

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E TERAPIA OCUPACIONAL

Aline de Castro Cruz

FATORES DO QUADRIL E DO PÉ RELACIONADOS COM A PRONAÇÃO DO PÉ
NA MARCHA E NA POSTURA ORTOSTÁTICA

Belo Horizonte

2021

Aline de Castro Cruz

**FATORES DO QUADRIL E DO PÉ RELACIONADOS COM A PRONAÇÃO DO PÉ
NA MARCHA E NA POSTURA ORTOSTÁTICA**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do título de Doutor em Ciências da Reabilitação.

Orientador: Prof. Dr. Thales Rezende de Souza

Coorientador: Prof. Dr. Sérgio Teixeira

Fonseca

Coorientadora: Prof. Dra. Vanessa Lara de

Araújo

Belo Horizonte

2021

C957f Cruz, Aline de Castro
2021 Fatores do quadril e do pé relacionados com a pronação do pé na marcha e na postura ortostática. [manuscrito] / Aline de Castro Cruz – 2021.
84 f.: il.

Orientador: Thales Rezende de Souza
Coorientadores: Sérgio Teixeira Fonseca
Vanessa Lara de Araújo

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

Bibliografia: f. 75-79

1. Biomecânica – Teses. 2. Cinemática – Teses. 3. Pés – anomalias – Teses. 4. Marcha – Teses. 5. Postura humana – Teses. I. Souza, Thales Rezende de. II. Fonseca, Sérgio Teixeira. III. Araújo, Vanessa Lara de. IV. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. V. Título.

CDU: 612.76

Ficha catalográfica elaborada pelo bibliotecário Danilo Francisco de Souza Lage, CRB-6: n° 3132, da Biblioteca da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG.



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO

UFMG

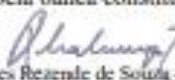
FOLHA DE APROVAÇÃO

FATORES PROXIMAIS E DISTAIS RELACIONADOS COM A PRONAÇÃO DO TORNOZELO-PÉ NA MARCHA E NA POSTURA

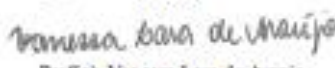
ALINE DE CASTRO CRUZ

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

Aprovada em 27 de outubro de 2021, pela banca constituída pelos membros:

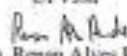

Prof(a). Thales Rezende de Souza - Orientador
UFMG


Prof(a). Sérgio Teixeira da Fonseca
UFMG


Prof(a). Vanessa Lima de Araújo
Faculdade Universo


Prof(a). Rodrigo Scattone da Silva
Universidade Federal do Rio Grande do Norte


Prof(a). Luciana De Michelis Mendonça
UFVJM


Prof(a). Renan Alves Resende
UFMG


Prof(a). Juliana de Melo Ocarino
UFMG

Belo Horizonte, 27 de outubro de 2021.

AGRADECIMENTOS

Agradeço à Deus, por me dar forças e ser luz para guiar o meu caminho, principalmente nos momentos difíceis.

Agradeço ao meu pai, que mesmo não estando presente fisicamente, é vivo no meu coração e sempre foi o meu maior incentivo. Agradeço à minha mãe, que me deu apoio, cuidado, força, e muito amor. Obrigada por acreditar em mim e por me fazer acreditar em mim. Obrigada por suportar minha ausência em vários momentos. Obrigada pela sua alegria e bom humor que me contagia. Obrigada pelas bênçãos, orações e milhares de desejos de boa sorte nos dias mais difíceis.

Aos meus familiares, em especial, minhas avós, meu primo Carlinhos, meus padrinhos e as minhas tias Arlete, Cecília e Carmem. O meu muito obrigada pelas orações, pelo auxílio em todos os momentos e por todo o incentivo.

Agradeço em especial os meus professores/orientadores, Thales, Vanessa e Sérgio. Sou muito grata pela ajuda de vocês durante todo esse processo, não só pela tese, mas também por toda uma caminhada que se iniciou na graduação. Vocês me ensinaram a ser pesquisadora e colaboradora dentro da nossa profissão. O meu muito obrigada a vocês três, pois parte das minhas conquistas também é de vocês.

Thales, obrigada pela paciência, por todo auxílio, pelos ensinamentos de cada detalhe, por entender que sou humana e também cometo erros, pela acolhida em todos os momentos difíceis, por me incentivar e querer sempre o melhor, tanto para o nosso trabalho, quanto para mim.

Vanessa, obrigada por me ensinar sempre com muita paciência e dedicação. Você me ajudou a ser organizada, a fazer tudo com muita excelência e sempre incentivou o meu potencial máximo.

Sérgio, obrigada por me fazer ainda mais apaixonada pela minha profissão. Sem dúvidas, você foi um dos maiores responsáveis por isso. Eu sou fascinada com o seu nível de conhecimento e com a capacidade de nos envolver nesse conhecimento. Obrigada por toda a colaboração, ajuda e incentivo.

Aos alunos de iniciação científica, Breno, Valéria, Késsia, Andreza, Vanessa e Lilian, obrigada pela dedicação de vocês para a coleta e processamento de dados deste trabalho. Sem essa colaboração, a produção deste trabalho seria inviável.

Aos meus amigos da universidade, em especial, Leonardo, Diego, Larissa, Camila e Renata. Vocês foram pessoas maravilhosas, que me ajudaram e apoiaram em todos os sentidos. Sou muito grata por muitos momentos que vivemos juntos, com certeza aprendi muito com vocês. Obrigada pelo apoio diário. Leo e Diego se tornaram meus irmãos de coração. Amo muito vocês.

Às minhas amigas Niky e Camila, que foram companheiras nos períodos mais difíceis. Vocês incentivaram o meu olhar para mim durante todo o processo, me acolheram e suportaram os meus dias mais difíceis de pertinho, assim como a minha mãe. Vocês foram essenciais nesse período. Muito obrigada pelo amor e carinho. Comemoraremos juntas essas grandes vitórias.

Às minhas amigas Fernanda e Elisa, o meu muito obrigada pelo incentivo nos momentos difíceis, por todo o apoio e palavras sábias que sempre me ajudaram muito. Obrigada pela amizade de vocês nesse período, pois mesmo distantes vocês conseguiram participar das minhas etapas de crescimento e estavam sempre ali, para me ouvir e me ajudar. Sou muito grata por ter vocês na minha vida.

Às minhas amigas, Fernanda Freitas, Fernanda Ávila, Amanda e Deborah. Obrigada pela amizade, por cada palavra de incentivo e por comemorarem comigo as minhas conquistas.

À minha amiga e professora de inglês Mariana, você não só me ajudou com o inglês, mas também me acolheu em muitos momentos. Obrigada por me ouvir e me incentivar em muitos momentos.

À minha terapeuta Pâmella, obrigada por guiar um processo de autoconhecimento que me ajudou a finalizar o doutorado da forma como eu gostaria, com muita felicidade, confiança e orgulho de mim mesma.

Ao meu professor de surf/skate Rafa, obrigada pelas experiências que você me proporcionou, com certeza elas deixaram o período mais leve. Foram grandes momentos de superação que me ajudaram a sentir mais forte e capaz.

Às fontes financiadoras desse projeto, FAPEMIG - Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais, CAPES - Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior e CNPq - Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico.

Aos meus amigos/professores e colegas de laboratório, Thiago, Líria e Priscila. Vocês estiveram sempre em momentos cruciais, me ajudando e dando muito apoio para o que eu precisei. Obrigada pelos ensinamentos e também pela oportunidade de vivenciar um trabalho em equipe. Vocês são excelentes!

“Não há ninguém que, depois de acender uma candeia, a esconda debaixo de um jarro ou a coloque sob a cama. Ao contrário, coloca-a num lugar apropriado, de maneira que todos aqueles que entram, vejam o resplandecer da luz.”

Lucas 8:16

PREFÁCIO

A presente tese foi elaborada no formato opcional, de acordo com as regras do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Universidade Federal de Minas Gerais.

A primeira parte da tese é composta da introdução, na qual é apresentada a base teórica, problematização, justificativa, objetivos e hipóteses para os dois estudos. Em seguida, são apresentados dois artigos:

- Artigo 1: Non-linear interactions among proximal and distal biomechanical factors predict foot pronation magnitude. Esse artigo foi escrito de acordo com as regras da revista *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*.
- Artigo 2: Reductions in rearfoot eversion posture due to proximal muscle strengthening are dependent on foot-ankle varus alignment. Esse artigo foi submetido à revista *Gait and Posture*.

Por último, são apresentadas as considerações finais da tese, os apêndices e os anexos.

RESUMO

Alterações da magnitude de pronação do tornozelo-pé na marcha e na postura ortostática são relacionadas com várias disfunções musculoesqueléticas dos membros inferiores e tronco. Além disso, a magnitude de pronação é influenciada por vários fatores biomecânicos do quadril (proximais) e do tornozelo-pé (distais). Essa tese teve como objetivo geral investigar as interações entre os fatores biomecânicos proximais e distais sobre a magnitude de pronação na marcha e na postura ortostática. O primeiro estudo investigou interações não lineares entre fatores proximais e distais, que predizem maior e menor pico e excursão de pronação durante a marcha. Cinquenta e uma mulheres foram divididas através dos percentis 45 e 55 e categorizadas com maior e menor pronação durante a fase de apoio da marcha. A pronação foi mensurada por duas variáveis: pico e excursão de pronação. Os preditores utilizados foram a força excêntrica dos rotadores laterais do quadril, a rigidez passiva do quadril à rotação medial, o alinhamento varo do tornozelo-pé e o ângulo de abdução do pé no contato inicial da marcha. Os resultados demonstraram que as interações entre o alinhamento varo, a rigidez passiva do quadril e o ângulo de abdução do pé foram capazes de prever diferentes perfis de maior e menor pico de pronação. Para a excursão de pronação, as interações entre a força dos rotadores laterais do quadril e o alinhamento varo foram capazes de prever diferentes perfis de maior e menor pronação. Ambos os modelos de pico e excursão apresentaram sensibilidade de 61% e 78%, especificidade de 96% e 83% e predição total de 78% e 80%, respectivamente. O segundo estudo investigou a influência do aumento do torque passivo do quadril à rotação medial (fator proximal), alcançado por meio de um programa de fortalecimento muscular do quadril e do tronco, sobre a postura ortostática dos membros inferiores, incluindo a pronação do tornozelo-pé em mulheres com maior e menor alinhamento varo do tornozelo-pé (fator distal). Cinquenta mulheres foram divididas em grupos controle e intervenção e subdivididas através do percentil 50 em subgrupos de maior e de menor alinhamento varo. Os subgrupos da intervenção realizaram o fortalecimento muscular do quadril e tronco durante oito semanas e os subgrupos do controle mantiveram suas atividades habituais. Os resultados demonstraram que o grupo intervenção apresentou aumento do torque passivo do quadril ao movimento de rotação medial, independente do alinhamento varo ($P = 0.001$). No entanto, somente o subgrupo da intervenção com menor alinhamento varo apresentou redução da pronação na postura ortostática ($P = 0.02$). Os outros subgrupos não apresentaram essa mudança postural. Os estudos apresentados nesta

tese indicam que os fatores biomecânicos proximais e distais podem interagir e influenciar a magnitude de pronação na marcha e na postura ortostática.

Palavras-chave: Fortalecimento. Fatores biomecânicos. Eversão. Análise não-linear.

ABSTRACT

Changes in the magnitude of foot-ankle pronation in walking and standing posture are related to several musculoskeletal disorders of the lower limbs and trunk. Furthermore, the magnitude of pronation is influenced by several biomechanical factors of the hip (proximal) and the foot-ankle (distal). The general objective of this thesis was to investigate the interactions between proximal and distal biomechanical factors on the magnitude of pronation in walking and standing posture. The first study investigated non-linear interactions between proximal and distal factors, which predict greater and lower peak and excursion of pronation during walking. Fifty-one women were divided using the 45th and 55th percentiles and categorized with greater and lower pronation during the stance phase of walking. The pronation was measured by two variables: peak and excursion. The predictors used were eccentric strength of the hip external rotators, hip passive stiffness to internal rotation, varus foot-ankle alignment, and foot abduction angle at initial walking contact. The interactions between varus alignment, hip passive stiffness and foot abduction angle were able to predict different profiles of greater and lower pronation peak. The interactions between the strength of the hip external rotators and varus alignment were able to predict different profiles of greater and lower pronation excursion. Both peak and excursion models had a sensitivity of 61% and 78%, specificity of 96% and 83%, and total prediction of 78% and 80%, respectively. The second study investigated the influence of increasing hip passive torque to internal rotation (proximal factor), achieved through a hip and trunk muscle strengthening program, on lower limb standing posture, including foot-ankle pronation, in women with greater and lower varus alignment of the foot-ankle (distal factor). Fifty women were divided into control and intervention groups and subdivided through the 50th percentile into subgroups of greater and lower varus alignment. The intervention subgroups performed hip and trunk muscle strengthening for eight weeks and the control subgroups maintained their usual activities. The intervention group showed an increase in the hip passive torque to internal rotation movement, regardless of varus alignment ($P=0.001$). However, only the intervention subgroup with lower varus alignment reduced pronation in the standing posture ($P=0.02$). The other subgroups did not present this postural change. The studies presented in this thesis indicated that proximal and distal biomechanical factors can interact and influence the magnitude of pronation in walking and standing posture.

Keywords: Strengthening. Biomechanical Factors. Eversion. Nonlinear Analysis.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	12
1.1 OBJETIVOS	22
Objetivo geral	22
Objetivos do Estudo 1	22
Objetivos do Estudo 2	22
1.2 HIPÓTESES	23
Hipótese do Estudo 1	23
Hipóteses do Estudo 2	23
2 ESTUDO 1	24
Non-linear interactions among proximal and distal biomechanical factors predict foot pronation magnitude	24
3 ESTUDO 2	51
Reductions in rearfoot eversion posture due to proximal muscle strengthening are dependent on foot-ankle varus alignment	51
4 CONSIDERAÇÕES FINAIS	70
REFERÊNCIAS	75
ANEXO	84

1 INTRODUÇÃO

A marcha é uma das atividades mais comuns que a maioria das pessoas utilizam para se locomover. Dados normativos indicam que adultos saudáveis geralmente dão entre quatro mil e dezoito mil passos por dia (TUDOR-LOCKE et al., 2011). A manutenção da postura ortostática também acontece com muita frequência durante várias atividades diárias. Tanto na marcha quanto na postura ortostática, o pé serve de sustentação, dando suporte horizontal para o restante dos segmentos proximais. Didaticamente, o pé pode ser dividido em três partes, retropé, mediopé e antepé. O retropé é representado pelos ossos calcâneo e tálus, o mediopé pelos ossos do tarso e o antepé pelos metatarsos e falanges. Devido à grande quantidade de ossos e articulações com formatos irregulares, os eixos articulares do pé são oblíquos e a palavra pronação é utilizada para descrever os movimentos triplanares dessas articulações do tornozelo-pé (NEUMANN, 2006). A pronação em cadeia fechada é representada principalmente pela rotação medial da perna, eversão do calcâneo (retropé), dorsiflexão dos primeiros metatarsos (antepé) e flexão plantar dos últimos metatarsos (antepé), caracterizando uma inversão do antepé em relação ao retropé (NEUMANN, 2006). Nos estudos desta tese, a pronação foi indexada na postura ortostática como a média de eversão do retropé em relação à perna e indexada na marcha como o pico e a excursão de eversão do retropé em relação à perna. Apesar de a palavra pronação se referir originalmente aos movimentos triplanares das articulações do tornozelo-pé, a pronação também é frequentemente utilizada para se referir à postura do pé durante o ortostatismo e diferenciar os pés entre pronados, normais e supinados (CHO; PARK; NAM, 2019). Na marcha e na manutenção da postura ortostática, a pronação apresenta grande importância para absorver cargas geradas pelo impacto do pé com o solo e/ou para permitir adaptação do pé ao solo ou calçado (NEUMANN, 2006). No entanto, a alta frequência e a grande magnitude de pronação do pé durante essas tarefas de cadeia cinemática fechada pode aumentar a quantidade de cargas que chegam nas estruturas do pé, membro inferior e tronco.

Alterações na magnitude de pronação do tornozelo-pé na marcha e na postura ortostática são relacionadas com diversas condições musculoesqueléticas dos membros inferiores e tronco, tais como lesões por *overuse* (BURNS et al., 2005; CAIN et al., 2007), fascite plantar (CHANG et al., 2014), dor lombar (FARAHPOUR et al., 2018; KOSASHVILI et al., 2008), deformidades dos dedos do pé (HAGEDORN et al., 2013), tendinopatia de Aquiles (OGBONMWAN; KUMAR; PATON, 2018) e dor anterior no joelho (KOSASHVILI et al.,

2008). Além disso, mulheres apresentam maiores excursões de movimentos do quadril nos planos frontal e transversal durante a marcha, comparado com homens (HURD et al., 2004). Isso pode estar relacionado com maior magnitude de pronação durante a marcha, devido ao acoplamento entre os segmentos do membro inferior (SOUZA et al., 2010; TATEUCHI; WADA; ICHIHASHI, 2011). Mulheres também apresentam maior proporção de pés pronados na postura ortostática comparado com homens (SÁNCHEZ RODRÍGUEZ et al., 2013). Alguns estudos demonstram que certas condições musculoesqueléticas são mais frequentes em mulheres, como a dor patelofemoral e lesão do ligamento cruzado anterior (BOLING et al., 2010; PRODROMOS et al., 2007; SMITH et al., 2018; WALDÉN et al., 2011), as quais podem estar relacionadas à magnitude de pronação (LEVINGER; GILLEARD, 2004, 2006; LOUDON; JENKINS; LOUDON, 1996). Dessa forma, investigar na população feminina a influência dos fatores biomecânicos sobre a magnitude de pronação na marcha e na postura ortostática pode guiar futuros estudos que desejam identificar os fatores biomecânicos relacionados com a magnitude de pronação em diversas condições musculoesqueléticas, como as citadas anteriormente.

Alguns fatores biomecânicos proximais (distantes ao tornozelo-pé) e distais (loais no tornozelo-pé) têm sido indicados como potenciais influenciadores da magnitude de pronação, tais como o alinhamento varo do complexo tornozelo-pé (ARAÚJO et al., 2020; CRUZ et al., 2019; MONAGHAN et al., 2013; SILVA et al., 2014; SOUZA et al., 2014a), a resistência passiva contra a rotação medial do quadril (CARDOSO et al., 2020; SOUZA et al., 2014a, 2016), o ângulo de abdução do pé (ROSENBAUM, 2013; WRIGHT; DESAI; HENDERSON, 1964) e a força excêntrica dos músculos rotadores laterais do quadril (SNYDER et al., 2009). Cada um desses fatores biomecânicos será discutido a seguir.

O alinhamento varo do complexo tornozelo-pé é um fator biomecânico relacionado com a magnitude de pronação (ARAÚJO et al., 2020; CRUZ et al., 2019; MONAGHAN et al., 2013; SILVA et al., 2014; SOUZA et al., 2014a). O varismo do tornozelo-pé é um desalinhamento no qual o antepé, o retopé e/ou a tíbia estão em posição de inversão em relação ao segmento proximal, sem descarga de peso. Em atividades com descarga de peso como a marcha e a postura ortostática, o desalinhamento em varo do antepé, do retopé e/ou da tíbia, faz com que esses segmentos fiquem mais invertidos em relação ao solo no momento do contato, o que gera maior torque externo de eversão do tornozelo-pé, produzido pela força de reação do solo (MICHAUD; HAMMER, 2007). Para ambos os estudos da presente tese foi utilizado o ângulo antepé-perna, o qual é uma medida de alinhamento do tornozelo-pé sem descarga de peso e com tornozelo posicionado à 0° de flexão plantar/dorsiflexão (MENDONÇA

et al., 2013; SOUZA et al., 2014a). O ângulo antepé-perna apresenta correlação alta com a soma das medidas isoladas do retropé e antepé (MENDONÇA et al., 2013) e correlação moderada com a resistência mecânica do mediopé (PAES et al., 2019). A baixa resistência mecânica do mediopé é outro fator biomecânico relacionado a maior magnitude do pico de eversão do retropé-perna durante a marcha (CARDOSO et al., 2020; GOMES et al., 2019). Apesar dos estudos desta tese não introduzirem a análise isolada da resistência mecânica do mediopé, a medida do ângulo antepé-perna apresenta uma correlação com essa resistência mecânica. Essa relação pode ser explicada através da ativação do tibial anterior (principal dorsiflexor) para manter o tornozelo ativamente posicionado a 0° de flexão plantar/dorsiflexão. Como as inserções desse músculo são na região medial do mediopé e do antepé, a contração desse músculo traciona as articulações dessa região para a inversão. O resultado é a inversão da linha das cabeças dos metatarsos e quanto maior a mobilidade da região do mediopé, maior é a inversão produzida. Além disso, Souza *et al.* (2014) demonstraram que maiores ângulos antepé-perna predizem maiores picos de eversão do retropé-perna durante a fase de apoio da marcha e maiores valores de média de eversão do retropé-perna na postura ortostática. Araújo *et al.* (2020) também demonstraram que indivíduos com maiores ângulos antepé-perna apresentam maior excursão de eversão do retropé-perna durante a fase de apoio da marcha.

Outro fator biomecânico relacionado com a pronação é a resistência passiva contra a rotação medial do quadril (CARDOSO et al., 2020; SOUZA et al., 2014a, 2016). Os tecidos em torno do quadril, tais como, cápsula articular, ligamentos, fâscias e músculos, principalmente os rotadores laterais (glúteo máximo, piriforme, gêmeos superior e inferior, quadrado femoral e porções posteriores do glúteo médio e mínimo), oferecem resistência à rotação medial dessa articulação, sem que haja contração muscular (CARVALHAIS et al., 2011). Essa resistência passiva do quadril, oferecida pelos tecidos conectivos e musculares, pode ser quantificada através do torque passivo do quadril ou da rigidez passiva do quadril contra o movimento de rotação medial dessa articulação. O torque passivo é definido a partir da força exercida por esses tecidos e da distância perpendicular ao eixo de rotação dessa articulação, na ausência de contração muscular. Enquanto que a rigidez passiva pode ser definida através da taxa de variação desse torque passivo (CARVALHAIS et al., 2011; ZATSIORSKY; LATASH, 1993). Menor resistência passiva do quadril pode permitir maior rotação medial e, conseqüentemente, maior magnitude de pronação do tornozelo-pé, tanto na marcha (CARDOSO et al., 2020; SOUZA et al., 2014a), quanto na postura ortostática (SOUZA et al., 2014a). A marcha é uma atividade energeticamente conservativa (WINTER; ROBERTSON, 1980). A conservação de energia é alcançada explorando a dinâmica de pêndulo

invertido, reduzindo ao mínimo a amplitude de deslocamento do centro de massa do corpo, controlando o momento do corpo e tirando vantagem das transferências de energia intersegmentares (KUO, 2007; NEUMANN, 2006). Dessa forma, as propriedades passivas dos tecidos musculoesqueléticos são fundamentais para a transferência de energia entre os segmentos (FONSECA et al., 2007). Durante a fase de apoio da marcha, um nível adequado de resistência passiva à rotação medial do membro de apoio pode permitir que a energia gerada pela rotação anterior contralateral da pelve seja transferida para a extremidade inferior de apoio, facilitando a rotação lateral do fêmur e da tíbia e, conseqüentemente, a supinação do tornozelo-pé (FONSECA et al., 2007). Isso ocorre devido às conexões entre os segmentos, pois em cadeia fechada a rotação medial do quadril é acoplada à rotação medial da perna e à pronação do tornozelo-pé (SOUZA et al., 2010; TATEUCHI; SHIRATORI; ICHIHASHI, 2015). Visto que segmentos com menor resistência passiva movem antes dos segmentos com maior resistência passiva, a relação entre o movimento do quadril e o movimento do tornozelo-pé pode ser visto como uma analogia entre um parafuso de duas roscas nas extremidades (representando o membro inferior) e duas porcas para cada rosca (uma superior representando o quadril e outra inferior representando o tornozelo-pé) (FONSECA et al., 2007). Quando a porca superior apresenta maior resistência do que a porca inferior, ao ser girada, consegue rodar o parafuso, transferindo rapidamente essa energia para baixo. Então, a porca inferior será apertada devido a essa transferência de energia. Se a porca superior apresentar uma resistência menor que a inferior, quando ela for girada grande parte da energia será dissipada antes que ela ganhe resistência o suficiente para conseguir rodar o parafuso e transferir energia para a porca inferior (FONSECA et al., 2007). Podemos fazer o mesmo raciocínio para o quadril e o tornozelo-pé. Quando o quadril de apoio apresenta baixa resistência passiva à rotação medial, a maior parte da energia gerada pela rotação anterior contralateral da pelve é dissipada na rotação medial do quadril, reduzindo a transferência de energia do fêmur, para a perna e da perna para o pé (FONSECA et al., 2007). Dessa forma, a energia não é utilizada para facilitar a supinação do pé, o que pode provocar aumento da magnitude de pronação.

O ângulo de abdução do pé no contato inicial da marcha também é um fator biomecânico relacionado com a magnitude de pronação (ROSENBAUM, 2013; WRIGHT; DESAI; HENDERSON, 1964). Ao realizar o contato inicial com o pé mais abduzido, a força de reação do solo pode atingir uma posição mais lateral do calcâneo, o que pode aumentar o torque externo eversor no retropé. O contato inicial com o pé mais abduzido, também faz com que o rolamento anterior da tíbia seja alcançado através de menor quantidade de dorsiflexão do tornozelo, a qual é compensada por maior magnitude de eversão do calcâneo no solo e, assim,

de pronação do tornozelo-pé (SOUZA *et al.*, 2014). Dessa forma, acontece um maior contato de toda a parte medial do pé para que a carga seja transferida para o antepé e assim, favorece um aumento da pronação (ROSENBAUM, 2013; WRIGHT; DESAI; HENDERSON, 1964).

Além dos fatores biomecânicos já citados, a força excêntrica dos músculos rotadores laterais do quadril também é um fator que pode ser relacionado com a magnitude de pronação durante a marcha. Snyder *et al.* (2009) demonstraram que um protocolo de fortalecimento de músculos do quadril, incluindo rotadores laterais, foi capaz de reduzir a pronação durante a corrida. No entanto, não existem estudos que investigaram essa relação para a marcha. Músculos podem gerar energia mecânica através da contração concêntrica ou absorver energia mecânica através da contração excêntrica (WINTER; ROBERTSON, 1980). Dessa forma, é possível que durante a fase de apoio da marcha, os rotadores laterais do quadril com maior força excêntrica possam desacelerar a rotação medial do quadril e, conseqüentemente, reduzir a rotação medial da perna e a magnitude pronação do tornozelo-pé (FONSECA *et al.*, 2007). Além disso, rotadores laterais do quadril com maior força excêntrica podem absorver e transferir maior quantidade de energia do fêmur para a perna e da perna para o tornozelo-pé (FONSECA *et al.*, 2007). Uma maior quantidade de energia chegando no tornozelo-pé pode facilitar a supinação e, conseqüentemente, reduzir a magnitude de pronação.

Apesar da literatura indicar que fatores biomecânicos proximais e distais são capazes de influenciar a pronação do tornozelo-pé na marcha e na postura ortostática, a maioria dos estudos analisaram esses fatores isoladamente, sem o controle de outros fatores e/ou utilizaram métodos estatísticos lineares. A análise isolada da influência do alinhamento varo do tornozelo-pé sobre a pronação durante a marcha apresenta resultados contraditórios na literatura (ARAÚJO *et al.*, 2017, 2020; CARDOSO *et al.*, 2020; CRUZ *et al.*, 2019; JARVIS *et al.*, 2017; MCPOIL; CORNWALL, 1996). Parte dessa inconsistência pode ser devido a influência de outros fatores que interagiram juntamente com o fator alinhamento varo. Considerando um caráter multifatorial da magnitude de pronação, é possível que um fator mecânico local ou não-local possa influenciar outro fator local ou não-local. Por exemplo, o alinhamento varo do tornozelo-pé (fator local) pode influenciar a rigidez passiva do quadril à rotação medial (fator não local). Nesse caso, o alinhamento varo pode provocar maior pronação e, conseqüentemente, maior rotação medial da perna, do fêmur e do quadril. Com o passar do tempo, o padrão de uso de maior magnitude rotação medial do quadril pode provocar uma redução da resistência passiva dos tecidos do quadril ao movimento de rotação medial (FAJARDO *et al.*, 2021; HERBERT, 1988). Alguns estudos já demonstraram inter-relações de diferentes fatores biomecânicos, tais como a relação entre o alinhamento varo do tornozelo-pé (fator local) e a

força excêntrica dos músculos do quadril (fator não local) (SILVA et al., 2013), a relação entre a rigidez passiva do quadril à rotação medial (fator não local) e a rigidez mecânica do mediopé (fator local) (FAJARDO et al., 2021) e a relação entre a rigidez passiva do quadril à rotação medial (fator não local) e a força dos rotadores laterais do quadril (fator não local) (LEITE et al., 2012). Assim, as interações entre diferentes magnitudes desses fatores biomecânicos poderiam influenciar de forma distinta a magnitude de pronação na marcha e na postura ortostática, o que pode explicar parte da inconsistência encontrada na literatura quando é investigada a influência de apenas um fator isolado sobre a pronação.

Outro ponto a se destacar é que a maioria dos estudos que investigaram as relações entre os fatores biomecânicos e a magnitude de pronação utilizaram métodos estatísticos lineares (ARAÚJO et al., 2020; HOLLMAN et al., 2006; SOUZA et al., 2014a). Souza *et al.* (2014) utilizaram regressão linear múltipla e demonstraram que o maior alinhamento em varo do tornozelo-pé somados a menor resistência passiva à rotação medial do quadril predizem maior pronação na marcha (27% de predição) e na postura ortostática (31% de predição). Análises lineares desse tipo, implicam que pequenas mudanças em um dos elementos, como por exemplo, do alinhamento varo do tornozelo-pé resultam em pequenos efeitos na pronação (BITTENCOURT et al., 2016; FONSECA et al., 2020; VAN EMMERIK et al., 2016). Dessa forma, as equações lineares só podem levar a soluções que decaem, crescem ou mantêm um estado estacionário (VAN EMMERIK et al., 2016). No entanto, em um sistema complexo, é esperado que a relação dessas variáveis com a pronação seja não linear, pois uma pequena mudança em um dos elementos, neste caso representado pelos fatores biomecânicos, pode provocar grandes mudanças na magnitude de pronação (BITTENCOURT et al., 2016; FONSECA et al., 2020; VAN EMMERIK et al., 2016). Assim, não se espera que exista relações proporcionais e fortes, em que quanto maior o valor de alinhamento varo, maior a magnitude de pronação, ou em que quanto menor o valor de resistência passiva do quadril à rotação medial, maior a magnitude de pronação. Portanto, as análises dos estudos anteriores seriam incapazes de detectar possíveis relações não lineares entre esses fatores biomecânicos e a magnitude de pronação do tornozelo-pé.

A utilização de métodos de análises estatísticas não lineares, como as árvores de classificação e regressão (CART), pode identificar possíveis perfis (subgrupos) de indivíduos, em relação aos valores dos fatores biomecânicos, que predizem maior e menor magnitude de pronação do tornozelo-pé. Pontos de corte são apresentados para os fatores biomecânicos formando perfis. Para ilustrar melhor essa diferença entre métodos lineares e não lineares, podemos analisar as Figuras 1 e 2, que contém a regressão linear múltipla e a CART,

respectivamente. Fazendo uma analogia com o presente estudo, podemos chamar de Y a variável desfecho prevista, que é a pronação do tornozelo-pé, e as variáveis A e B, de possíveis preditores, sendo fatores proximais ou distais relacionados com a magnitude de pronação. Na Figura 1, podemos observar um diagrama de dispersão com os dados observados de diferentes indivíduos, representados pelos pontos cinzas e o plano de regressão. O plano é criado através de uma equação de regressão, o qual permite prever Y (variável desfecho) com base nos valores conhecidos das variáveis A e B. Dessa forma, a análise encontra uma combinação linear entre os preditores que se correlacionam de forma máxima com a variável de desfecho, ajustando o modelo de duas retas (plano cinza) aos dados. Já na Figura 2 toda a amostra é dicotomizada em duas classes, representadas pela cor vermelha e azul dos pontos. Usando analogia com o presente estudo, podemos chamar de pontos vermelhos os indivíduos com maior pronação e os pontos azuis os indivíduos com menor pronação. Pontos de corte das variáveis A e B (possíveis preditores de pronação) dividem os dados de forma binária e recursiva, formando uma árvore com nodos cada vez mais homogêneos em relação às classes de maior e menor pronação. Portanto, o método utilizando a CART demonstrado na Figura 2 permite um melhor escaneamento dos dados, sem a necessidade de estabelecer uma relação linear.

Figura 1 – Diagrama de dispersão da regressão múltipla.

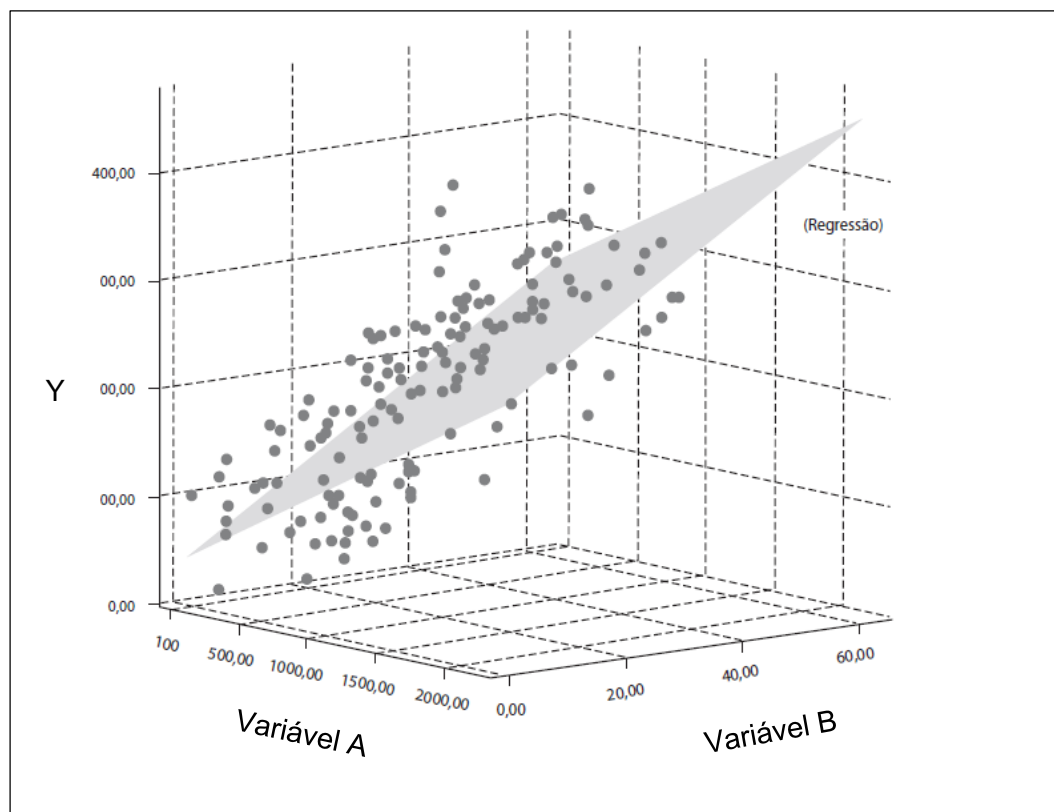
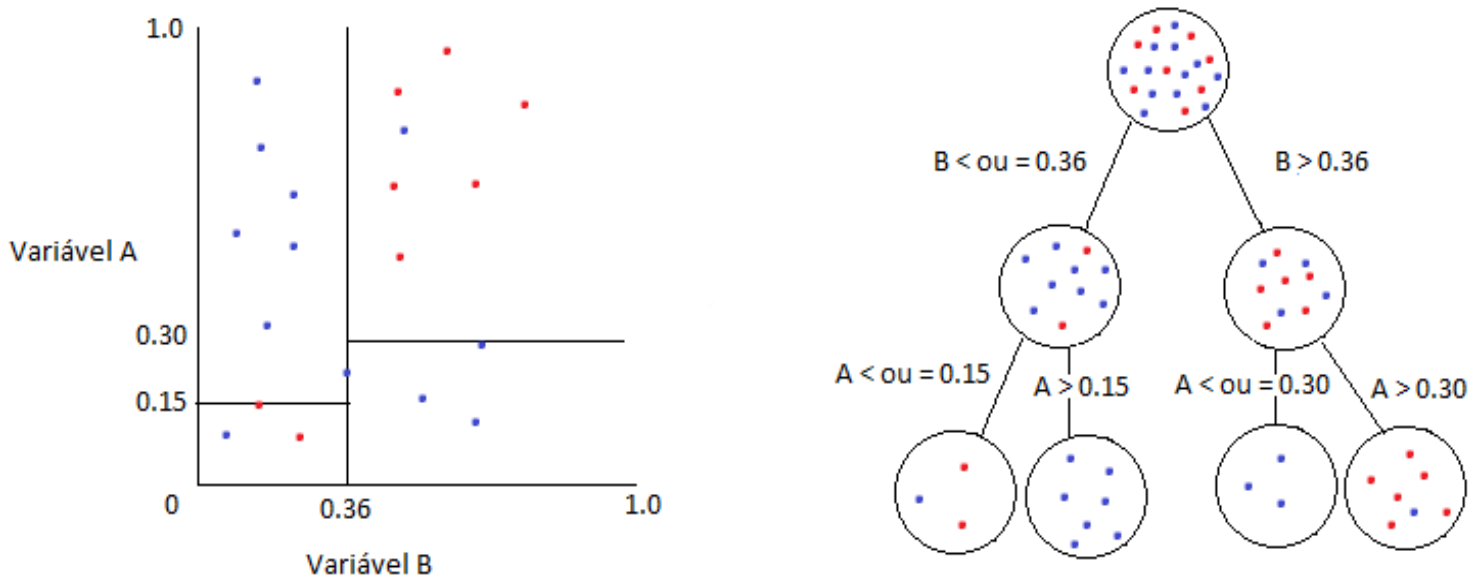


Figura 2- Diagrama de dispersão dos dados e árvore construída através da CART.



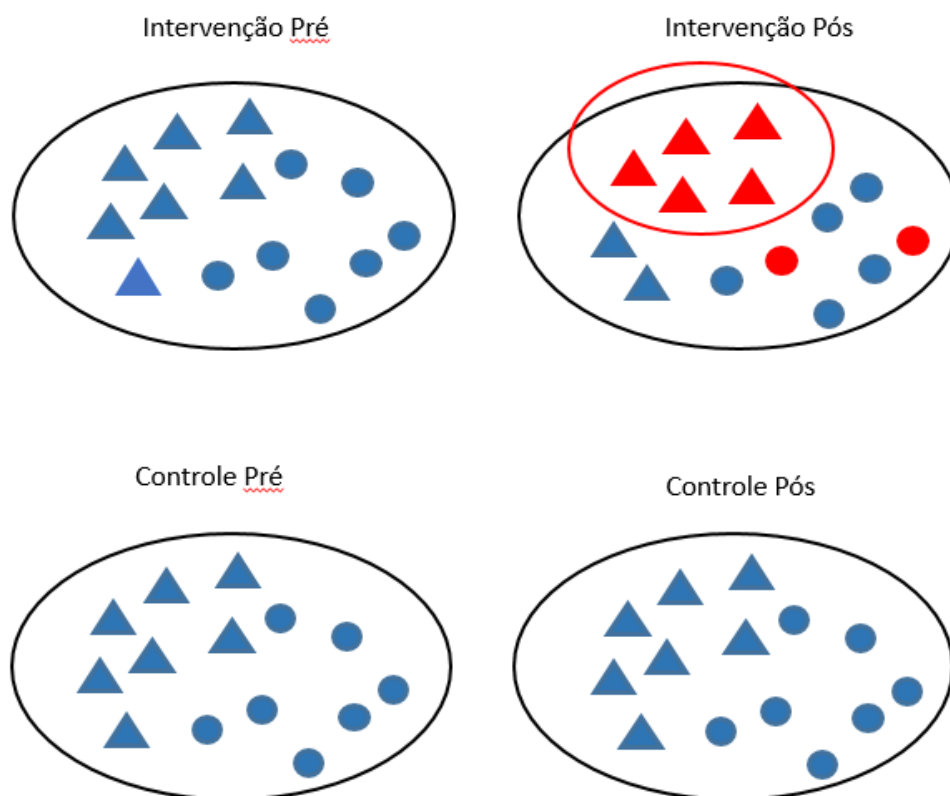
Fonte: Modificado de <https://www.biorxiv.org/content/10.1101/2020.12.19.423629v1.full>

Um estudo que utilizou a CART como método estatístico demonstrou que durante o agachamento unilateral, 62% da ocorrência de baixo ângulo de projeção do joelho no plano frontal foi predita por valores de força isométrica dos abdutores de quadril acima de 1,03Nm/kg (BITTENCOURT *et al.*, 2012). No entanto, a interação desse fator com menores valores de resistência passiva à rotação medial do quadril modificou a predição, de baixo para alto ângulo de projeção do joelho no plano frontal, com 78% de predição (BITTENCOURT *et al.*, 2012). Isso demonstra relações não proporcionais entre a força isométrica dos abdutores de quadril e o ângulo de projeção do joelho no plano frontal, pois, com o mesmo valor da força dos abdutores de quadril (1,03Nm/kg) observamos que a predição da variável desfecho pode modificar de baixo para alto, dependendo da interação com a resistência passiva à rotação medial do quadril. Outro aspecto interessante demonstrado nesse estudo foi que uma pequena mudança em um dos fatores modificou a direção da predição, o que é uma característica semelhante de sistemas complexos (BITTENCOURT *et al.*, 2016; FONSECA *et al.*, 2020). Um exemplo disso foi demonstrado pela a interação entre a força isométrica dos abdutores de quadril menor que 1,03 Nm/kg e a resistência passiva à rotação medial do quadril maior que 43°, a qual apresentou uma predição de 90% de maior ângulo de projeção do joelho no plano frontal. Porém, na interação entre as mesmas variáveis, com valores de resistência passiva à rotação medial do quadril entre 37° e 43°, a predição modificou de menor para maior ângulo de projeção do joelho no plano

frontal, com 83% de predição. Pelo nosso conhecimento, nenhum estudo procurou identificar esse tipo de análise não-linear para investigar as interações entre os fatores biomecânicos que influenciam a magnitude de pronação na marcha. Isso permitiria ao clínico identificar com maior facilidade o perfil em que o seu paciente enquadra, dentre os perfis que predizem maior ou menor magnitude de pronação na marcha, através da avaliação desses fatores biomecânicos.

Dentro dessa perspectiva, as intervenções direcionadas à modificação da magnitude de pronação do tornozelo-pé através da manipulação de um desses fatores biomecânicos devem também levar em consideração a influência de outros fatores. O fortalecimento muscular do quadril e do tronco tem sido utilizado com o objetivo de modificar a força (ARAÚJO et al., 2017; GOO; KIM; KIM, 2016; SÁNCHEZ-RODRÍGUEZ et al., 2020; SNYDER et al., 2009) e a rigidez passiva quadril (ARAÚJO et al., 2017) e, assim reduzir a pronação do tornozelo-pé em atividades de cadeia cinemática fechada. No entanto, desses estudos, somente o de Araújo *et al.* (2017) considerou outros fatores biomecânicos (variáveis de confusão) que poderiam influenciar nos resultados, para adicionar controle ao estudo. Nesse contexto, Araújo *et al.* (2017) incluíram somente indivíduos sem alterações severas do alinhamento varo do tornozelo-pé e sem restrição da amplitude de dorsiflexão do tornozelo. Outra forma de lidar com a influência dessas interações entre os fatores biomecânicos é através da criação de subgrupos (ARAÚJO et al., 2020; CRUZ et al., 2019; MONAGHAN et al., 2014). Dessa forma, poderíamos analisar os efeitos do fortalecimento do quadril e do tronco sobre a pronação em subgrupos do grupo intervenção que apresentam maior potencial de apresentar mudanças. O alinhamento varo do tornozelo-pé é um fator biomecânico que pode ser utilizado para criar subgrupos na tentativa de encontrar os indivíduos com maior potencial de mudança na postura ortostática, após o fortalecimento muscular. A Figura 3 demonstra os indivíduos com maior alinhamento varo (bolinhas) e os indivíduos com menor alinhamento varo (triângulos), antes e após o fortalecimento. As bolinhas e triângulos vermelhos representam os indivíduos que mudaram a postura ortostática após o fortalecimento e o pequeno subgrupo (círculo vermelho) contendo os triângulos vermelhos, representa o subgrupo de menor alinhamento varo.

Figura 3- Grupos intervenção e controle nas condições pré e pós-fortalecimento. Os indivíduos com maior alinhamento varo são representados pelas bolinhas e os indivíduos com menor alinhamento varo são representados pelos triângulos.



O fortalecimento muscular do quadril e do tronco aumenta o torque passivo do quadril contra a rotação medial e modifica a posição de repouso para maior rotação lateral dessa articulação (ARAÚJO et al., 2017; CRUZ et al., 2019). Considerando que a postura ortostática exige o mínimo de produção de força muscular e as forças gravitacionais são contrabalanceadas por tensão dos tecidos conectivos e pela rigidez muscular passiva, essas mudanças nas propriedades passivas do quadril poderiam refletir em menor rotação medial do membro inferior e menor pronação na postura ortostática. Diante do aumento do torque passivo à rotação medial e do aumento da força muscular dos rotadores laterais do quadril, mulheres com menor alinhamento varo apresentaram redução da queda pélvica durante a marcha e o mesmo não foi observado para mulheres com maior alinhamento varo (CRUZ *et al.*, 2019). Portanto, a separação em subgrupos de maior e menor alinhamento varo do tornozelo-pé poderia também facilitar a identificação dos indivíduos com maiores efeitos do fortalecimento sobre a pronação na postura ortostática.

Uma vez que podem existir múltiplas características biomecânicas proximais e distais ao tornozelo-pé que influenciam a pronação na marcha e na postura ortostática, esta tese

investigou se os diferentes perfis/subgrupos com diferentes interações desses fatores biomecânicos predizem a magnitude de pronação na marcha. Além disso, investigou através da criação de subgrupos a influência da magnitude do alinhamento varo (fator distal) sobre a pronação na postura ortostática, após mudanças nos fatores biomecânicos do quadril (fator proximal) provocadas pelo fortalecimento muscular do quadril e do tronco.

1.1 OBJETIVOS

Objetivo geral

Investigar a influência de fatores proximais e distais sobre a magnitude de pronação na marcha e na postura ortostática.

Objetivos do Estudo 1

Investigar se interações não lineares entre alinhamento varo do tornozelo-pé, o ângulo de abdução do pé, a rigidez passiva do quadril à rotação medial e a força excêntrica dos rotadores laterais do quadril predizem maior e menor pronação durante a marcha em mulheres.

Objetivos do Estudo 2

Investigar a influência do aumento do torque passivo do quadril à rotação medial (fator proximal) através de um programa de fortalecimento muscular do quadril e do tronco sobre a postura ortostática dos membros inferiores, incluindo a pronação do tornozelo-pé em mulheres com maior e menor alinhamento varo do tornozelo-pé (fator distal).

1.2 HIPÓTESES

Hipótese do Estudo 1

Interações de diferentes magnitudes dos fatores biomecânicos proximais (rigidez passiva do quadril à rotação medial e força excêntrica dos rotadores laterais do quadril) e distais (alinhamento varo do tornozelo-pé e ângulo de abdução do pé) irão predizer maior e menor magnitude de pronação durante a marcha.

Hipóteses do Estudo 2

O ganho de torque passivo do quadril contra a rotação medial, será semelhante entre os subgrupos de menor e de maior alinhamento varo.

O subgrupo com menor alinhamento varo apresentará maior redução da magnitude de pronação na postura ortostática, após o fortalecimento muscular do quadril e do tronco.

O subgrupo com maior alinhamento varo apresentará ausência ou menor redução da magnitude da pronação na postura ortostática após o fortalecimento muscular do quadril e tronco.

2 ESTUDO 1

Non-linear interactions among proximal and distal biomechanical factors predict foot pronation magnitude

^aGraduate Program in Rehabilitation Sciences, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brazil

^bDepartment of Physical Therapy, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brazil

This study was approved by the institution's Research Ethics Committee (CAAE – 0427.0.203.000-11) and received financial support from funding agencies, FAPEMIG - Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais, CAPES - Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior [code 001] and CNPq - Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico. The authors affirm that there is no conflict of interest.

Word count:

Corresponding author

Name: Thales Rezende Souza

E-mail address: thalesrs@ufmg.br

Mailing address: Departamento de Fisioterapia da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional - Universidade Federal de Minas Gerais. Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 – Campus Pampulha, Belo Horizonte - MG - Brazil - Zip code 31270-901.

Abstract

Objective: To investigate non-linear interactions between proximal and distal biomechanical factors and their capacity to predict foot-ankle pronation during walking in women.

Design: Cross-sectional study.

Methods: Fifty-one women were evaluated and divided into greater and lower pronation groups (45 and 55 percentiles). The biomechanical factors measured were: (1) foot-ankle varus alignment; (2) hip passive stiffness; (3) isokinetic, eccentric strength of the hip external rotators, and (4) abduction angle of the foot at initial contact. Classification and regression trees (CART) were used to investigate nonlinear interactions between these biomechanical factors to predict greater and lower peak and excursion of foot-ankle eversion during walking.

Results: Eight main profiles of biomechanical factors were identified as related to greater and lower magnitudes of pronation. Foot-ankle varus, hip passive stiffness, and foot abduction angle predicted greater and lower peak pronation. The model had 61% sensitivity and 96% specificity, with the total prediction of 78%. The area under the ROC curve was 0.79 ($p=0.001$). Eccentric strength of the hip external rotators and foot-ankle varus predicted greater and lower eversion excursion. This model had 78% sensitivity and 83% specificity, with the total prediction of 80%. The area under the ROC curve was 0.88 ($p<0.001$).

Conclusion: The magnitude of foot-ankle pronation during walking is influenced by non-linear interactions between distal and proximal biomechanical factors. Clinically, the profiles identified help to identify the factors related to greater magnitudes of pronation during walking.

Keywords: Rearfoot; Eversion; Walking; Varus alignment; Hip.

Introduction

During walking, greater magnitudes of foot pronation are related to musculoskeletal conditions at the lower limbs and trunk^{10,16,38}. Therefore, researchers have investigated possible causes of excessive foot-ankle pronation during walking. Distal and proximal biomechanical factors have been identified^{3,8,33,46,52}. Some of the factors related to increased pronation during walking are large varus alignment of the foot-ankle^{3,14,33,46}, low hip passive stiffness^{8,46}, and increased abducted foot position^{41,52}. Hip muscle strength is related to foot-ankle eversion posture^{15,22} and pronation during running⁴³, however, there is no evidence for walking.

While there is evidence on these isolated biomechanical factors, little is known about how their interactions may relate to the magnitude of pronation. Different subjects have different combinations of these biomechanical factors. For example, we can ask “does a subject having large foot-ankle varus, but also high hip strength and stiffness, tend to have large or small pronation magnitudes?”. Souza et al. (2014) observed that the linear combination of large varus alignment and low hip passive stiffness is related to greater foot-ankle pronation. However, non-linear relationships are expected in complex, biological systems^{5,18}, and non-linear interactions among those biomechanical factors may have a role in producing greater or lower pronation. Bittencourt et al. (2012) investigated how different biomechanical factors interact non-linearly to predict greater magnitudes of knee frontal-plane projection angle during squatting, using Classification and Regression Trees (CART). Distinct profiles composed of the biomechanical factors are identified in this approach^{6,32}. This may help a practitioner to investigate whether a client with increased foot pronation pertains to one of the profiles related to greater pronation and then intervene on the identified factors. However, non-linear interactions among biomechanical factors in predicting the magnitude of foot-ankle pronation have not been investigated yet.

The purpose of this study was to investigate whether non-linear interactions between foot-ankle varus alignment, foot abduction angle, hip passive stiffness, and hip strength predict greater and lower foot-ankle pronation in women. In addition, it was verified which profiles composed by these factors are related to the magnitudes of pronation.

Method

Sample

A cross-sectional study was conducted with fifty-one participants. The sample of this study was part of a database of a larger study. The sample, composed of women, was selected by convenience. Only women were selected to avoid sex-related variability. The inclusion criteria were: age between 18 and 35 years; body mass index less than or equal to 25 kg/m²; absence of symptoms or musculoskeletal injuries in the last three months; a physiological range of motion of hip internal rotation (from 34° to 71°) and hip external rotation (from 25° to 56°)⁵⁰; a physiological range of motion of ankle dorsiflexion (above 20°)²⁸. Participants who were unable to maintain the hip muscles relaxed during the hip passive stiffness test and who had pain during the tests or were unable to perform them correctly were excluded from the study.

Procedures

The participants signed an informed consent form agreeing to participate in the study. This study was approved by the Research Ethics Committee (CAAE – 0427.0.203.000-11). The lower limb to be evaluated was defined according to the study by Cruz et al. (2019).

Alignment of the foot-ankle complex

The varus alignment of the foot-ankle was measured as the “forefoot-shank angle”. This measure combines midfoot inversion mobility and varus/valgus bone alignment of foot-ankle,

and is performed without weight bearing^{31,46}. The average of three measures was used for analysis. The intra-examiner reliability of this measure was investigated with ten individuals, with a one-week interval between the measurements. An Intraclass Correlation Coefficient (ICC_{3,3}) of 0.93 was found (95% confidence interval (95%CI) of 0.73-0.98, standard error of measurement (SEM) of 2.16).

Walking kinematics

The Codamotion three-dimensional system (Charnwood Dynamics, Rothley, England) was used for the walking kinematic analysis. Markers were placed on anatomical landmarks for the creation of the kinematic model^{4,45}, and an additional marker was placed on the fifth metatarsal head to determine toe-off¹⁹. Clusters of three active markers were used to track the rearfoot and shank trajectories during barefoot walking. The rearfoot cluster was placed on the calcaneus, below the insertion of the calcaneal tendon^{4,45}, and the shank cluster was placed at the distal third of the shank^{4,45}. The participant was asked to stay in a comfortable orthostatic position for a data collection of 5 seconds. After, other three trials of the static posture were performed with the subtalar joint of the participant positioned in neutral by the examiner^{23,42}. The ICC_{3,3} for the intra-examiner reliability of this procedure was 0.94 (95%CI 0.77-0.99, SEM 1.15). Then, the participant walked barefoot, on a ProAction G635 Explorer treadmill (BH Fitness – Vitoria-Gasteiz, Alava – Spain) with self-selected speed. Thirty walking support phases were collected³⁴, with a sampling frequency of 100Hz.

Hip passive stiffness

Hip passive stiffness against internal rotation was measured using a Biodex 3 Pro isokinetic dynamometer (Biodex Medical Systems, Shirley, USA). Electromyography was used (ME6000, Mega Electronics Inc., Kuopio, Finland) to ensure that hip muscles were relaxed.

Active surface electrodes were placed on the following muscles: gluteus maximus, gluteus medius, biceps femoris, tensor fascia lata, and adductor magnus¹³. The test was performed from 25° of external rotation to 25° of internal rotation^{4,14}. The protocol used in the test was in passive mode, with a sampling frequency of 100 Hz and an angular speed of 5°/s^{4,14}. More detail of this measure were described by Cruz et al. (2019).

Eccentric strength of the hip external rotators

The participant was instructed to actively resist the movement of hip internal rotation imposed by the dynamometer. The test was performed from 30° of external rotation to 20° of internal rotation with an angular speed of 30 °/s^{4,14}. For familiarization, the participant performed one trial with submaximal strength. The examiner gave verbal encouragement for the participant to perform maximum strength. Eccentric strength was recorded in three sets of five repetitions.

Data reduction

Walking kinematics

Data processing was performed using Visual 3D software (C-Motion, Inc, Rockville, Maryland, EUA). Initially, a kinematic model of six degrees of freedom was created. The shank and rearfoot segments were defined as rigid bodies with their respective coordinate systems²¹. The segments' coordinate systems and poses were determined according with the positions of anatomical markers at the femoral epicondyles and malleoli, for the shank, and malleoli, peroneal tuberosity, and sustentaculum tali, for the rearfoot^{4,45}. The data were filtered with a fourth-order, *Butterworth*, low-pass filter, with a cutoff frequency of 6 Hz⁵¹. The walking stance phase was determined between the contact of the calcaneus on the ground until the removal of the forefoot from the ground¹⁹. The subtalar neutral position was used to define the

rearfoot's neutral position (0°) relative to the shank. Everted positions were negative. The peak (minimum angle of the angle-time curve) and excursion (range between initial contact and maximum eversion of the angle-time curve) were calculated for the eversion of the rearfoot relative to the shank during walking stance phase, and were used to index pronation magnitude. The foot abduction angle was determined by the angle of the rearfoot in relation to the laboratory, in the transverse plane, at the initial contact of the calcaneus. Peak pronation, pronation excursion, and foot abduction angle were then computed as the average values from the 30 stance phases of walking. The walking variables' reliability was verified in a pilot study with seven subjects in two assessments with a seven-day interval. The ICC_{s3,3} of the rearfoot-shank variables in the frontal plane were 0.90 (95%CI of 0.44-0.98, SEM 1.10) for excursion, and 0.87 (95%CI 0.22-0.98, SEM 1.14) for the peak. The ICC_{3,3} for the foot abduction angle was 0.98 (95%CI 0.88-0.99, SEM 2.05).

Isokinetic dynamometer

The data obtained by the isokinetic dynamometer were processed with a routine on MATLAB software, as described by Cruz et al. (2019).

Hip passive stiffness was calculated as the mean slope of the torque-angle curve (first derivative) in Nm/rad. In the first 15° of hip internal rotation of each repetition, the average value of the multiple slopes obtained between each two subsequent points of the torque-angle curve (0.05° intervals) was calculated⁷. This method was used to consider the nonlinearities and irregularities of the torque-angle curves.

The peak (maximum value) of the eccentric strength was obtained from the test of the maximum strength of the hip external rotators. For statistical analysis, the average peak from the three series was used. The peak of each series was defined as the highest peak of the five

repetitions. The values of hip passive stiffness and eccentric strength were normalized by the participants' body mass.

Statistical Analysis

For statistical analysis of the data, Classification and Regression Trees (CART) were used.

CART is a multivariate, non-parametric analysis that creates a tree-like classification model. The dependent variable is dichotomized into two classes, in this case, in greater and lower pronation. Cutoff points of the independent variables (predictors) divide the data in a binary and recursive way, forming a tree with increasingly homogeneous nodes in relation to the classes of greater and lower pronation. Thus, it is possible to identify different profiles with different interactions between the predictors, establishing a non-linear relationship between the dependent variable (greater and lower pronation classes) and the independent variable (predictors). Two models were analyzed. The first model for peak pronation and the second model for pronation excursion. Pronation peak and pronation excursion were the dependent variables. Were used the 45th and 55th percentiles to dichotomize the sample in greater and lower foot-ankle pronation. These percentiles were chosen to differentiate the sample of greater and lower foot-ankle pronation without considerable loss of participants (i.e losing only the participants between the 45th and 55th percentiles). The predictor variables investigated were: hip passive stiffness, eccentric strength of the hip external rotators, foot abduction angle, and foot-ankle varus alignment. The following criteria were applied to avoid over-fitting ²⁷. The growth criteria for both trees were: minimum of eight participants for node division, and a maximum of four participants to form a node. For both models a Gini index of 0.0001, a tree depth with three levels, and pruning were used ²⁷.

The area under the ROC curve (Receiver Operating Characteristic) was analyzed with a significance of $\alpha=0.05$ to verify whether the models had a good prediction of the categories of greater and lower pronation ⁴⁰. In addition, prevalence ratios were calculated for each terminal node of the models to investigate the strength of the associations between the dependent and independent variables.

Results

The characteristics of the sample are shown in TABLE 1. The 45th and 55th percentiles were -10.07° and -9.51° for the rearfoot peak eversion, and 7.45° and 8.33° for the rearfoot eversion excursion. Only participants with values above and below the percentiles were included for the analysis. Therefore, from a total sample of fifty-one participants, five were excluded, and twenty-three participants were categorized for the first tree (lower peak pronation and greater peak pronation) and for the second tree (lower pronation excursion and greater pronation excursion). The prevalence ratios for each terminal node are demonstrated in TABLE 2.

TABLE 1: Sample characteristics

Variables	Lower peak pronation Mean (SD)	Greater peak pronation Mean (SD)	Lower pronation excursion Mean (SD)	Greater pronation excursion Mean (SD)
Age (years)	22 (3)	22 (3)	21 (2)	23 (3)
BMI (kg/m ²)	20.01 (1.86)	20.95 (2.23)	20.27 (1.82)	20.86 (2.20)
Rearfoot peak eversion (°)	-7.28 (2.10)	-13.77 (2.65)	-	-
Rearfoot eversion excursion (°)	-	-	5.83 (1.14)	11.18 (2.09)
Foot-ankle varus alignment (°)	14.96 (6.23)	17.36 (8.52)	13.26 (6.64)	17.10 (7.90)
Hip passive stiffness (Nm/rad/kg)	0.13 (0.03)	0.12 (0.03)	0.12 (0.03)	0.12 (0.03)
Foot abduction angle (°)	12.89 (6.30)	14.73 (6.21)	12.45 (6.18)	14.38 (6.18)
Eccentric strength of hip external rotators (Nm/kg)	0.57 (0.13)	0.53 (0.10)	0.58 (0.11)	0.54 (0.13)

SD: standard deviation. kg/m²: kilogram divided by height in square meters; (°): degrees;

Nm/rad/kg: Newton-meter per radian per kilogram.; Nm/kg: Newton-meter per kilogram.

The predictive peak pronation model

The predictive model correctly classified 14 out of 23 with greater peak pronation (61% sensitivity) and 22 out of 23 participants with lower peak pronation (96% specificity). The total prediction of the model was 78%. The corresponding profiles related to lower and greater peaks pronation are shown in FIGURE 1 and 2.

The area under the ROC curve was 0.79 (95% confidence interval: 0.66 - 0.93; standard deviation=0.34; p=0.001).

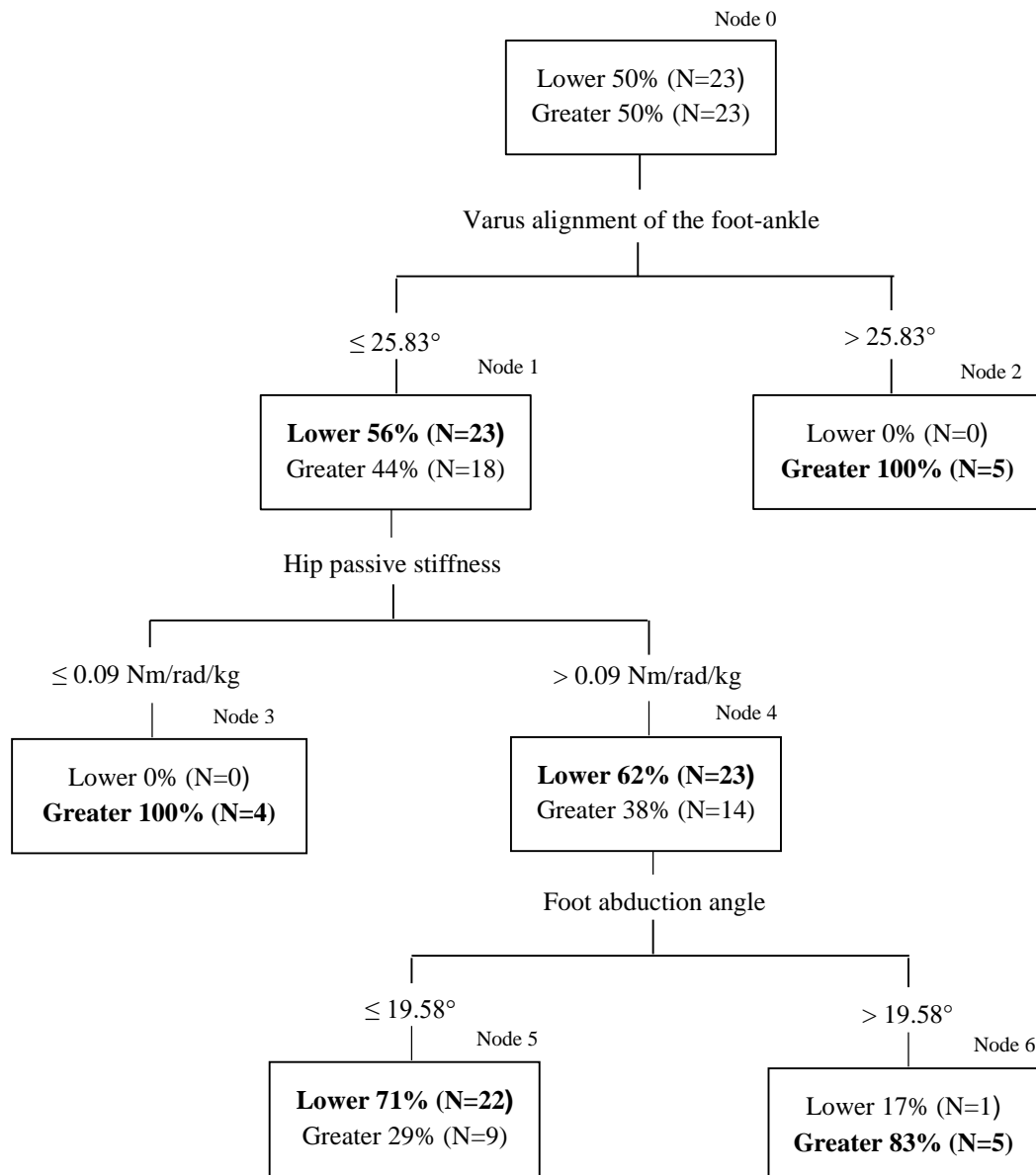


FIGURE 1: Classification tree of the lower and greater peak pronation. At each node there is the prediction and the number of individuals for each category, lower and greater peak pronation. The cutoff values for each predictor are shown between the nodes.

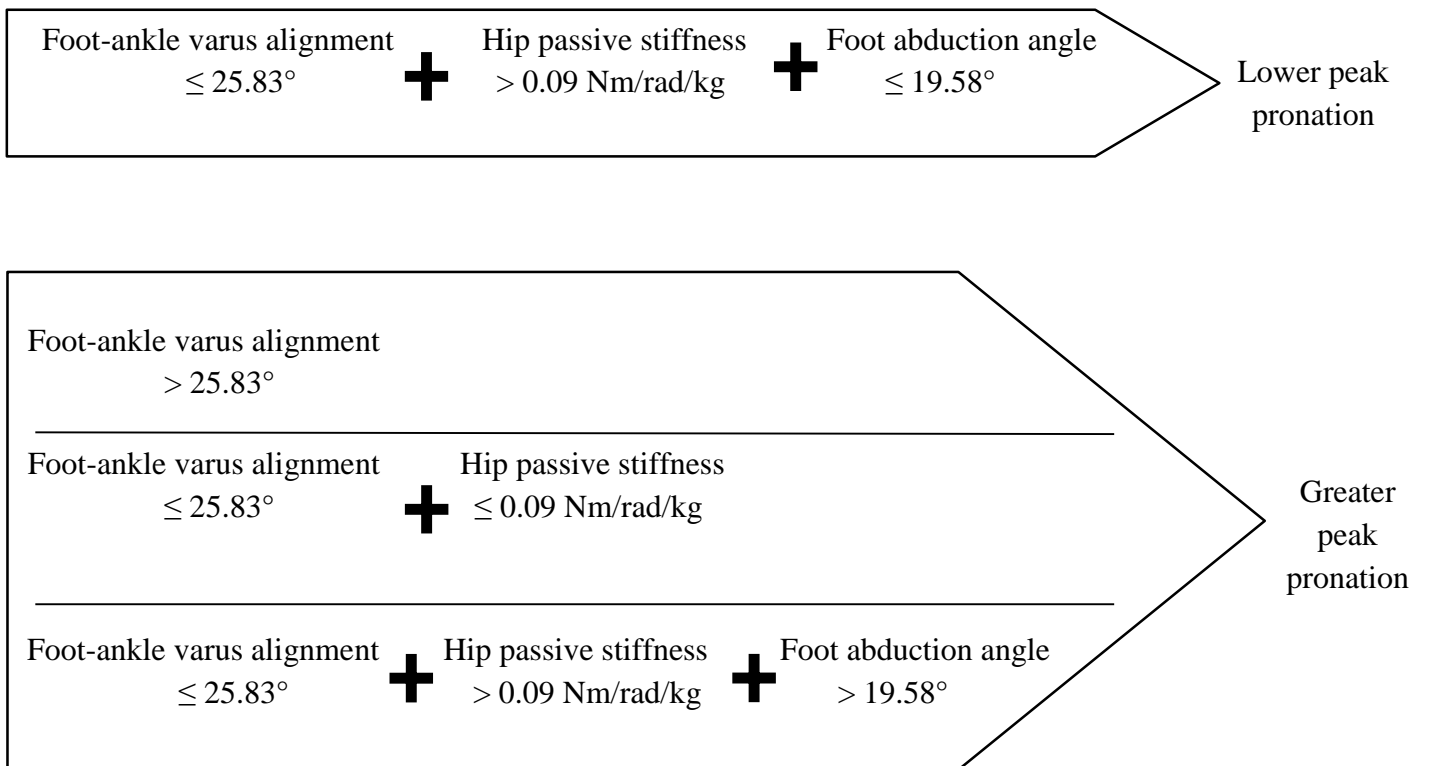


FIGURE 2: Profiles of greater and lower peaks pronation.

The predictive model for pronation excursion

The predictive model correctly classified 18 out of 23 participants with greater pronation excursion (78% sensitivity) and 19 out of 23 participants with lower pronation excursion (83% specificity). The total prediction of the model was 80%. The corresponding profiles related to lower and greater pronation excursions are shown in FIGURE 3 and 4.

The area under the ROC curve was 0.88 (95% confidence interval: 0.78 - 0.97; standard deviation=0.24; $p<0.001$).

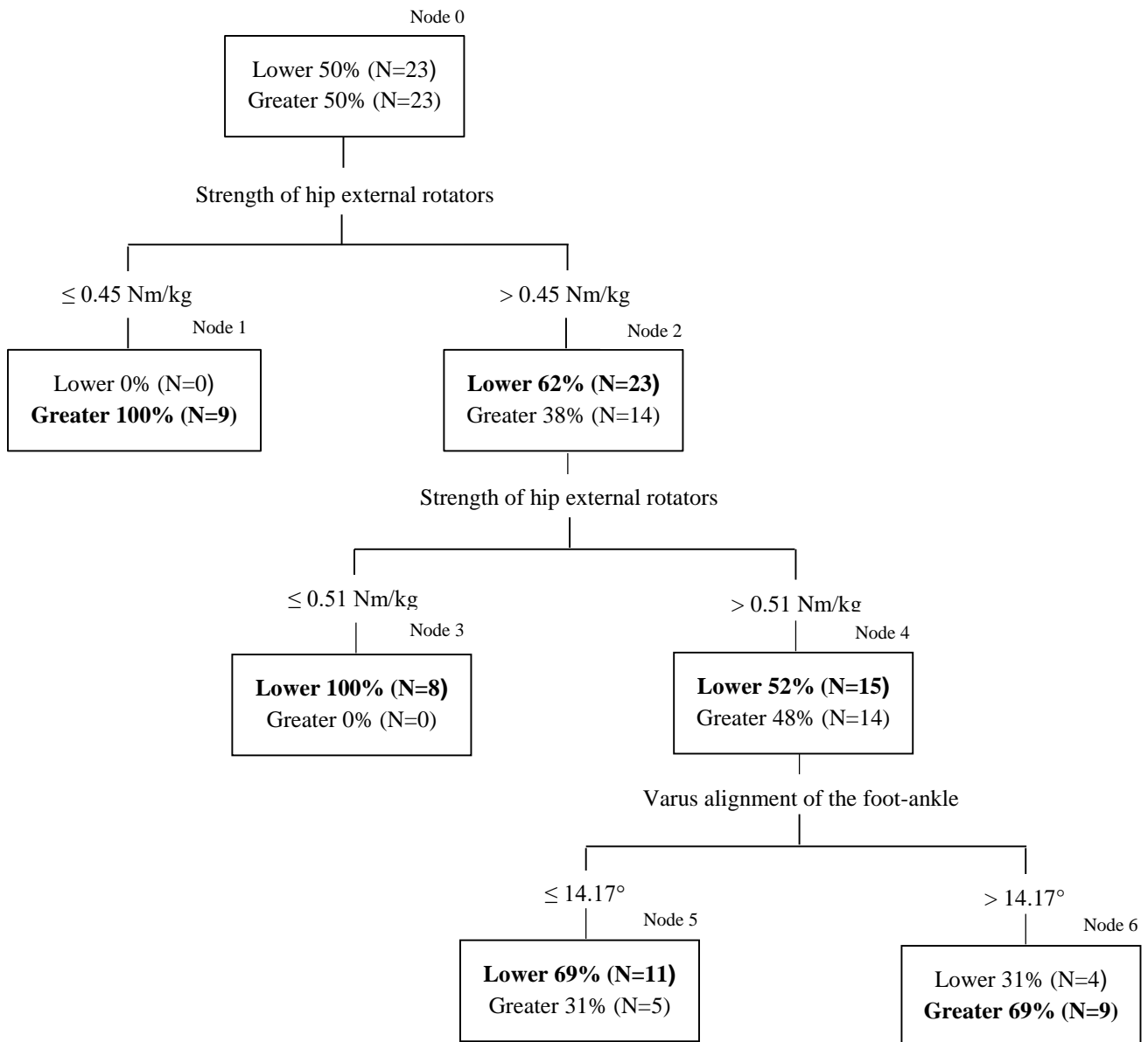


FIGURE 3: Classification tree of the lower and greater pronation excursion. At each node there is the prediction and the number of individuals for each category, lower and greater pronation excursion. The cutoff values for each predictor are shown between the nodes.

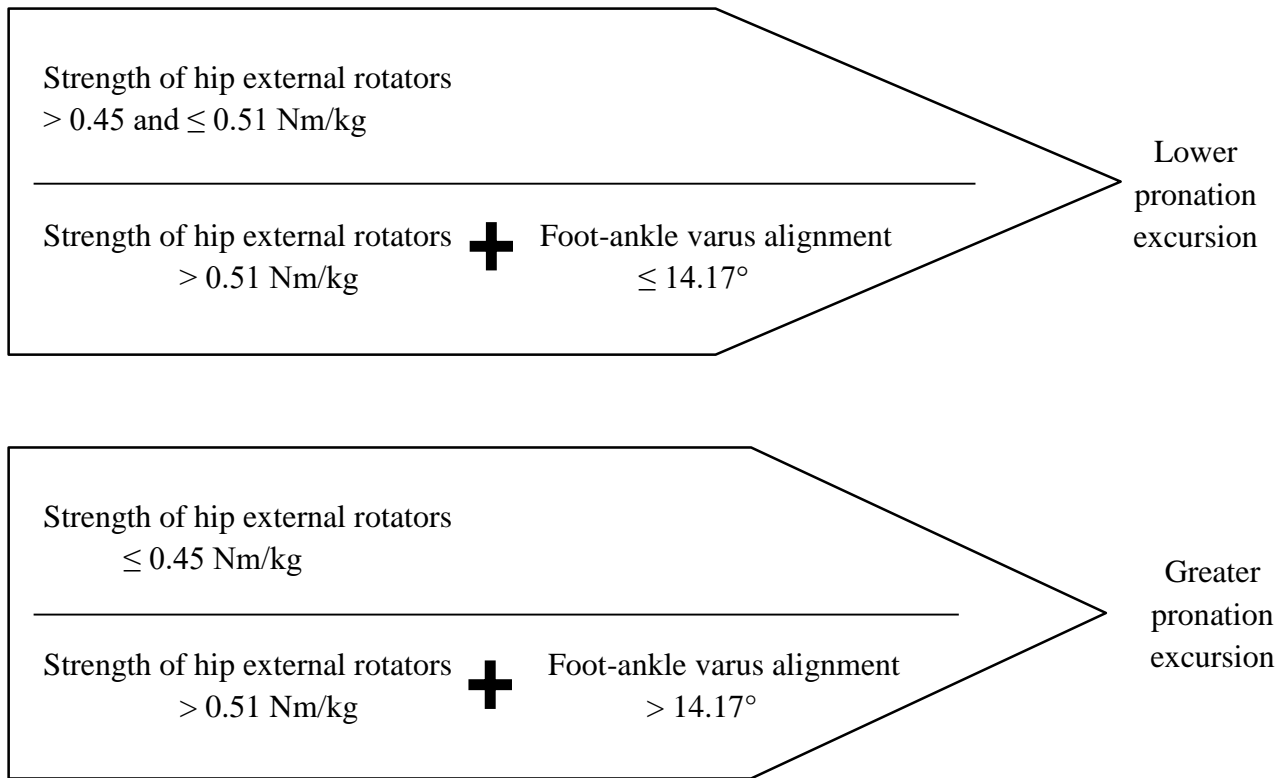


FIGURE 4: Profiles of greater and lower pronation excursion.

TABLE 2: Prevalence Ratio of Each Terminal Node of the CART Model.

CART Model	Terminal Node	PR (95% CI)
Peak Pronation	2	2.08 (1.37-3.16)*
	3	1.98 (1.28-3.08)*
	5	0.31 (0.18-0.55)*
	6	1.85 (1.13-3.04)*
Pronation Excursion	1	2.49 (1.62-3.82)*
	3	0.09 (0.01-1.38)
	5	0.52 (0.24-1.14)
	6	1.63 (0.95-2.79)

PR=Prevalence Ratios; CI= Confidence Interval. * Indicate significant statistic

Discussion

Foot pronation magnitudes, indexed by peak and excursion of rearfoot-shank eversion, were predicted (78% and 80%, respectively) by different interactions between foot-ankle and hip biomechanical factors. Interactions between foot-ankle varus alignment, hip passive stiffness and foot abduction angle predicted greater or lower peak eversion. Similarly, interactions between eccentric strength of the hip external rotators and foot-ankle varus alignment predicted greater and lower eversion excursions. Profiles consisting of those biomechanical factors were identified. Such profiles specify how the foot-ankle and hip factors interact differently to result in greater or lower magnitudes of foot pronation during walking.

The foot-ankle varus alignment was the first predictor of peak eversion, and the participants with varus $>25.83^\circ$ (node 2) had a 108% increase in likelihood of having greater peak pronation. Thus, it is possible for people with excessive foot pronation and foot-ankle varus alignment above 25.83° to benefit from interventions focused on this alignment, such as medially posted foot orthoses²⁴. Previous studies that investigated the isolated influence of the foot-ankle varus on pronation also identified that larger varus is related to greater pronation^{3,14,33}, while one study did not find this relationship⁸. The present results demonstrated that extremely large varus alignment alone is related to large peak pronation during walking.

The second predictor selected by the model for peak pronation was hip passive stiffness. Participants with foot-ankle varus $\leq 25.83^\circ$ and hip passive stiffness ≤ 0.09 Nm/rad/kg (node 3) had a 98% increase in likelihood of having greater peak pronation. This finding showed that, even without extreme varus values (25° is still larger than average estimates (table 1) and from Souza et al., 2014 (14.63°)), greater peak pronation occurs in the presence of low hip stiffness. This is consistent with Souza et al., 2014, who identified a linear relationship in which the combination of greater values of foot-ankle varus and lower values of hip passive stiffness predicted larger pronation during walking (only 27% of explanation). This relatively low

explanation may have been influenced by their linear approach, which is incompatible with the influence of several factors interacting non-linearly^{5,18}. Differently, the current non-linear approach identified that both foot-ankle varus $>25.83^\circ$ and $\leq 25.83^\circ$ predict greater peak pronation, depending on the interaction with hip passive stiffness. Muscle strengthening might be indicated to increase hip passive stiffness¹⁴ in subjects with low stiffness and without extreme varus alignment, to avoid greater pronation. This needs further investigation.

The third predictor was the foot abduction angle. Participants with foot-ankle varus $\leq 25.83^\circ$, hip passive stiffness >0.09 Nm/rad/kg and foot abduction angle $>19.58^\circ$ (node 6) had an 85% increase in likelihood of having greater peak pronation. A possible explanation for this interaction is that very high hip passive stiffness may increase the external rotation of the entire lower limb and, consequently, increase the abduction angle of the foot⁴⁴. This agrees with studies in which voluntary increases in the abduction angle resulted in greater pronation^{36,41,52}. However, our study showed how naturally occurring larger abduction angles relate to greater peak pronation. In the corresponding profile, although the participants do not have extreme foot-ankle varus and have higher hip stiffness, they tend to have greater peak pronation due to the presence of high foot abduction angles. Interventions to reduce hip passive stiffness (e.g., to increase passive internal rotation range of motion³⁵) might reduce foot abduction angle and avoid greater peak pronation, although this has yet to be investigated.

The strength of the hip external rotators was the first and second predictor of eversion excursion. Participants with hip strength ≤ 0.45 Nm/kg (node 1) had a 149% increase in likelihood of having greater pronation excursion. So, subjects with lower strength may have less active control of limb internal rotation excursion, which is coupled with foot pronation⁴⁷. For the other profiles identified in the model (represented by the terminal nodes 3, 5, and 6), the prevalence ratio was not significant, and we cannot discuss likelihood for them. Thus, for these profiles, we will focus on the classifications given by the model, considering that the

model's classification accuracy was high. Differently from the participants of node 1, 100% of participants with strength between 0.45 and 0.51 Nm/kg (node 3) had lower pronation excursion. Previous studies have found that hip muscle weakness is related to greater pronation posture²². Furthermore, hip muscles' strength gains have been related to pronation reductions during running⁴³. The third predictor of eversion excursion was the foot-ankle varus alignment, and 69% of participants with strength >0.51 Nm/kg and foot-ankle varus >14.17° (node 6) had greater pronation excursion. While 69% of participants with strength >0.51 Nm/kg and foot-ankle varus ≤14.17° (node 5), had lower pronation excursion. According to the profiles identified, a subject with low external rotators' strength may have a high probability of having greater pronation excursion. However, individuals with higher strength levels may have greater or lower pronation, depending on the foot-ankle varus alignment. Subjects with high strength, but with large foot-ankle varus tend to have greater pronation excursion. Thus, for these cutoff values, the influence of large varus alignment on pronation excursion is predominant over the large hip strength. Subjects having greater pronation excursion and large varus alignment (greater than about 14.17°) may need foot orthoses, even if they have high strength of the hip external rotators.

The peak and excursion are different variables related to the magnitude of pronation and are related to different musculoskeletal conditions^{10,25,26}. An individual presenting a large eversion excursion does not necessarily reach a large peak eversion, since a large excursion may occur from an initial greater inversion angle. Thus, different people comprised the groups for the peak and excursion, which resulted in different predictive models. Speculations can be drawn for the differences between the models. Hip passive stiffness predicted peak eversion, specifically. This may be because larger peak eversion is commonly coupled with larger hip internal rotation angles (Souza et al, 2010), where the passive torques resisting internal rotation are greater and more significant for the lower limb motion. On the other hand, active muscle

forces produced during gait, indexed by the measured hip strength, may be not as dependent on the angle magnitudes. Further studies would be necessary to test these speculations and the models' differences regarding the other predictive variables (i.e., foot abduction and varus alignment) and their specific cutoff points.

Compared to the participants of the profiles highlighted in FIGURES 2 and 4, a minor part of the participants had a foot pronation pattern opposite to the predicted by the profile in which they were included. For example, only 17% of the participants (n=1) in node 6 of the peak eversion model, with foot-ankle varus $\leq 25.83^\circ$, hip passive stiffness > 0.09 Nm/rad/kg, and foot abduction angle $> 19.58^\circ$ had a lower peak pronation. Furthermore, only 31% of the participants (n=4) in node 6 of the eversion excursion model, with external rotators' strength > 0.51 Nm/kg and foot-ankle varus $> 14.17^\circ$, had a lower pronation excursion. Those exceptions may be due to interactions with other factors that were not investigated in this study. Some not-investigated factors were the activity and strength of intrinsic foot muscles³⁹ and ankle muscles¹⁷, the mobility of the first ray¹, and the passive mechanical resistance of tissues of the shank²⁹ and midfoot^{8,20}. These factors could be included in future investigations.

Study limitations can be pointed. The 45th and 55th percentiles, used to categorize pronation magnitudes, is not a clinical criterion. Still, the average values of peak eversion and eversion excursion in the groups with lower and greater values were consistent with those reported in previous studies that classified patterns of rearfoot motion¹² or categorized individuals as low and high pronators based on the Foot Posture Index¹¹. It should also be considered that only women participated in the study, which limits generalization for men.

In clinical practice, the profiles identified can help to indicate variables that are important to be evaluated in individuals who present greater pronation in walking. A clinician may verify whether an individual's hip and foot factors are consistent with one of the profiles identified. A limitation for the clinical use of the findings is the isokinetic measure of hip

passive stiffness and strength, which limits using the respective cutoff points in patients' assessments (when isokinetic dynamometry is not available). Although a gold-standard evaluation was necessary to include accurate measures in the models, similar future studies should investigate cutoff points for clinical measurements of hip stiffness and strength ^{9,30}. Moreover, these clinical measures are valid ^{9,48}, present normative data ^{2,37,49} and considering predictive equations, may help clinicians to apply the data from a patient to the profiles identified.

Conclusion

Greater and lower magnitudes of foot pronation during walking are related to non-linear interactions between hip and foot biomechanical factors. Profiles composed by these factors predict if a subject has greater or lower rearfoot peak eversion and excursion, and are helpful to identify, in the clinical practice, which biomechanical factors should be investigated.

References

1. Allen MK, Cuddeford TJ, Glasoe WM, et al. Relationship between static mobility of the first ray and first ray, midfoot, and hindfoot motion during gait. *Foot Ankle Int.* 2004;25(6):391-396. doi:10.1177/107110070402500605
2. Araújo VL, Carvalhais VOC, Santos TRT, Gonçalves GGP, Prado LS, Fonseca ST. Characterization of hip passive stiffness of volleyball, basketball and futsal young athletes. *Phys Ther Sport.* 2013;14(4):227-231. doi:10.1016/j.ptsp.2012.10.002
3. Araújo VL, Santos TRT, Khuu A, et al. The effects of small and large varus alignment of the foot-ankle complex on lower limb kinematics and kinetics during walking: A cross-sectional study. *Musculoskelet Sci Pract.* 2020;47(102149):1-8. doi:10.1016/j.msksp.2020.102149

4. Araújo VL, Souza TR, Carvalhais VO do C, Cruz AC, Fonseca ST. Effects of hip and trunk muscle strengthening on hip function and lower limb kinematics during step-down task. *Clin Biomech.* 2017;44(May):28-35. doi:10.1016/j.clinbiomech.2017.02.012
5. Bittencourt NFN, Meeuwisse WH, Mendonça LD, Nettel-Aguirre A, Ocarino JM, Fonseca ST. Complex systems approach for sports injuries: Moving from risk factor identification to injury pattern recognition - Narrative review and new concept. *Br J Sports Med.* 2016;50(21):1309-1314. doi:10.1136/bjsports-2015-095850
6. Bittencourt NFN, Ocarino JM, Mendonça LDM, Hewett TE, Fonseca ST. Foot and hip contributions to high frontal plane knee projection angle in athletes: a classification and regression tree approach. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2012;42(12):996-1004. doi:10.2519/jospt.2012.4041
7. Bressel E, Larsen BT, McNair PJ, Cronin J. Ankle joint proprioception and passive mechanical properties of the calf muscles after an Achilles tendon rupture: A comparison with matched controls. *Clin Biomech.* 2004;19(3):284-291. doi:10.1016/j.clinbiomech.2003.12.008
8. Cardoso TB, Ocarino JM, Fajardo CC, et al. Hip external rotation stiffness and midfoot passive mechanical resistance are associated with lower limb movement in the frontal and transverse planes during gait. *Gait Posture.* 2020;76(February):305-310. doi:10.1016/j.gaitpost.2019.12.030
9. Carvalhais VO do C, Araújo VL de, Souza TR, Gonçalves GGP, Ocarino J de M, Fonseca ST. Validity and reliability of clinical tests for assessing hip passive stiffness. *Man Ther.* 2011;16(3):240-245. doi:10.1016/j.math.2010.10.009
10. Chang R, Rodrigues PA, Van Emmerik REA, Hamill J. Multi-segment foot kinematics and ground reaction forces during gait of individuals with plantar fasciitis. *J Biomech.* 2014;47(11):2571-2577. doi:10.1016/j.jbiomech.2014.06.003

11. Chuter VH. Relationships between foot type and dynamic rearfoot frontal plane motion. *J Foot Ankle Res.* 2010;3(1):1-6. doi:10.1186/1757-1146-3-9
12. Cornwall MW, McPoil TG. Classification of frontal plane rearfoot motion patterns during the stance phase of walking. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2009;99(5):399-405. doi:10.7547/0990399
13. Cram JR, Kasman GS, Holtz J. Introduction to surface electromyography. In: Gaithersburg, ed. *Introduction to Surface Electromyography*. 1st ed. Aspen Publishers; 1998:45-80.
14. Cruz ADC, Fonseca ST, Araújo VL, et al. Pelvic Drop Changes due to Proximal Muscle Strengthening Depend on Foot-Ankle Varus Alignment. *Appl Bionics Biomech.* 2019;2019(May):1-12. doi:10.1155/2019/2018059
15. Elataar FF, Abdelmajeed SF, Abdellatif NMN, Mohammed MM. Core muscles' endurance in flexible flatfeet: A cross-sectional study. *J Musculoskelet Neuronal Interact.* 2020;20(3):404-410.
16. Farahpour N, Jafarnezhadgero AA, Allard P, Majlesi M. Muscle activity and kinetics of lower limbs during walking in pronated feet individuals with and without low back pain. *J Electromyogr Kinesiol.* 2018;39(April):35-41. doi:10.1016/j.jelekin.2018.01.006
17. Feltner ME, Macrae HSH, Macrae PG, et al. Strength training effects on rearfoot motion in running. *Med Sci Sport Exerc.* 1994;26(8):1021-1027.
18. Fonseca ST, Souza TR, Verhagen E, et al. Sports Injury Forecasting and Complexity: A Synergetic Approach. *Sport Med.* 2020;50(10):1757-1770. doi:10.1007/s40279-020-01326-4
19. Ghoussayni S, Stevens C, Durham S, Ewins D. Assessment and validation of a simple automated method for the detection of gait events and intervals. *Gait Posture.* 2004;20(3):266-272. doi:10.1016/j.gaitpost.2003.10.001

20. Gomes RBO, Souza TR, Paes BDC, et al. Foot pronation during walking is associated to the mechanical resistance of the midfoot joint complex. *Gait Posture*. 2019;70(January):20-23.
21. Hamill J, Selbie WS., Kepple TM. *Three Dimensional Kinematics*. 2nd ed. Human Kinetics Publishers; 2013.
22. Hollman JH, Kolbeck KE, Hitchcock JL, Koverman JW, Krause DA. Correlations between hip strength and static foot and knee posture. *J Sport Rehabil*. 2006;15(1):12-23. doi:10.1123/jsr.15.1.12
23. Houck JR, Tome JM, Nawoczinski DA. Subtalar neutral position as an offset for a kinematic model of the foot during walking. *Gait Posture*. 2008;28(1):29-37. doi:10.1016/j.gaitpost.2007.09.008
24. Hsu WH, Lewis CL, Monaghan GM, Saltzman E, Hamill J, Holt KG. Orthoses posted in both the forefoot and rearfoot reduce moments and angular impulses on lower extremity joints during walking. *J Biomech*. 2014;47(11):2618-2625. doi:10.1016/j.jbiomech.2014.05.021
25. Hunt AE, Smith RM. Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking. *Clin Biomech*. 2004;19(4):391-397. doi:10.1016/j.clinbiomech.2003.12.010
26. Levinger P, Gilleard W. Relationship Between Static Posture and Rearfoot Motion During Walking in Patellofemoral Pain Syndrome. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2006;96(4):323-329. doi:10.7547/0960323
27. Lewis RJ. An Introduction to Classification and Regression Tree (CART) Analysis. In: *Annual Meeting of the Society for Academic Emergency Medicine*. ; 2000:2-14.
28. Magee D. *Orthopedic Physical Assessment*. 5th ed. (D.J. Magee., ed.). Saunders; 2007.
29. Maharaj JN, Cresswell AG, Lichtwark GA. Subtalar Joint Pronation and Energy

- Absorption Requirements During Walking are Related to Tibialis Posterior Tendinous Tissue Strain. *Sci Rep.* 2017;7(1):1-9. doi:10.1038/s41598-017-17771-7
30. Martins SCS, Resende RA, Pinheiro LSP, et al. Prediction equation of hip external rotators maximum torque in healthy adults and older adults using the measure of hip extensors maximum torque. *Brazilian J Phys Ther.* 2021;25(4):415-420. doi:10.1016/j.bjpt.2020.08.005
 31. Mendonça LDM, Bittencourt NFN, Amaral GM, Diniz LS, Souza TR, da Fonseca ST. A quick and reliable procedure for assessing foot alignment in athletes. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2013;103(5):405-410. doi:10.7547/1030405
 32. Mendonça LDM, Ocarino JM, Bittencourt NFN, Macedo LG, Fonseca ST. Association of hip and foot factors with patellar tendinopathy (Jumper's knee) in athletes. *J Orthop Sport Phys Ther.* 2018;48(9):676-684.
 33. Monaghan GM, Lewis CL, Hsu WH, Saltzman E, Hamill J, Holt KG. Forefoot angle determines duration and amplitude of pronation during walking. *Gait Posture.* 2013;38(1):8-13. doi:10.1016/j.gaitpost.2012.10.003
 34. Monaghan K, Delahunt E, Caulfield B. Increasing the number of gait trial recordings maximises intra-rater reliability of the CODA motion analysis system. *Gait Posture.* 2007;25(2):303-315. doi:10.1016/j.gaitpost.2006.04.011
 35. Moreside JM, McGill SM. Hip joint range of motion improvements using three different interventions. *J Strength Cond Res.* 2012;26(5):1265-1273. doi:10.1519/JSC.0b013e31824f2351
 36. Mousavi SH, Van Kouwenhove L, Rajabi R, Zwerver J, Hijmans JM. The effect of changing foot progression angle using real-time visual feedback on rearfoot eversion during running. *PLoS One.* 2021;16(2):1-17. doi:10.1371/journal.pone.0246425
 37. Ocarino JM, Resende RA, Bittencourt NFN, et al. Normative data for hip strength,

- flexibility and stiffness in male soccer athletes and effect of age and limb dominance. *Phys Ther Sport*. 2021;47(January):53-58. doi:10.1016/j.ptsp.2020.11.022
38. Ogbonmwan I, Kumar BD, Paton B. New lower-limb gait biomechanical characteristics in individuals with Achilles tendinopathy: A systematic review update. *Gait Posture*. 2018;62(March):146-156. doi:10.1016/j.gaitpost.2018.03.010
 39. Okamura K, Fukuda K, Oki S, Ono T, Tanaka S. Effects of plantar intrinsic foot muscle strengthening exercise on static and dynamic foot kinematics: A pilot randomized controlled single-blind trial in individuals with pes planus. *Gait Posture*. 2020;75(January):40-45. doi:10.1016/j.gaitpost.2019.09.030
 40. Portney LG. *Foundations of Clinical Research - Applications to Evidence-Based Practice*. 4th ed. (F. A. Davis Company, ed.); 2020.
 41. Rosenbaum D. Foot loading patterns can be changed by deliberately walking with in-toeing or out-toeing gait modifications. *Gait Posture*. 2013;38(4):1067-1069. doi:10.1016/j.gaitpost.2013.04.001
 42. Sell KE, Verity TM, Worrell TW, Pease BJ, Wigglesworth J. Two Measurement Techniques for Assessing Subtalar Joint Position: A Reliability Study. *J Orthop Sport Phys Ther*. 1994;19(3):162-167. doi:10.2519 / jospt.1994.19.3.162
 43. Snyder KR, Earl JE, O'Connor KM, Ebersole KT. Resistance training is accompanied by increases in hip strength and changes in lower extremity biomechanics during running. *Clin Biomech*. 2009;24(1):26-34. doi:10.1016/j.clinbiomech.2008.09.009
 44. Souza TR, Araújo VL, Silva PL, Carvalhais VO do C, Resende RA, Fonseca ST. External rotation elastic bands at the lower limb decrease rearfoot eversion during walking : a preliminary proof of concept. *Braz J Phys Ther*. 2016;20(6):571-579. doi:10.1590/bjpt-rbf.2014.0194
 45. Souza TR, Fonseca HL, Vaz ACA, Antero JS, Marinho CS, Fonseca ST. Between-Day

- Reliability of a Cluster-Based Method for Multisegment Kinematic Analysis of the Foot-Ankle Complex. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2014;104(6):601-609. doi:10.7547/8750-7315-104.6.601
46. Souza TR, Mancini MC, Araújo VL, et al. Clinical measures of hip and foot-ankle mechanics as predictors of rearfoot motion and posture. *Man Ther.* 2014;19(5):379-385. doi:10.1016/j.math.2013.10.003
47. Souza TR, Pinto RZ, Trede RG, Kirkwood RN, Fonseca ST. Temporal couplings between rearfoot-shank complex and hip joint during walking. *Clin Biomech.* 2010;25(7):745-748. doi:10.1016/j.clinbiomech.2010.04.012
48. Stark T, Walker B, Phillips JK, Fejer R, Beck R. Hand-held dynamometry correlation with the gold standard isokinetic dynamometry: A systematic review. *PM R.* 2011;3(5):472-479. doi:10.1016/j.pmrj.2010.10.025
49. Stoll T, Huber E, Seifert B, Michel BA, Stucki G. Maximal isometric muscle strength. Normative values and gender-specific relation to age. *Clin Rheumatol.* 2000;19(2):105-113. doi:10.1007/s100670050026
50. Svenningsen S, Terjesen T, Auflem M, Berg V. Hip motion related to age and sex. *Acta Orthop Scand.* 1989;60(1):97-100. doi:10.3109/17453678909150103
51. Winter DA. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement.* 4th ed. John Wiley & Sons, Inc.; 2009.
52. Wright D, Desai S, Henderson W. Action of the subtalar and ankle-joint complex during the stance phase of walking. *J Bone Jt Surg.* 1964;46(2):361-382.

3 ESTUDO 2

Reductions in rearfoot eversion posture due to proximal muscle strengthening are dependent on foot-ankle varus alignment

^aGraduate Program in Rehabilitation Sciences, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brazil

^bDepartment of Physical Therapy, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brazil

Postal address:

Universidade Federal de Minas Gerais: Avenida Presidente Antônio Carlos, 6627 – Campus Pampulha, Belo Horizonte - MG – Brazil

Corresponding author

Name: Thales Rezende Souza

E-mail address: thalesrs@ufmg.br

Mailing address: Departamento de Fisioterapia da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional - Universidade Federal de Minas Gerais. Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 – Campus Pampulha, Belo Horizonte - MG - Brazil - Zip code 31270-901.

ACKNOWLEDGMENTS

Funding agencies FAPEMIG - Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais, CAPES - Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior [code 001] and CNPq - Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico. Funding agencies did not contribute to the study design, collection, analysis and interpretation of data, to the writing of the manuscript and to the decision to submit the manuscript for publication.

ABSTRACT

Background: Strengthening hip and trunk muscles may decrease foot pronation posture in upright standing, due to expected increases in hip passive torque and lower limb external rotation. However, considering the increased pronation posture caused by large foot-ankle varus alignment, subjects with larger varus may have smaller or no postural effects of hip and trunk strengthening.

Research question: Do women with large and small values of foot-ankle varus alignment have different changes in lower limb posture, after hip and trunk muscle strengthening?

Methods: Non-randomized controlled experimental study. Fifty young, non-disabled women participated in the study. The intervention group (n=25) performed hip and trunk muscle strengthening, and the control group (n=25) maintained their usual activities. Each group was split into two subgroups with larger and smaller values of varus alignment. Hip, shank, and rearfoot-ankle 3D posture, and hip passive external rotation torque (isokinetic), were evaluated. Mixed analyses of variance and pre-planned contrasts tested for differences ($\alpha=0.05$).

Results: The smaller varus subgroup of the intervention group reduced rearfoot eversion posture ($P=0.02$). No significant changes were observed in the smaller varus subgroup of the control group ($P=0.31$). There were no significant differences in posture between the control and intervention groups when varus was not considered ($P\geq 0.06$). The intervention group increased the hip passive torque ($P=0.001$) compared to the control group, independently of varus alignment.

Significance: Clinicians should consider varus alignment when the goal is to reduce pronated foot-ankle posture by means of hip and trunk strengthening. Although hip and trunk muscle strengthening increased hip passive torque, rearfoot eversion posture reduced only in women with smaller varus alignment. Women with larger varus alignment might need other

interventions associated with strengthening. The findings reinforce that the foot-ankle posture is influenced by proximal and distal factors.

Keywords: Lower limb, Hip, Pronation, Kinematics, Standing

INTRODUCTION

Previous research has investigated the effects of muscle strengthening interventions on dynamic foot kinematics [1–3]. Some studies have focused on interventions for the hip and trunk muscles [2,4,5] due to the influence of proximal factors on foot-ankle pronation [2,6–9]. Although foot posture during upright standing is of clinical interest in the musculoskeletal practice [10–13], there is a limited number of studies investigating potential postural changes due to proximal muscle strengthening [3]. There are known proximal factors that influence foot pronation posture, such as the weakness of the hip and trunk muscles, and low passive torque of hip external rotators [6–8]. Therefore, strengthening the trunk and hip muscles, focusing on producing a more externally rotated and abducted hip, could decrease foot pronation during upright standing.

Muscle strengthening can modify the tissues' stiffness around a joint and modify its posture and coupled segments' posture [14] without the need for higher-cost interventions such as orthotics. Hip and trunk muscle strengthening can increase the passive torque that resists hip internal rotation [15]. This increase of hip torque may externally rotate the hip and lower limb and decrease foot pronation posture [6,16]. However, as foot alignment (e.g., varus) influences foot pronation [6,15,17,18], the effects of proximal muscle strengthening on foot posture may be mediated by foot-ankle alignment. Therefore, the potential of proximal muscle strengthening to decrease foot pronation and lower limb internal rotation postures could be influenced by the varus alignment's magnitude.

This study aimed to investigate the effects of hip and trunk muscle strengthening on hip, shank, and foot postures during upright standing. Possible distinct effects in individuals with larger and smaller foot-ankle varus alignment were investigated. In addition, the effects of strengthening on hip passive torque and the influence of foot-ankle varus on posture were also investigated. The hypothesis of this study was that the proximal strengthening would cause: more externally rotated postures of the hip and shank, and a less everted rearfoot posture. These changes would be smaller or absent in women with larger foot-ankle varus alignment. Finally, the strengthening would also increase hip passive torque, regardless of the magnitude of varus alignment.

METHODS

Participants

Fifty-six non-disabled women were included in the study (mean 22 years; standard deviation 3). The inclusion criteria were: female; age between 18 and 35 years; body mass index (BMI) less than or equal to 25 kg/m²; presence of normal range of motion of hip internal rotation (from 34° to 71°) and hip external rotation (from 25° to 56°) [19]; no history of surgery in the lower limbs and lumbopelvic complex, no musculoskeletal symptoms or injuries in the previous three months; and not practicing physical exercises in the previous three months. Only women were selected to avoid sex-related variability. The exclusion criteria were: attending to less than 80% of the training sessions; starting physical exercise during the study period; reporting pain or any discomfort during the assessments; and inability to perform the tests correctly. To guarantee that only participants with pronated rearfoot posture would participate in the study, individuals with neutral (0°) or inverted (>0°) posture of the rearfoot relative to the shank in the frontal plane were also excluded. This refers to the same kinematic analysis that will be described ahead. The convenience method for sampling was used. The participants signed an informed

consent form to participate in the study. This study was approved by the institution's Research Ethics Committee (CAAE – 0427.0.203.000-11).

The sample size was determined considering a possible moderate effect size ($f=0.3$), with a significance level of 0.05 and a desired statistical power of 0.80, and a total of approximately 58 individuals was estimated [20].

Study design

This is a non-randomized controlled experimental study, with subgroups. The sample was part of the database of a larger study. The participants were allocated in the control and intervention groups, according to their availability to enroll in the intervention protocol. The intervention group performed hip and trunk muscle strengthening, and the control group maintained their usual activities. The control and intervention groups were divided into subgroups according to the magnitude of foot-ankle varus alignment, using the 50th percentile, according to Cruz et al. (2019). The groups were matched for foot-ankle varus alignment values. First, we randomly chose the lower limb of the participants from the intervention group for assessment (drawing). Then, for the control group, the varus alignment was evaluated in both limbs and the limb that matched the varus value of a participant from the intervention group was selected for data collection. The flow diagram for each step of the study is provided in figure 1.

Procedures

Muscle strengthening protocol

Following the procedures of Araújo et al. (2017), the trunk and hip strengthening was performed in full range of motion for the following muscles: hip external rotators, gluteus medius, latissimus dorsi, oblique and rectus abdominis and quadratus lumborum, and hip and

trunk rotators and extensors in closed kinematic chain. The exercises were performed three times a week for two months. The exercise load was 70% to 80% of one maximum repetition (1RM) with three sets of eight to nine repetitions, moderate velocity (about 3 seconds for the isotonic cycle) and one-minute rest between sets [5,21]. The load evolution was 5 or 10% when the participant was able to perform three sets of nine repetitions for two consecutive sessions. At week five, eccentric training of external rotators and hip abductors was changed to 90% or 100% of 1 concentric RM.[5,21,22]. The participant's position in each exercise is shown in the figure 2 of the supplementary materials.

Evaluation of foot-ankle varus alignment

Foot-ankle alignment was measured as the forefoot-shank angle which combines midfoot inversion mobility and foot-ankle bony alignment [6,23]. The participant remained in prone position. The evaluated lower-limb joints were extended, with the foot out of the stretcher and the contralateral lower limb was in abduction and external rotation of the hip, to stabilize the pelvis. The examiner positioned the ankle of the assessed limb at 0° of dorsiflexion and ankle plantar flexion and asked the participant to maintain this position. Then, the measurement of the angle between the bisection line of the shank and a fixed nail under the metatarsal heads was performed. Three measurements were performed for analysis. This measure's intra-examiner reliability was examined, and the Intraclass Correlation Coefficient (ICC_{3,3}) was 0.93 (standard error of measurement=2.16°).

Kinematic assessment of the standing posture

The three-dimensional motion analysis system Codamotion (Charnwood Dynamics, Rothley, England) was used to assess hip, shank, foot-ankle angular positions during upright

standing, at a sampling rate of 100 Hz. The pelvis, thigh, shank and rearfoot were tracked with active tracking markers' clusters [5]. Anatomical and tracking markers were used to define a kinematic model of six degrees of freedom, as described in Araújo et al. (2017) (Figure 1 - Supplementary material).

The participant remained in standing position for five seconds. Afterwards, three collections were performed with the subtalar placed in clinical neutral position (0°) [24,25]. The Intraclass Correlation Coefficient ($ICC_{3,3}$) for the intra-examiner reliability of this procedure was 0.94. The participant's feet positions were drawn on paper during the evaluation to standardize the participants' position relative to the laboratory coordinate system and the feet positions on the floor. This paper, positioned in the same place, was used in the reevaluation. The standing posture angles' reliability was verified in a pilot study with seven subjects in two assessments with a seven-day interval. $ICC_{3,3}$ were calculated and were equal to or greater than 0.77, (Table 1).

Measurement of hip passive torque

The Biodex 3 Pro isokinetic dynamometer (Biodex Medical Systems, Shirley, USA) was used to perform three measures of hip passive torque against internal rotation movement (i.e., external rotation torque). The participant was positioned in prone, with the knee flexed at 90° , and the equipment's attachment moved the participant's hip into internal rotation, from 25° of external rotation to 25° of internal rotation, at an angular velocity of $5^\circ/s$. To ensure that the hip muscles (gluteus maximus, gluteus medius, biceps femoris, tensor fascia lata, and adductor magnus) were relaxed during the measurement, a surface electromyography system (ME6000, Mega Electronics Inc., Kuopio, Finland) was used. For further detail, see Cruz et al. (2019) and Araújo et al. (2017).

Data reduction

The average of three forefoot-shank angle measurements was used. The kinematic data were processed in the Visual3D software (C-Motion, Inc, Rockville, Maryland, USA). Initially, the data were filtered with a fourth-order Butterworth low-pass filter with a cut-off frequency of 6 Hz. The data of the relaxed posture were normalized by the standing posture with the subtalar positioned in neutral. The average values of the following variables were calculated: internal-external rotation and adduction-abduction angles of the hip (thigh angular position relative to the pelvis); shank internal-external rotation (relative to the laboratory); inversion-eversion angles of the rearfoot-shank (rearfoot angular position relative to the shank).

Hip passive torque data were extracted and processed in MATLAB software (The MathWorks Inc.). The average of the three repetitions was considered. The mean torque produced during the first 20° of hip internal rotation was calculated in Newton-meters (Nm) for each repetition.

Statistical analysis

For the baseline data, two-way ANOVA were conducted to check if the sample characteristics were different. When the interaction effect group *vs* varus alignment was significant, pre-planned contrasts (two-tailed, paired or independent t-tests) were performed for comparisons between subgroups.

Mixed analyses of variance (ANOVA) were also carried out for each variable (posture and torque), with two between-subjects effects (control and intervention groups; larger and smaller varus alignment) and one within-subject effect (pre and post-intervention condition). The group *vs* condition interaction and the group *vs* varus alignment *vs* condition interaction were considered. When the interaction effects were significant, pre-planned contrasts (two-tailed, paired or independent t-tests) were performed for comparisons between and within

subgroups. The main effect varus was also analyzed for the rearfoot-shank in the frontal plane to check the foot-ankle varus's influence on pronation posture. For all analyses, a type 1 error probability of 5% was considered. All statistical analysis was performed with SPSS Version 22.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

RESULTS

Subjects' characteristics

There were no differences across groups and subgroups for sample characteristics at baseline. The foot-ankle varus values of the larger varus subgroups were larger than the smaller varus subgroups, both within the control ($P<0.001$) and intervention ($P<0.001$) groups. Foot-ankle varus was not different between the two larger varus subgroups ($P=0.72$) or between the two smaller varus subgroups ($P=0.97$). Sample characteristics at baseline and the significance values of the group main effect and of the group vs varus interaction are shown in Table 2.

Hip passive torque

The interaction effect of group vs condition was significant ($P=0.01$) (Table 3). The pre-planned contrasts revealed that the hip passive torque increased in the intervention group after strengthening ($P=0.001$) (Table 4). In addition, individuals in the intervention group had greater hip passive torque than controls in the post-intervention condition ($P=0.016$) (Table 4). However, there were no differences in passive torque between the foot-ankle varus subgroups ($P=0.64$) (Table 3). In addition, there were no differences between the intervention and control groups at baseline ($P=0.60$) (Table 4).

Standing posture

The group *vs* condition interaction effect for all postural variables was not significant ($P \geq 0.06$) (Table 3). The interaction effect of group *vs* condition *vs* varus alignment was significant for the rearfoot-shank eversion posture ($P=0.04$) (Table 3). The pre-planned contrasts showed that the eversion posture of the rearfoot-shank reduced in the subgroup with smaller varus ($P=0.02$) after the intervention (Table 5). In addition, in the post-intervention condition, individuals with smaller varus of the intervention group had less everted posture than the smaller varus individuals in the control group ($P=0.03$) (Table 5). In contrast, there were no differences in the pre-post strengthening comparison in the larger varus subgroup of the intervention group for the rearfoot-shank eversion posture ($P=0.21$), and between the subgroups of the control group ($P \geq 0.19$) (Table 5). There were no differences for the interaction effects of group *vs* condition *vs* varus alignment for the other postural variables analyzed (Table 3).

Regarding the influence of foot ankle varus on foot posture, women with larger varus alignment had greater rearfoot eversion posture (-6.85° ; SD 2.68) compared to women with smaller varus alignment (-5.32° ; SD 2.68) ($P=0.05$; effect size $f=0.30$).

DISCUSSION

Hip and trunk muscle strengthening reduced rearfoot eversion posture only in women with smaller foot-ankle varus. This intervention also increased hip passive torque in all participants of the intervention group, independently of the foot-ankle varus alignment. These findings suggest that the increase in hip passive torque caused by the trunk and hip strengthening was able to affect rearfoot posture only in women with smaller foot-ankle varus, which is in accordance with our hypotheses. This result indicates that the magnitude of varus alignment influences the change in the foot-ankle posture caused by a proximal muscle strengthening protocol.

The participants with larger foot-ankle varus had larger rearfoot eversion posture (i.e. larger foot pronation) [6,15,17]. The absence of changes in participants with larger varus after the proximal muscle strengthening suggests that the influence of the varus alignment on foot posture was predominant compared to the hip's soft tissue influence. Therefore, medially posted foot orthoses may be required to reduce foot pronation posture in individuals with large varus alignment [26,27]. Besides, since the measure of foot-ankle varus reflects passive midfoot stiffness (and not only bone alignment) [28], strengthening of intrinsic foot muscles and the use of insoles that add torsional stiffness to the foot [29] may also be indicated. Sánchez-Rodríguez et al. (2020) demonstrated that strengthening the intrinsic foot muscles, and hip and trunk muscles, reduced pronation as measured with the Foot Posture Index (FPI) in people with pronated feet. In addition, other studies demonstrated that the isolated strengthening of the foot muscles was also able to reduce pronation posture [1,30].

The trunk and hip strengthening reduced rearfoot eversion posture relative to the shank by 1.73° in the small varus subgroup. Levinger and Gilleard (2004) demonstrated that individuals with patellofemoral syndrome had 2.58° more rearfoot eversion than controls [31]. Therefore, the effect of the strengthening on rearfoot posture found in the present study corresponds to 67% of the magnitude of the difference between individuals with patellofemoral syndrome and controls found by Levinger and Gilleard (2004). In addition, Bennett et al. (2001) demonstrated that runners who developed medial tibial stress syndrome had 1.8° more rearfoot eversion than runners who did not develop this condition, which is close to the size of the effect of the strengthening on rearfoot posture. Therefore, the magnitude of the eversion reduction observed in the present study points to potential clinically relevant effects of trunk and hip muscle strengthening on foot posture.

Considering known kinematic couplings among the lower limb segments [33–35], we expected that the foot-ankle posture change observed in women with small varus would be

coupled to other postural changes. More specifically, the reduction in rearfoot eversion would be coupled to decrease in shank internal rotation and in adduction and internal rotation of the hip, which, however, were not observed. Given that weight-bearing rearfoot angle in the frontal plane is coupled to shank and hip angles in the frontal and transverse planes [34,35], rearfoot eversion reduction could be coupled to a combination of smaller, statistically non-significant magnitudes of shank and hip external rotations and hip abduction (Effect Sizes f : 0.01, 0.16 and 0.01, respectively) (Tables 3 and Table 1 –Supplementary material). Although this is speculative at this point, small magnitudes of shank and femur external rotation and femur abduction differences might not have been detected due to the limitation of using skin markers to track lower limb posture in the transverse plane and thigh posture associated to the more pronounced soft tissue artifacts [36].

The limitations of this study should be indicated. Regarding internal validity, the non-randomized convenience allocation to the intervention and control groups may have biased the study [37]. However, the participants were unaware that postural changes could occur, and which changes could occur, which prevents important bias related to the non-randomized group allocation. Regarding external validity, one limitation is the fact that the study included only female and asymptomatic subjects, which reduces the findings' generalization.

The present findings, along with findings from previous research, demonstrated that foot kinematics is dependent on the interaction between proximal and distal biomechanical factors [6–8]. The efficacy of a proximal intervention to reduce rearfoot eversion depends on the foot-ankle varus alignment. Analogous results were observed for muscle strengthening focused on reducing the pelvic drop in walking [15]. These findings point to the need to consider individual characteristics, such as the magnitude of foot-ankle varus alignment, before choosing an intervention to change lower limb posture.

CONCLUSION

Hip and trunk muscle strengthening resulted in reduced rearfoot eversion posture, exclusively in women with smaller foot-ankle varus alignment. Effects of proximal muscle strengthening on foot posture are dependent on the magnitude of varus alignment. Foot-ankle varus alignment should be considered when the goal is to reduce rearfoot eversion posture by proximal muscle strengthening.

REFERENCES

- [1] K. Okamura, K. Fukuda, S. Oki, T. Ono, S. Tanaka, Effects of plantar intrinsic foot muscle strengthening exercise on static and dynamic foot kinematics: A pilot randomized controlled single-blind trial in individuals with pes planus, *Gait Posture*. 75 (2020) 40–45. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.09.030>.
- [2] K.R. Snyder, J.E. Earl, K.M. O'Connor, K.T. Ebersole, Resistance training is accompanied by increases in hip strength and changes in lower extremity biomechanics during running, *Clin. Biomech.* 24 (2009) 26–34. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.09.009>.
- [3] R. Sánchez-Rodríguez, S. Valle-Estévez, P. Fraile-García, A. Martínez-Nova, B. Gómez-Martín, E. Escamilla-Martínez, Modification of Pronated Foot Posture after a Program of Therapeutic Exercises, *Int. J. Environ. Res. Public Heal. Artic.* 17 (2020) 1–8. <https://doi.org/10.3390/ijerph17228406>.
- [4] Y.M. Goo, D.Y. Kim, T.H. Kim, The effects of hip external rotator exercises and toe-spread exercises on lower extremity muscle activities during stair-walking in subjects with pronated foot, *J. Phys. Ther. Sci.* 28 (2016) 816–819. <https://doi.org/10.1589/jpts.28.816>.

- [5] V.L. Araújo, T.R. Souza, V.O. do C. Carvalhais, A.C. Cruz, S.T. Fonseca, Effects of hip and trunk muscle strengthening on hip function and lower limb kinematics during step-down task, *Clin. Biomech.* 44 (2017) 28–35. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2017.02.012>.
- [6] T.R. Souza, M.C. Mancini, V.L. Araújo, V.O.C. Carvalhais, J.M. Ocarino, P.L. Silva, S.T. Fonseca, Clinical measures of hip and foot-ankle mechanics as predictors of rearfoot motion and posture, *Man. Ther.* 19 (2014) 379–385. <https://doi.org/10.1016/j.math.2013.10.003>.
- [7] F.F. Elataar, S.F. Abdelmajeed, N.M.N. Abdellatif, M.M. Mohammed, Core muscles' endurance in flexible flatfeet: A cross-sectional study, *J. Musculoskelet. Neuronal Interact.* 20 (2020) 404–410.
- [8] J.H. Hollman, K.E. Kolbeck, J.L. Hitchcock, J.W. Koverman, D.A. Krause, Correlations between hip strength and static foot and knee posture, *J. Sport Rehabil.* 15 (2006) 12–23. <https://doi.org/10.1123/jsr.15.1.12>.
- [9] T.B. Cardoso, J.M. Ocarino, C.C. Fajardo, B.D.C. Paes, T.R. Souza, S.T. Fonseca, R.A. Resende, Hip external rotation stiffness and midfoot passive mechanical resistance are associated with lower limb movement in the frontal and transverse planes during gait, *Gait Posture.* 76 (2020) 305–310. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.12.030>.
- [10] Y. Kosashvili, T. Fridman, D. Backstein, O. Safir, Y.B. Ziv, The Correlation Between Pes Planus and Anterior Knee or Intermittent Low, *FOOT ANKLE Int.* 29 (2008) 910–913. <https://doi.org/10.3113/FAI.2008.0910>.
- [11] T.J. Hagedorn, A.B. Dufour, J.L. Riskowski, H.J. Hillstrom, H.B. Menz, V.A. Casey, M.T. Hannan, Foot Disorders, Foot Posture, and Foot Function: The Framingham Foot Study, *PLoS One.* 8 (2013) 1–7. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0074364>.
- [12] L.E. Cain, L.L. Nicholson, R.D. Adams, J. Burns, Foot morphology and foot/ankle injury

- in indoor football, *J. Sci. Med. Sport.* 10 (2007) 311–319.
<https://doi.org/10.1016/j.jsams.2006.07.012>.
- [13] J. Burns, B.P. Hons, A. Keenan, B. Pod, A. Redmond, Foot Type and Overuse Injury in Triathletes, *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.* 95 (2005) 235–241.
- [14] J.M. Ocarino, S.T. Fonseca, P.L.P. Silva, M.C. Mancini, G.G.P. Gonçalves, Alterations of stiffness and resting position of the elbow joint following flexors resistance training, *Man. Ther.* 13 (2008) 411–418. <https://doi.org/10.1016/j.math.2007.03.009>.
- [15] A.D.C. Cruz, S.T. Fonseca, V.L. Araújo, S. Carvalho, L.D. Barsante, V.A. Pinto, T.R. Souza, Pelvic Drop Changes due to Proximal Muscle Strengthening Depend on Foot-Ankle Varus Alignment, *Appl. Bionics Biomech.* 2019 (2019) 1–12.
<https://doi.org/10.1155/2019/2018059>.
- [16] T.R. Souza, V.L. Araújo, P.L. Silva, V.O. do C. Carvalhais, R.A. Resende, S.T. Fonseca, External rotation elastic bands at the lower limb decrease rearfoot eversion during walking: a preliminary proof of concept, *Braz J Phys Ther.* 20 (2016) 571–579.
<https://doi.org/10.1590/bjpt-rbf.2014.0194>.
- [17] V.L. Araújo, T.R.T. Santos, A. Khuu, C.L. Lewis, T.R. Souza, K.G. Holt, S.T. Fonseca, The effects of small and large varus alignment of the foot-ankle complex on lower limb kinematics and kinetics during walking: A cross-sectional study, *Musculoskelet. Sci. Pract.* 47 (2020) 1–8. <https://doi.org/10.1016/j.msksp.2020.102149>.
- [18] R.S. Silva, A.L.G. Ferreira, M. Veronese, F. V. Serrão, Forefoot Varus Predicts Subtalar Hyperpronation in Young People, *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.* 104 (2014) 594–600.
- [19] S. Svenningsen, T. Terjesen, M. Auflem, V. Berg, Hip motion related to age and sex, *Acta Orthop. Scand.* 60 (1989) 97–100. <https://doi.org/10.3109/17453678909150103>.
- [20] F. Faul, E. Erdfelder, A.G. Lang, A. Buchner, G*Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences, *Behav. Res.*

- Methods. 39 (2007) 175–191. <https://doi.org/10.3758/BF03193146>.
- [21] N.A. Ratamess, B.A. Alvar, T.K. Evetoch, T.J. Housh, W. Ben Kibler, W.J. Kraemer, N.T. Triplett, Progression Models in Resistance Training for Healthy Adults, *Med. Sci. Sport. Exerc. By Am. Coll. Sport. Med.* 41 (2009) 687–708. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181915670>.
- [22] A. Martin, L. Martin, B. Morion, Changes induced by eccentric training on force-velocity relationships of the elbow flexor muscles, *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* 72 (1995) 183–185. <https://doi.org/10.1007/BF00964136>.
- [23] L.D.M. Mendonça, N.F.N. Bittencourt, G.M. Amaral, L.S. Diniz, T.R. Souza, S.T. da Fonseca, A quick and reliable procedure for assessing foot alignment in athletes., *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.* 103 (2013) 405–410. <https://doi.org/10.7547/1030405>.
- [24] K.E. Sell, T.M. Verity, T.W. Worrell, B.J. Pease, J. Wigglesworth, Two Measurement Techniques for Assessing Subtalar Joint Position: A Reliability Study, *J. Orthop. Sport. Phys. Ther.* 19 (1994) 162–167. <https://doi.org/10.2519 / jospt.1994.19.3.162>.
- [25] J.R. Houck, J.M. Tome, D.A. Nawoczenski, Subtalar neutral position as an offset for a kinematic model of the foot during walking, *Gait Posture.* 28 (2008) 29–37. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.09.008>.
- [26] B. Vicenzino, S.R. Griffiths, L.A. Griffiths, A. Hadley, Effect of antipronation tape and temporary orthotic on vertical navicular height before and after exercise, *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 30 (2000) 333–339. <https://doi.org/10.2519/jospt.2000.30.6.333>.
- [27] J.M. Genova, M.T. Gross, Effect of foot orthotics on calcaneal eversion during standing and treadmill walking for subjects with abnormal pronation, *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 30 (2000) 664–675. <https://doi.org/10.2519/jospt.2000.30.11.664>.
- [28] B.D. da C. Paes, R.A. Resende, R.B. Gomes, B.A. Gontijo, F.A. Magalhães, J. de M. Ocarino, S.T. Fonseca, T.R. Souza, The clinical measure of forefoot-shank alignment

- partially reflects mechanical properties of the midfoot joint complex, *Musculoskelet. Sci. Pract.* 42 (2019) 98–103. <https://doi.org/10.1016/j.msksp.2019.04.016>.
- [29] V.L. Araújo, T.R. Souza, F.A. Magalhães, T.R.T. Santos, K.G. Holt, S.T. Fonseca, Effects of a foot orthosis inspired by the concept of a twisted osteoligamentous plate on the kinematics of foot-ankle complex during walking: A proof of concept, *J. Biomech.* 93 (2019) 118–125. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.06.020>.
- [30] M. Pabón-Carrasco, A. Castro-Méndez, S. Vilar-Palomo, A.M. Jiménez-Cebrián, I. García-Paya, I.C.P.-T. Palomo-Toucedo, Randomized Clinical Trial: The Effect of Exercise of the Intrinsic Muscle on Foot Pronation, *Int. J. Environ. Res. Public Heal. Artic.* 17 (2020) 1–11. <https://doi.org/10.3390/ijerph17134882>.
- [31] P. Levinger, W. Gilleard, An evaluation of the rearfoot posture in individuals with patellofemoral pain syndrome, *J. Sport. Sci. Med.* 3 (2004) 8–14.
- [32] E. Bennett, I. Msp, B. Pluemer, A. Pentel, M. Seaton, C. Killian, Factors Contributing to the Development of Medial Tibial Stress Syndrome in, *J. Orthop. Sport. Phys. Ther.* 31 (2001) 504–510. <https://doi.org/10.2519 / jospt.2001.31.9.504>.
- [33] S. Khamis, Z. Yizhar, Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position, *Gait Posture.* 25 (2007) 127–134. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.02.005>.
- [34] T.R. Souza, R.Z. Pinto, R.G. Trede, R.N. Kirkwood, S.T. Fonseca, Temporal couplings between rearfoot-shank complex and hip joint during walking, *Clin. Biomech.* 25 (2010) 745–748. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.04.012>.
- [35] H. Tateuchi, O. Wada, N. Ichihashi, Effects of calcaneal eversion on three-dimensional kinematics of the hip , pelvis and thorax in unilateral weight bearing, *Hum. Mov. Sci.* 30 (2011) 566–573. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2010.11.011>.
- [36] A.G. Schache, R. Baker, L.W. Lamoreux, Influence of thigh cluster configuration on the

estimation of hip axial rotation, *Gait Posture*. 27 (2008) 60–69.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.01.002>.

- [37] L.G. Portney, *Foundations of Clinical Research - Applications to Evidence-Based Practice*, 4th ed., Boston, Massachusetts, 2020.

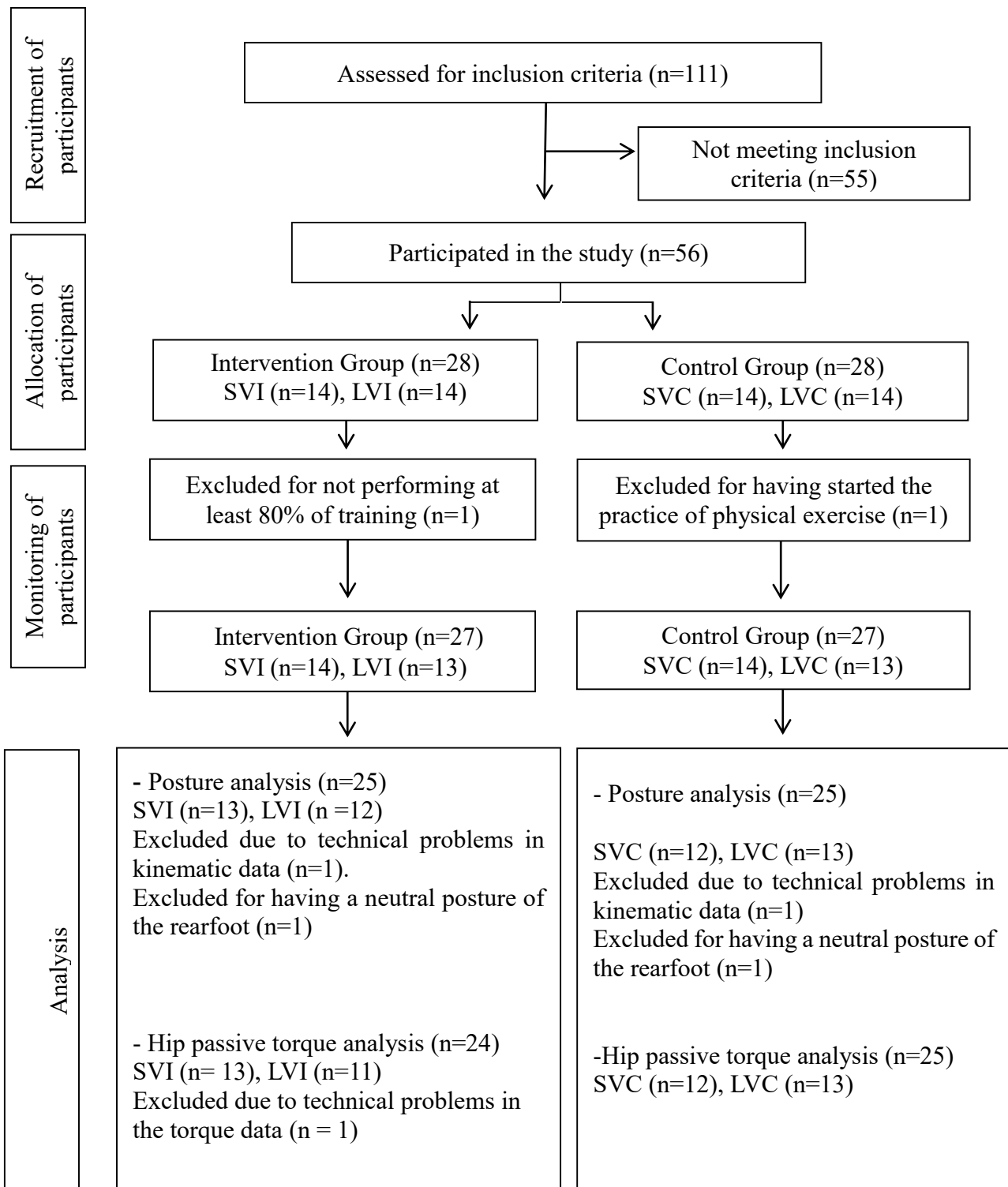


Figure 1- Flow diagram for each step of the study. SVI: smaller varus in the intervention group; LVI: larger varus in the intervention group; SVC: smaller varus in the control group; LVC: larger varus in the control group.

Table 1- ICC_{3,3} for reliability of the mean posture

Variables	Motion plane	ICC _{3,3}	SEM
Hip	Frontal	0.77	0.33°
	Transverse	0.80	1.68°
Shank	Transverse	0.84	1.17°
Rearfoot-shank	Frontal	0.84	1.23°

ICC: intraclass correlation coefficients; SEM: Standard Error of Measurement.

Table 2- Mean and standard deviation of the characteristics of the groups and subgroups at baseline.

Groups and Subgroups	Intervention	Control	<i>P</i>	SVI	LVI	SVC	LVC	<i>P</i>
Age (years)	22 (4)	22 (2)	0.30	21 (3)	23 (4)	22 (2)	21 (2)	0.12
BMI (Kg/m ²)	20.97 (1.84)	19.97 (2.04)	0.08	20.80 (1.57)	21.15 (2.15)	20.35 (1.99)	19.63 (2.10)	0.34
Foot-ankle varus alignment (°)	13.72 (8.18)	13.44 (7.91)	0.91	9.51 (4.45)	22.09 (4.90)	9.44 (4.17)	21.46 (3.80)	<0.001*
Hip Frontal Posture (°)	0.04 (1.09)	-0.20 (0.99)	0.43	0.19 (0.52)	-0.11 (1.50)	-0.28 (0.99)	-0.12 (1.03)	0.45
Hip Transverse Posture (°)	3.06 (3.15)	2.40 (2.85)	0.43	2.65 (1.86)	3.50 (4.18)	2.21 (3.37)	2.57 (2.41)	0.78
Shank Transverse Posture (°)	6.25 (2.83)	6.88 (2.71)	0.44	5.68 (2.20)	6.87 (3.38)	7.03 (2.81)	6.75 (2.72)	0.36
Rearfoot-shank Frontal Posture (°)	-6.00 (3.28)	-6.65 (2.42)	0.45	-5.07 (2.54)	-7.01 (3.77)	-6.78 (2.22)	-6.52 (2.67)	0.18
Hip Passive Torque (Nm)	1.24 (0.57)	1.14 (0.78)	0.60	1.22 (0.51)	1.28 (0.66)	1.09 (1.03)	1.19 (0.48)	0.92

* $P \leq 0.05$; BMI: body mass index; Kg/m²: kilograms divided by height in square meters; (°): degrees; Nm: Newton-meter; SVI: smaller varus in the intervention group; LVI: larger varus in the intervention group; SVC: smaller varus in the control group; LVC: larger varus in the control group.

Table 3- ANOVA interactions.

Variables	Group vs Condition				Group vs Condition vs Varus alignment			
	<i>P</i>	F	Effect Size (f)	Power	<i>P</i>	F	Effect Size (f)	Power
Hip Frontal	0.06	3.68	0.28	0.48	0.98	0.001	0.01	0.05
Hip Transverse	0.37	0.81	0.13	0.15	0.28	1.20	0.16	0.12
Shank Transverse	0.53	0.41	0.01	0.01	0.90	0.02	0.01	0.05
Rearfoot-shank Frontal	0.62	0.25	0.07	0.08	0.04*	4.41	0.31	0.37
Hip Passive Torque	0.01*	7.46	0.41	0.78	0.64	0.23	0.07	0.06

* $P \leq 0.05$; F: F-value for the interaction in mixed ANOVA. Effect Size f: effect size computed as the partial eta squared.

Table 4- Means, standard deviations, and pre- vs post-strengthening contrasts of the hip passive torque for the intervention and control groups.

Contrasts	Groups	Condition	Passive torque	<i>P</i>	t	Effect Size Cohen's d	Power
			(Nm) Mean (SD)				
Within Groups	Intervention	Pre	1.24 (0.57)	0.001*	-3.88	0.79	0.96
		Post	1.56 (0.66)				
	Control	Pre	1.14 (0.78)	0.59	0.55	0.11	0.08
		Post	1.08 (0.69)				
Between Groups	Intervention	Pre	1.24 (0.57)	0.60	0.52	0.15	0.08
	Control	Pre	1.14 (0.78)				
	Intervention	Post	1.56 (0.66)	0.016*	2.49	0.71	0.69
	Control	Post	1.08 (0.69)				

SD: standard deviation; Nm: Newton-meter; t: t-value for the t-test.* $P \leq 0.05$

Table 5- Means, standard deviations, and pre- vs post-strengthening contrasts of the rearfoot-shank posture for the varus alignment subgroups.

Contrasts	Subgroups	Condition	Mean (SD)	<i>P</i>	<i>t</i>	<i>d</i>	Power
Within subgroups	SVI	Pre	-5.07° (2.54°)	0.02*	-2.59	0.88	0.83
		Post	-3.34° (3.12°)				
	LVI	Pre	-7.01° (3.77°)	0.21	1.33	0.38	0.23
		Post	-8.00° (2.69°)				
	SVC	Pre	-6.78° (2.22°)	0.31	-1.06	0.31	0.16
		Post	-6.09° (2.80°)				
	LVC	Pre	-6.52° (2.67°)	0.19	-1.40	0.39	0.25
		Post	-5.85° (3.17°)				
Between subgroups	SVI	Pre	-5.07° (2.54°)	0.09	1.79	0.72	0.40
	SVC	Pre	-6.78° (2.22°)				
	SVI	Post	-3.34° (3.12°)	0.03*	2.31	0.93	0.60
	SVC	Post	-6.09° (2.80°)				
	LVI	Pre	-7.01° (3.77°)	0.71	-0.38	0.15	0.06
	LVC	Pre	-6.52° (2.67°)				
	LVI	Post	-8.00° (2.69°)	0.08	-1.83	0.73	0.42
	LVC	Post	-5.85° (3.17°)				

SD: standard deviation; *t*: *t*-value for the *t*-test; SVI: smaller varus intervention; LVI: larger varus intervention; SVC: smaller varus control; LVC: larger varus control; *d*: Cohen's *d* effect size; *significant difference ($P \leq 0.05$). Negative values correspond to everted posture.

Supplementary Materials

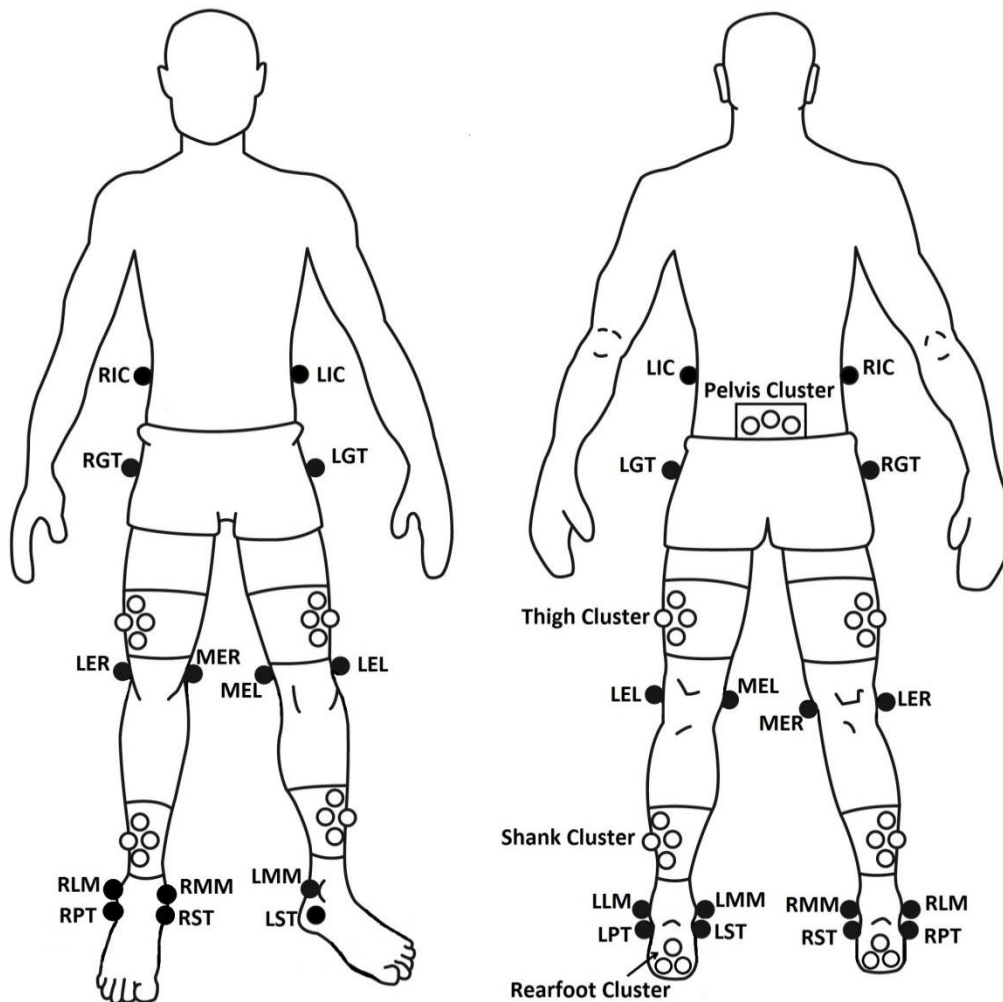


Figure 1- Clusters with tracking markers for the pelvis, thigh, shank and rearfoot. The white circles represent the tracking markers, and the black markers represent the anatomical markers of the anatomical model. RIC = right iliac crest; LIC = left iliac crest; RGT = right great trochanter; LGT = left great trochanter; LER = lateral epicondyle of the right femur; LEL = lateral epicondyle of the left femur; MER = medial epicondyle of the right femur; MEL = medial epicondyle of the left femur; RLM = right lateral malleolus; LLM = left lateral malleolus; RMM = right medial malleolus; LMM = left medial malleolus; RPT = right peroneal tuberosity; LPT = left peroneal tuberosity; RST = right sustentaculum tali; LST = left sustentaculum tali.

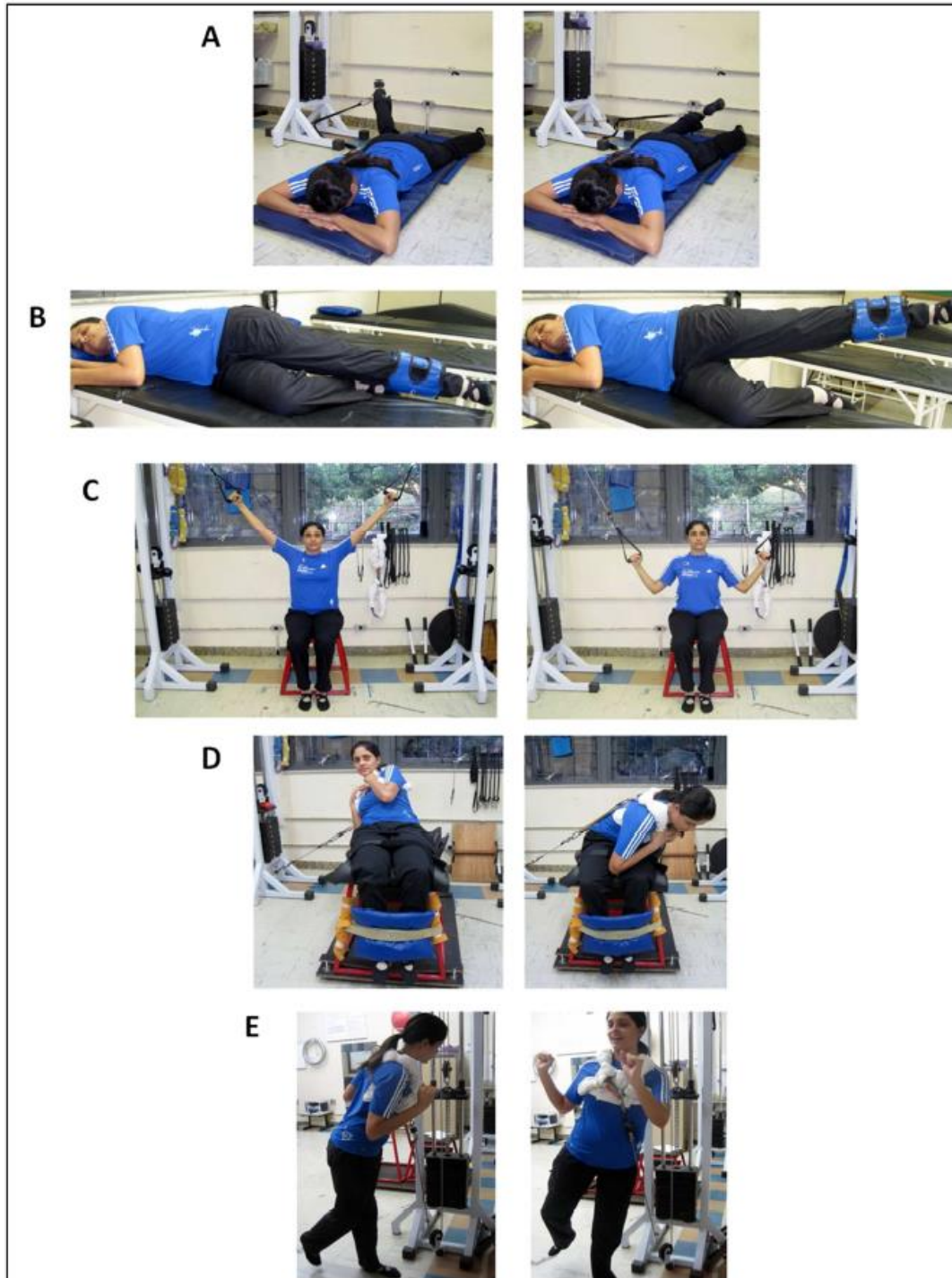


Figure 2: Bilateral isotonic strengthening was performed for the following muscles: (a) hip external rotators, (b) gluteus medius, (c) latissimus dorsi, (d) oblique and rectus abdominis and quadratus lumborum, and (e) hip and trunk rotators and extensors in closed kinematic chain.

Table 1- Means and standard deviations of control and intervention groups and varus subgroups in pre and post-intervention conditions.
SD: standard deviation; (°): degrees; Nm: Newton-mete

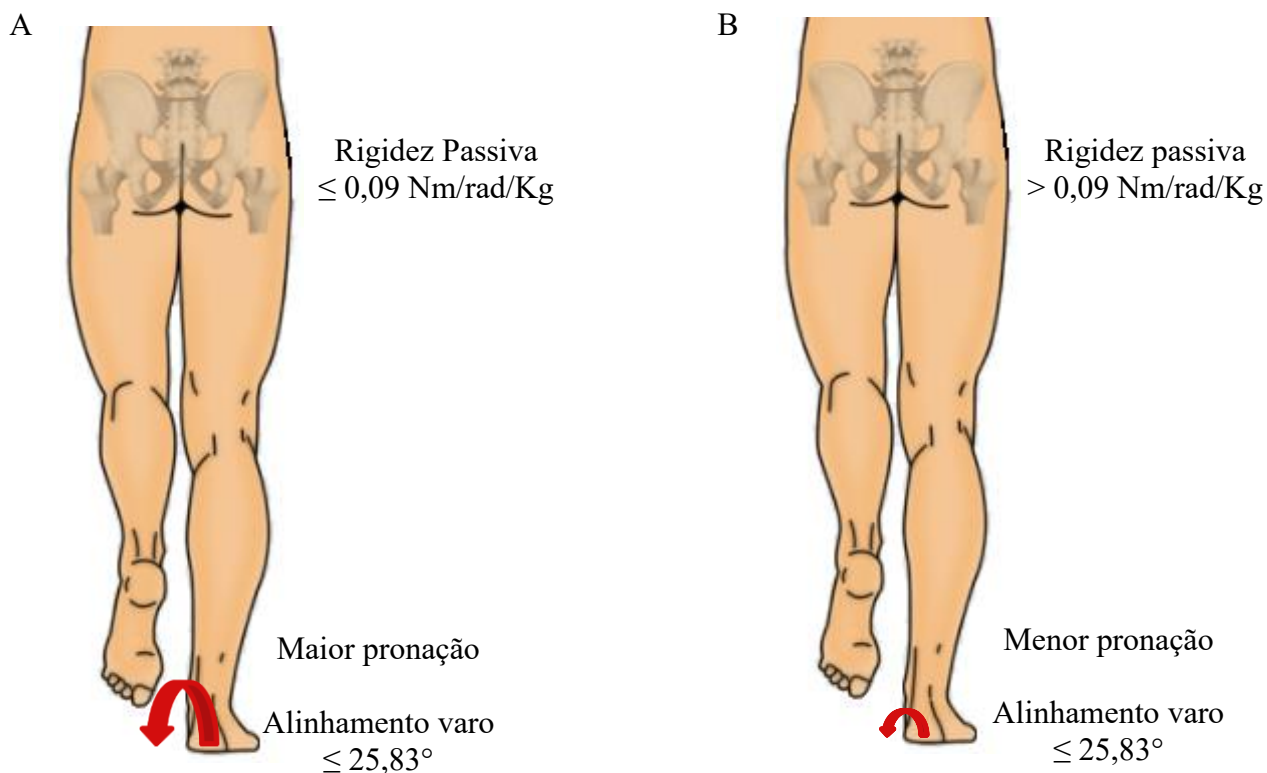
Group and Subgroups	Condition	Hip Frontal (°)	Hip Transverse (°)	Shank Transverse (°)	Rearfoot-shank Frontal (°)	Hip Passive Torque (Nm)
		Mean (SD)	Mean (SD)	Mean (SD)	Mean (SD)	Mean (SD)
Intervention	Pre-intervention	0.04 (1.09)	3.06 (3.15)	6.25 (2.83)	-6.00 (3.28)	1.24 (0.57)
	Post-intervention	-0.10 (0.75)	2.33 (2.71)	5.15 (3.18)	-5.58 (3.72)	1.56 (0.66)
Control	Pre-intervention	-0.20 (0.99)	2.40 (2.85)	6.88 (2.71)	-6.65 (2.42)	1.14 (0.78)
	Post-intervention	0.23 (0.82)	2.45 (2.83)	6.39 (2.82)	-5.96 (2.94)	1.08 (0.69)
SVI	Pre-intervention	0.19 (0.52)	2.65 (1.86)	5.68 (2.20)	-5.07 (2.54)	1.22 (0.51)
	Post-intervention	0.13 (0.44)	1.68 (1.61)	3.96 (3.27)	-3.34 (3.12)	1.49 (0.55)
LVI	Pre-intervention	-0.11 (1.50)	3.50 (4.18)	6.87 (3.38)	-7.01 (3.77)	1.28 (0.66)
	Post-intervention	-0.35 (0.95)	3.03 (3.49)	6.44 (2.62)	-8.00 (2.69)	1.66 (0.79)
SVC	Pre-intervention	-0.28 (0.99)	2.21 (3.37)	7.03 (2.81)	-6.78 (2.22)	1.09 (1.03)
	Post-intervention	0.25 (0.87)	3.00 (2.14)	5.76 (3.00)	-6.09 (2.80)	1.04 (0.80)
LVC	Pre-intervention	-0.12 (1.03)	2.57 (2.41)	6.75 (2.72)	-6.52 (2.67)	1.19 (0.48)
	Post-intervention	0.22 (0.81)	1.93 (3.34)	6.97 (2.63)	-5.85 (3.17)	1.12 (0.61)

4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os resultados dessa tese demonstraram que a magnitude de pronação na marcha e na postura ortostática é influenciada por fatores biomecânicos proximais e distais. No estudo 1, foi identificado que fatores biomecânicos do quadril (força excêntrica de rotadores laterais e rigidez passiva do quadril à rotação medial) e do tornozelo-pé (alinhamento varo e ângulo de abdução do pé) interagem de forma não linear e predizem maior e menor pronação durante a marcha. A análise permitiu a identificação de perfis/subgrupos de mulheres com maior e menor magnitude de pronação que apresentavam valores semelhantes desses fatores biomecânicos, através dos pontos de corte. No estudo 2, foi identificado que a redução da pronação na postura ortostática provocada pelo fortalecimento muscular do quadril e tronco em mulheres é influenciada pela magnitude do alinhamento varo do tornozelo-pé.

Para discutir melhor sobre essas interações no estudo 1, podemos destacar os perfis dos nodos 3 e 4 da árvore de predição do pico de pronação representados pela figura 4A e 4B, respectivamente. Observamos que 100% das mulheres com maior pico de pronação durante a marcha no nodo 3 apresentaram alinhamento varo $\leq 25,83^\circ$ e rigidez passiva do quadril $\leq 0,09$ Nm/rad/kg (Figura 4-A) e no nodo 4, 62% das mulheres com menor pico de pronação apresentaram alinhamento varo $\leq 25,83^\circ$ e rigidez passiva do quadril $>0,09$ Nm/rad/Kg (Figura 4-B). A partir da análise desses dois perfis da Figura 4 podemos identificar uma relação não linear entre o alinhamento varo e o pico de pronação, pois para o mesmo ponto de corte do alinhamento varo do tornozelo-pé ($\leq 25,83^\circ$) algumas mulheres apresentaram maior pronação e outras menor pronação, dependendo da magnitude da rigidez passiva do quadril. Dessa forma, conseguimos identificar que a magnitude do pico de pronação não dependeu apenas de um fator distal (alinhamento varo do tornozelo-pé), mas também de um fator proximal (rigidez do quadril à rotação medial) e, além disso, dependeu da magnitude desse fator proximal.

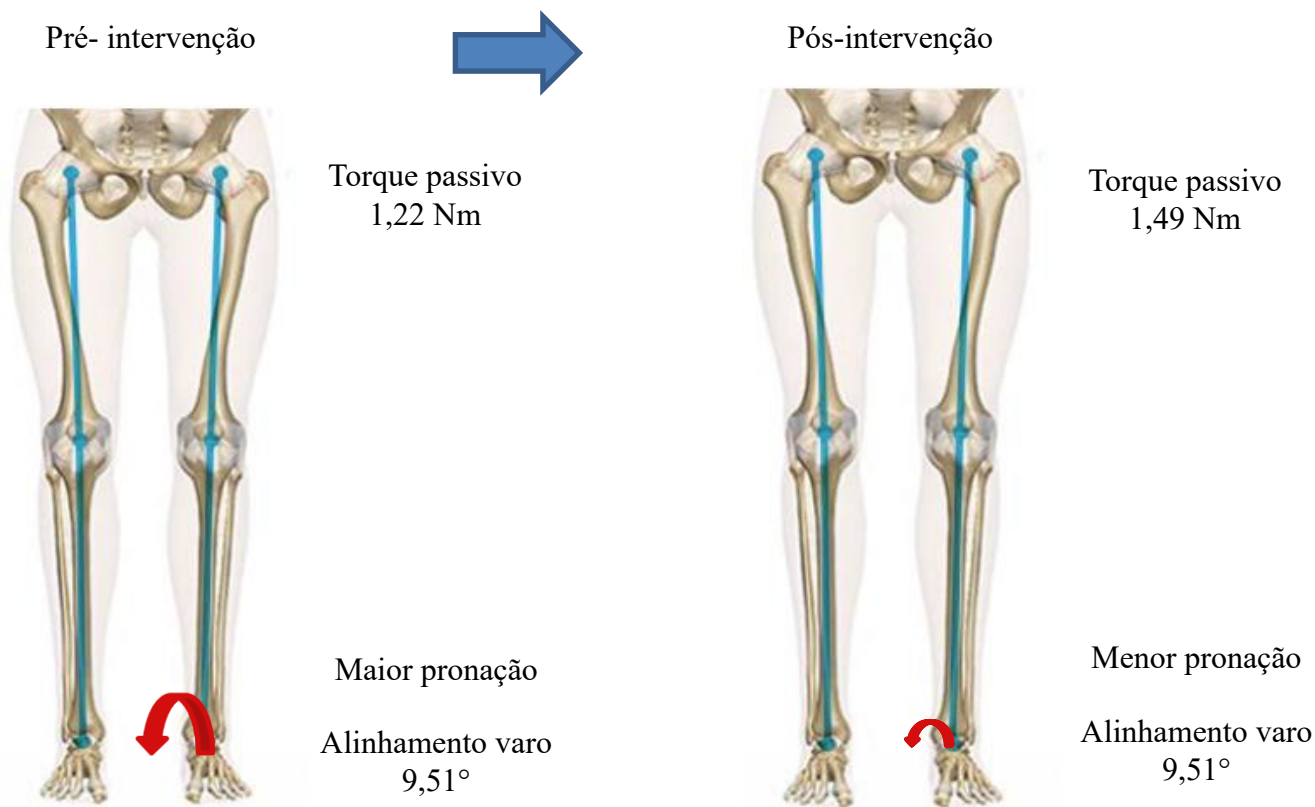
Figura 4 - Perfis dos nodos 3 e 4 da árvore de predição do pico de pronação. A- perfil do nodo 3 com maior pico pronação indicada pela seta vermelha de tamanho maior. B- perfil do nodo 4 com menor pico pronação indicada pela seta vermelha de tamanho menor.



O estudo 2 identificou que o fortalecimento do quadril e do tronco aumentou o torque passivo do quadril de forma semelhante entre os subgrupos de menor e de maior alinhamento varo do tornozelo-pé. Porém somente as mulheres do subgrupo de menor alinhamento varo reduziram a magnitude de pronação na postura ortostática. Com os valores médios de pronação e os valores médios dos fatores biomecânicos (alinhamento varo e torque passivo do quadril à rotação medial) conseguimos descrever melhor esses subgrupos.

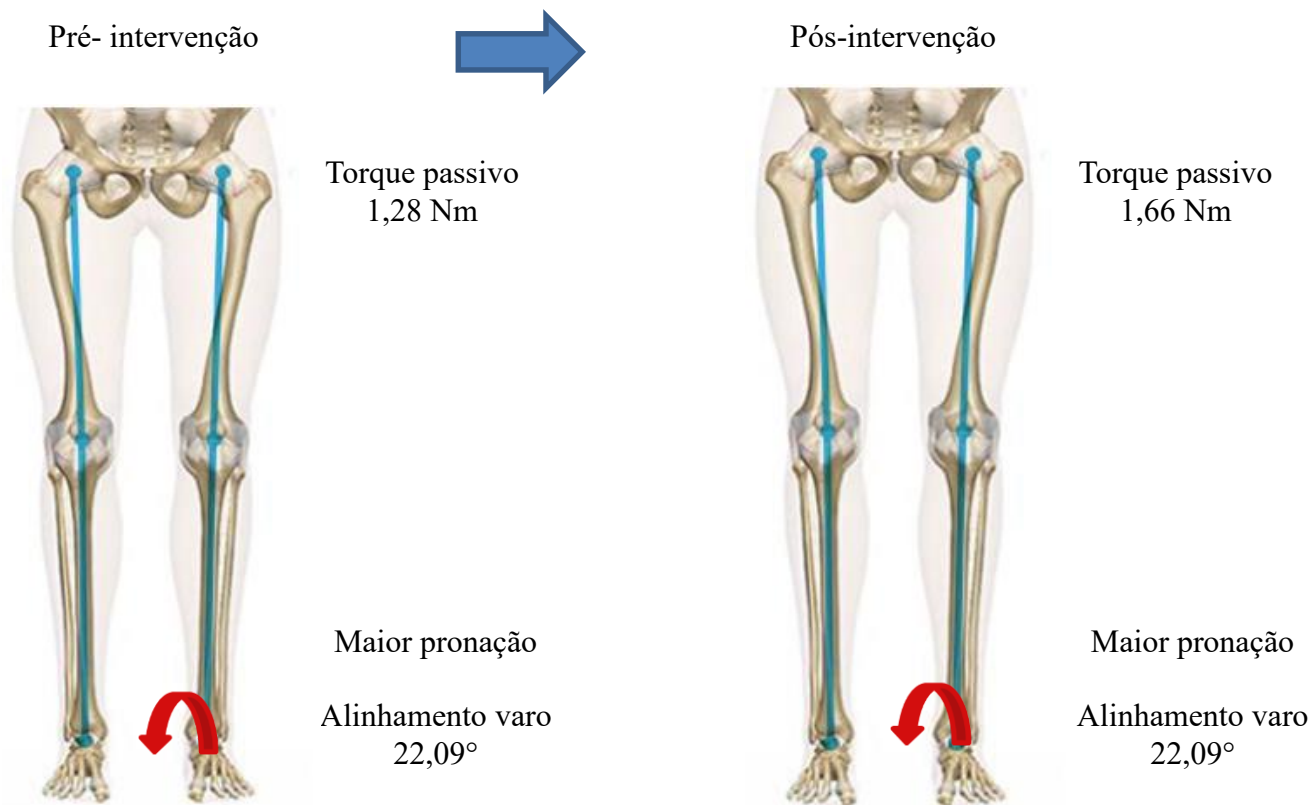
A Figura 5 demonstra o subgrupo de menor alinhamento varo antes e após a intervenção. Essas mulheres apresentaram alinhamento varo (entre $1,0^\circ$ e $14,00^\circ$; média $9,51^\circ$) e torque passivo médio de $1,22 \text{ Nm}$ no momento pré-intervenção e $1,49 \text{ Nm}$ no momento pós-intervenção. Após o fortalecimento muscular ocorreu um aumento médio $0,27 \text{ Nm}$ no torque passivo e uma redução de $1,73^\circ$ da pronação do tornozelo-pé na postura ortostática, representado na figura abaixo pela seta vermelha menor.

Figura 5- Subgrupo de menor alinhamento varo antes e após a intervenção. O tamanho da seta vermelha indica a magnitude de pronação do pé, mostrando que após a intervenção a pronação do pé reduziu.



Já no subgrupo de mulheres com maior alinhamento varo (entre $14,33^\circ$ e $30,66^\circ$; média $22,09^\circ$) identificamos que no momento pré-intervenção a média do torque passivo passou de 1,28 Nm para 1,66 Nm no momento pós-intervenção (Figura 6). Mesmo diante de um aumento médio de 0,38 Nm no torque passivo, as mulheres do subgrupo de maior alinhamento varo não apresentaram mudanças significativas na pronação na postura ortostática, representado pela seta vermelha maior.

Figura 6- Subgrupo de maior alinhamento varo antes e após a intervenção. O tamanho da seta vermelha indica a magnitude de pronação do pé, mostrando que após a intervenção a pronação do pé não modificou.



A partir dessas análises, podemos concluir que o estudo 2 foi capaz de identificar a influência de fatores proximais e distais sobre a pronação na postura ortostática, pois mesmo diante de um mesmo valor de alinhamento varo ($9,51^\circ$) nas condições pré e pós-intervenção a pronação modificou, dependendo da magnitude do torque passivo à rotação medial do quadril. Considerando a característica não linear das interações entre os fatores biomecânicos proximais e distais, podemos hipotetizar que aumentos maiores do que $0,38\text{Nm}$ de torque passivo em mulheres com maior alinhamento varo (Figura 6) poderia reduzir a pronação do tornozelo-pé. Futuros estudos de intervenção podem utilizar os valores de alinhamento varo e os valores atingidos de torque passivo do quadril após o fortalecimento muscular do estudo 2 para direcionar novas questões clínicas. Por exemplo, o fortalecimento do quadril e do tronco realizados com um tempo ou volume de treinamento maior poderia reduzir a pronação em indivíduos com maior alinhamento varo?

Podemos concluir que ambos os estudos identificaram a influência de fatores

biomecânicos proximais e distais sobre a pronação do tornozelo-pé na marcha e na postura ortostática e isso pode contribuir tanto para a clínica quanto para a pesquisa. O estudo 1 pode facilitar os clínicos a identificarem os pacientes dentro dos perfis gerados pelo modelo. Além disso, o estudo 1 rompe com a visão linear entre a influência de um determinado fator biomecânico e a pronação, o que pode auxiliar a expansão de estudos da área de movimento humano que desejam identificar a influência de fatores biomecânicos relacionados à outras tarefas, como por exemplo, a corrida. O estudo 1 pode também direcionar os pesquisadores da área a promover intervenções com o objetivo de reduzir a pronação na marcha para um determinado perfil. Já o estudo 2 pode contribuir principalmente para estudos futuros que desejam propor intervenções. Se não fosse realizada a análise de subgrupos seria interpretado que a intervenção do estudo 2 não tem efeitos sobre a pronação na postura ortostática. Somente com a análise de subgrupos de maiores e menores alinhamento varo foi identificado o efeito do fortalecimento sobre a pronação. Isso pode influenciar os pesquisadores a combinar de forma mais assertiva a amostra e a intervenção proposta, através do controle das variáveis de confusão e da análise de subgrupos. O estudo 2 também pode contribuir na visão dos clínicos a fim de reforçar a importância da influência dos fatores biomecânicos sobre a resposta dos pacientes perante uma intervenção e que o fator alinhamento varo deve ser considerado quando o objetivo for reduzir a pronação na postura ortostática através do fortalecimento muscular do quadril e do tronco.

REFERÊNCIAS

- ARAÚJO, V. L. et al. Effects of hip and trunk muscle strengthening on hip function and lower limb kinematics during step-down task. **Clinical Biomechanics**, v. 44, n. May, p. 28–35, 2017.
- ARAÚJO, V. L. et al. The effects of small and large varus alignment of the foot-ankle complex on lower limb kinematics and kinetics during walking: A cross-sectional study. **Musculoskeletal Science and Practice**, v. 47, n. 102149, p. 1–8, 2020.
- BITTENCOURT, N. F. et al. Foot and Hip Contributions to High Frontal Plane Knee Projection Angle in Athletes: A Classification and Regression Tree Approach. **Journal of orthopaedic & sports physical therapy**, v. 42, n. 12, p. 996–1004, 2012.
- BITTENCOURT, N. F. N. et al. Complex systems approach for sports injuries: Moving from risk factor identification to injury pattern recognition - Narrative review and new concept. **British Journal of Sports Medicine**, v. 50, n. 21, p. 1309–1314, 2016.
- BOLING, M. et al. Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome. **Scand J Med Sci Sports**, v. 20, n. 5, p. 725–730, 2010.
- BURNS, J. et al. Foot Type and Overuse Injury in Triathletes. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, v. 95, n. 3, p. 235–241, 2005.
- CAIN, L. E. et al. Foot morphology and foot/ankle injury in indoor football. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 10, n. 5, p. 311–319, 2007.
- CARDOSO, T. B. et al. Hip external rotation stiffness and midfoot passive mechanical resistance are associated with lower limb movement in the frontal and transverse planes during gait. **Gait and Posture**, v. 76, n. February, p. 305–310, 2020.
- CARVALHAIS, V. O. DO C. et al. Validity and reliability of clinical tests for assessing hip passive stiffness. **Manual Therapy**, v. 16, n. 3, p. 240–245, 2011.
- CHANG, R. et al. Multi-segment foot kinematics and ground reaction forces during gait of individuals with plantar fasciitis. **Journal of Biomechanics**, v. 47, n. 11, p. 2571–2577, 2014.
- CHO, Y.; PARK, J. W.; NAM, K. The relationship between foot posture index and resting calcaneal stance position in elementary school students. **Gait and Posture**, v. 74, n. September, p. 142–147, 2019.
- CRUZ, A. D. C. et al. Pelvic Drop Changes due to Proximal Muscle Strengthening Depend on Foot-Ankle Varus Alignment. **Applied Bionics and Biomechanics**, v. 2019, n. May, p. 1–12, 2019.
- FAJARDO, C. DE C. et al. Hip passive stiffness is associated with midfoot passive stiffness. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 13, n. February, p. 2–7, 2021.
- FARAHPOUR, N. et al. Muscle activity and kinetics of lower limbs during walking in pronated feet individuals with and without low back pain. **Journal of Electromyography and**

Kinesiology, v. 39, n. April, p. 35–41, 2018.

FONSECA, S. T. et al. 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.

FONSECA, S. T. et al. Sports Injury Forecasting and Complexity: A Synergetic Approach. **Sports Medicine**, v. 50, n. 10, p. 1757–1770, 2020.

GOMES, R. B. O. et al. Foot pronation during walking is associated to the mechanical resistance of the midfoot joint complex. **Gait & Posture**, v. 70, n. January, p. 20–23, 2019.

GOO, Y. M.; KIM, D. Y.; KIM, T. H. The effects of hip external rotator exercises and toe-spread exercises on lower extremity muscle activities during stair-walking in subjects with pronated foot. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 28, n. 3, p. 816–819, 2016.

HAGEDORN, T. J. et al. Foot Disorders , Foot Posture , and Foot Function : The Framingham Foot Study. **PLoS ONE**, v. 8, n. 9, p. 1–7, 2013.

HERBERT, R. The passive mechanical properties of muscle and their adaptations to altered patterns of use. **Aust J Physiother**, v. 34, n. 3, p. 141–149, 1988.

HOLLMAN, J. H. et al. Correlations between hip strength and static foot and knee posture. **Journal of Sport Rehabilitation**, v. 15, n. 1, p. 12–23, 2006.

HURD, W. J. et al. Differences in normal and perturbed walking kinematics between male and female athletes. **Clinical Biomechanics**, v. 19, n. 5, p. 465–472, 2004.

JARVIS, H. L. et al. Challenging the foundations of the clinical model of foot function : further evidence that the root model assessments fail to appropriately classify foot function. **Journal of Foot and Ankle Research (2017)**, v. 10, n. 7, p. 1–11, 2017.

KOSASHVILI, Y. et al. The Correlation Between Pes Planus and Anterior Knee or Intermittent Low. **FOOT & ANKLE INTERNATIONAL**, v. 29, n. 9, p. 910–913, 2008.

KUO, A. D. The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy : A dynamic walking perspective. v. 26, p. 617–656, 2007.

LEITE, D. X. . et al. Relação entre rigidez articular passiva e torque concêntrico dos rotadores laterais do quadril. **Rev Bras Fisioter**, v. 16, n. 5, p. 414–421, 2012.

LEVINGER, P.; GILLEARD, W. An evaluation of the rearfoot posture in individuals with patellofemoral pain syndrome. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 3, n. 1, p. 8–14, 2004.

LEVINGER, P.; GILLEARD, W. Relationship Between Static Posture and Rearfoot Motion During Walking in Patellofemoral Pain Syndrome. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, v. 96, n. 4, p. 323–329, 2006.

LOUDON, J. K.; JENKINS, W.; LOUDON, K. L. The relationship between static posture and ACL injury in female athletes. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 24, n. 2, p. 91–97, 1996.

MCPOIL, T. G.; CORNWALL, M. W. The Relationship Between Static Lower Extremity measurements and Rearfoot Motion During Walking. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 24, n. 5, p. 309–314, 1996.

MENDONÇA, L. D. M. et al. A quick and reliable procedure for assessing foot alignment in athletes. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, v. 103, n. 5, p. 405–410, 2013.

MICHAUD, T. C.; HAMMER, W. I. Functional Soft-tissue Examination and Treatment by Manual Methods. **Jones & Bartlett** 2007.cap. 08, p. 404-410.

MONAGHAN, G. M. et al. Forefoot angle determines duration and amplitude of pronation during walking. **Gait and Posture**, v. 38, n. 1, p. 8–13, 2013.

MONAGHAN, G. M. et al. Forefoot angle at initial contact determines the amplitude of forefoot and rearfoot eversion during running. **Clinical Biomechanics**, v. 29, n. 8, p. 936–942, 2014.

NEUMANN, D. A. Tornozelo e pé. In: NEUMANN D.A. **Cinesiologia do aparelho musculoesquelético**. Editora Guanabara, 2006. p. 480-524.

OGBONMWAN, I.; KUMAR, B. D.; PATON, B. New lower-limb gait biomechanical characteristics in individuals with Achilles tendinopathy: A systematic review update. **Gait and Posture**, v. 62, n. March, p. 146–156, 2018.

PAES, B. D. DA C. et al. The clinical measure of forefoot-shank alignment partially reflects mechanical properties of the midfoot joint complex. **Musculoskeletal Science and Practice**, v. 42, n. November 2018, p. 98–103, 2019.

PRODROMOS, C. C. et al. A Meta-analysis of the Incidence of Anterior Cruciate Ligament Tears as a Function of Gender, Sport, and a Knee Injury-Reduction Regimen. **Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery**, v. 23, n. 12, p. 1320–1325, 2007.

ROSENBAUM, D. Foot loading patterns can be changed by deliberately walking with in-toeing or out-toeing gait modifications. **Gait and Posture**, v. 38, n. 4, p. 1067–1069, 2013.

SÁNCHEZ-RODRÍGUEZ, R. et al. Modification of Pronated Foot Posture after a Program of Therapeutic Exercises. **International Journal of Environmental Research and Public Health Article**, v. 17, n. 8406, p. 1–8, 2020.

SÁNCHEZ RODRÍGUEZ, R. et al. The foot posture index anthropometric determinants and influence of sex. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, v. 103, n. 5, p. 400–404, 2013.

SILVA, R. S. et al. The influence of forefoot varus on eccentric hip torque in adolescents. **Manual Therapy**, v. 18, n. 6, p. 487–491, 2013.

SILVA, R. S. et al. Forefoot Varus Predicts Subtalar Hyperpronation in Young People. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, v. 104, n. 6, p. 594–600, 2014.

SMITH, B. E. et al. Incidence and prevalence of patellofemoral pain: A systematic review and meta-analysis. **Pols One**, v. 49, n. January, p. 1–18, 2018.

SNYDER, K. R. et al. Resistance training is accompanied by increases in hip strength and changes in lower extremity biomechanics during running. **Clinical Biomechanics**, v. 24, n. 1, p. 26–34, 2009.

SOUZA, T. R. et al. Temporal couplings between rearfoot-shank complex and hip joint during walking. **Clinical Biomechanics**, v. 25, n. 7, p. 745–748, 2010.

SOUZA, T. R. et al. Clinical measures of hip and foot-ankle mechanics as predictors of rearfoot motion and posture. **Manual Therapy**, v. 19, n. 5, p. 379–385, 2014a.

SOUZA, T. R. et al. In: Sociedade Nacional de Fisioterapia Esportiva; **PROFISIO Programa de Atualização em Fisioterapia Esportiva e Traumatologia-Ortopédica: Ciclo 3. Fascite plantar**. Porto Alegre: ArtmedPanamericana, p. 9-76, 2014b.

SOUZA, T. R. et al. External rotation elastic bands at the lower limb decrease rearfoot eversion during walking : a preliminary proof of concept. **Braz J Phys Ther**, v. 20, n. 6, p. 571–579, 2016.

TATEUCHI, H.; SHIRATORI, S.; ICHIHASHI, N. The effect of angle and moment of the hip and knee joint on iliotibial band hardness. **Gait and Posture**, v. 41, n. 2, p. 522–528, 2015.

TATEUCHI, H.; WADA, O.; ICHIHASHI, N. Effects of calcaneal eversion on three-dimensional kinematics of the hip , pelvis and thorax in unilateral weight bearing. **Human Movement Science**, v. 30, n. 3, p. 566–573, 2011.

TUDOR-LOCKE, C. et al. How many steps/day are enough? for adults. **International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity**, v. 8, n. 1, p. 79, 2011.

VAN EMMERIK, R. E. A. et al. Comparing dynamical systems concepts and techniques for biomechanical analysis. **Journal of Sport and Health Science**, v. 5, n. 1, p. 3–13, 2016.

WALDÉN, M. et al. The epidemiology of anterior cruciate ligament injury in football (soccer): A review of the literature from a gender-related perspective. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v. 19, n. 1, p. 3–10, 2011.

WINTER, D. A.; ROBERTSON, D. G. E. Mechanical energy generation, absorption and transfer amongst segments during walking. **J. Biomechanics**, v. 13, n. April, p. 845–854, 1980.

WRIGHT, D.; DESAI, S.; HENDERSON, W. Action of the subtalar and ankle-joint complex during the stance phase of walking. **J Bone Joint Surg**, v. 46, n. 2, p. 361–382, 1964.

ZATSORSKY, M.; LATASH, M. . Joint stiffness : Myth or reality ? Joint stiffness : Myth or reality ? **Human Movement Science**, v. 12, n. November, p. 653–692, 1993.

APÊNDICE

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

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

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

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

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca

Gostaríamos de convidá-lo a participar de nosso estudo. O nosso objetivo é investigar o efeito do uso de uma cinta elástica no seu quadril e o efeito de um programa de fortalecimento dos músculos do tronco e do quadril no padrão de movimento durante a caminhada e a descida de degrau. Assim, este estudo pretende demonstrar se o uso da cinta elástica no quadril e se a realização de exercícios para fortalecimento muscular é capaz 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 40 minutos.

Riscos e desconfortos: A sua participação no estudo oferece riscos mínimos à sua saúde. Pode ocorrer uma pequena irritação na pele devido ao procedimento de limpeza, retirada de pêlos e

colocação dos eletrodos. Essa irritação, caso ocorra, desaparecerá em poucos dias. Além disso, você poderá sentir um leve desconforto muscular após a realização dos testes de força máxima e nos dois primeiros dias após a progressão da carga dos exercícios de fortalecimento (apenas participantes do grupo 1). Se sentir esse desconforto, você pode solicitar à pesquisadora (fisioterapeuta) que utilize algum recurso fisioterapêutico para alívio.

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

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

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

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

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

TERMO DE CONSENTIMENTO

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

_____	_____
Assinatura do Voluntário	Data
_____	_____
Thales Rezende de Souza - Doutorando	Data
_____	_____
Vanessa Lara de Araújo – Mestranda	Data
_____	_____
Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca - Orientador	Data

COEP – Comitê de Ética em Pesquisa/UFMG

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

Email: coep@prpq.ufmg.br.

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