORTON, G.; COCHRAN, G. V. Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. **J Orthop Res**, v. 7, n. 6, p. 849-860, 1989.
73. GAROFALO, P.; CUTTI, A. G.; FILIPPI, M. V.; CAVAZZA, S.; FERRARI, A.; CAPPELLO, A.; DAVALLI, A. Inter-operator reliability and prediction bands of a novel protocol to measure the coordinated movements of shoulder-girdle and humerus in clinical settings. **Med Biol Eng Comput**, v. 47, n. 5, p. 475-486, May 2009.
74. CRAM, J. R.; KASMAN, G. S.; HOLTZ, J. Electrode Placements. In: CRAM J.R.; KASMAN G.S.; HOLTZ J. **Introduction to surface eletromyography**. Gaithersburg: Aspen Publishers, Inc., 1998. cap. 14, p. 45-80.
75. TAYLOR, D. C.; DALTON, J. D., JR.; SEABER, A. V.; GARRETT, W. E., JR. Viscoelastic properties of muscle-tendon units. The biomechanical effects of stretching. **Am J Sports Med**, v. 18, n. 3, p. 300-309, May 1990.

76. American College of Sports Medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. **Med Sci Sports Exerc**, v. 41, n. 3, p. 687-708, Mar. 2009.
77. MARTIN, A.; MARTIN, L.; MORLON, B. Changes induced by eccentric training on force-velocity relationships of the elbow flexor muscles. **Eur J Appl Physiol Occup Physiol**, v. 72, n. 1-2, p. 183-185, 1995.
78. COLSON, S.; POUSSON, M.; MARTIN, A.; VAN, H. J. Isokinetic elbow flexion and coactivation following eccentric training. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 9, n. 1, p. 13-20, Feb. 1999.
79. WINTER, D. A. Anthropometry. In: WINTER, D. A. **Biomechanics and motor control of human movement**. New York: Wiley and Sons Inc., 1990. cap. 3, p. 59-74.
80. CHINKULPRASERT, C.; VACHALATHITI, R.; POWERS, C. M. Patellofemoral joint forces and stress during forward step-up, lateral step-up, and forward step-down exercises. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 41, n. 4, p. 241-248, Apr. 2011.
81. SOUZA, T. R.; FONSECA, S. T.; GONCALVES, G. G.; OCARINO, J. M.; MANCINI, M. C. Prestress revealed by passive co-tension at the ankle joint. **J Biomech**, v. 42, n. 14, p. 2374-2380, Oct. 2009.
82. DUCOMPS, C.; MAURIEGE, P.; DARCHE, B.; COMBES, S.; LEBAS, F.; DOUTRELOUX, J. P. Effects of jump training on passive mechanical stress and stiffness in rabbit skeletal muscle: role of collagen. **Acta Physiol Scand**, v. 178, n. 3, p. 215-224, July 2003.
83. MUNIZ, J.; DEL, R. J.; HUERTA, M.; MARIN, J. L. Effects of sprint and endurance training on passive stress-strain relation of fast- and slow-twitch skeletal muscle in Wistar rat. **Acta Physiol Scand**, v. 173, n. 2, p. 207-212, Oct. 2001.
84. MIKESKY, A. E.; GIDDINGS, C. J.; MATTHEWS, W.; GONYEA, W. J. Changes in muscle fiber size and composition in response to heavy-resistance exercise. **Med Sci Sports Exerc**, v. 23, n. 9, p. 1042-1049, Sept. 1991.
85. KOVANEN, V.; SUOMINEN, H.; HEIKKINEN, E. Mechanical properties of fast and slow skeletal muscle with special reference to collagen and endurance training. **J Biomech**, v. 17, n. 10, p. 725-735, 1984.

86. NORKIN, C. C.; LEVANGIE, P. K. Complexo do quadril. In: NORKIN, C. C.; LEVANGIE, P. K. **Articulações - estrutura e função**. 2. ed. Rio de Janeiro: REVINTER Ltda, 2013. cap. 10, p. 296-331.

87. HOLLMAN, J. H.; GINOS, B. E.; KOZUCHOWSKI, J.; VAUGHN, A. S.; KRAUSE, D. A.; YODAS, J. W. Relationships between knee valgus, hip-muscle strength, and hip-muscle recruitment during a single-limb step-down. **J Sport Rehabil**, v. 18, n. 1, p. 104-117, Feb. 2009.

APÊNDICE

Este projeto de pesquisa foi desenvolvido juntamente com um projeto de doutorado também orientado pelo Prof. Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca. Portanto, o projeto de pesquisa encaminhado ao Comitê de Ética em Pesquisa, bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido referem-se a ambos os projetos.

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 pêlos, 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 60 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.

ANEXO



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