

Raphael Borges de Oliveira Gomes

**EXISTE RELAÇÃO ENTRE A RESISTÊNCIA MECÂNICA DO COMPLEXO
ARTICULAR DO MADIOPÉ E O MOVIMENTO DE PRONAÇÃO DO PÉ
DURANTE A MARCHA?**

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional/UFMG

2018

Raphael Borges de Oliveira Gomes

**EXISTE RELAÇÃO ENTRE A RESISTÊNCIA MECÂNICA DO COMPLEXO
ARTICULAR DO MEDIOPÉ E O MOVIMENTO DE PRONAÇÃO DO PÉ
DURANTE A MARCHA?**

Projeto de pesquisa apresentado ao programa de pós-graduação em Reabilitação da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito a obtenção de título de Mestre em Ciências da Reabilitação

Área de concentração: Desempenho Funcional Humano

Orientador: Prof. Dr. Renan Alves Resende

Co-Orientador: Prof. Dr. Thales Rezende de Souza

Belo Horizonte

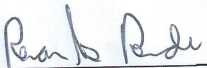
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional/UFMG

2018

COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS EM REABILITAÇÃO
 DEPARTAMENTOS DE FISIOTERAPIA E DE TERAPIA OCUPACIONAL
 SITE: www.eeffto.ufmg.br/mreab E-MAIL: mreab@eeffto.ufmg.br FONE/FAX: (31) 3409-
 4781/7395


ATA DE NÚMERO 286 (DUZENTOS E OITENTA E SEIS) DA SESSÃO DE ARGUIÇÃO E DEFESA DE DISSERTAÇÃO APRESENTADA PELO CANDIDATO **RAPHAEL BORGES DE OLIVEIRA GOMES** DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO. -----

Aos 21 (vinte e um) dias do mês de setembro do ano de dois mil e dezoito, realizou-se na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, a sessão pública para apresentação e defesa da dissertação **“EXISTE RELAÇÃO ENTRE A RESISTÊNCIA MECÂNICA DO COMPLEXO ARTICULAR DO MEDIOPE E O MOVIMENTO DE PRONAÇÃO DO PÉ DURANTE A MARCHA?”**. A banca examinadora foi constituída pelos seguintes Professores Doutores: Renan Alves Resende, Paula Maria Machado Arantes Castro e Renato Guilherme Trede Filho, sob a presidência do primeiro. Os trabalhos iniciaram-se às 13h30min com apresentação oral do candidato, seguida de arguição dos membros da Comissão Examinadora. **Após avaliação, os examinadores consideraram o candidato aprovado e apto a receber o título de Mestre, após a entrega da versão definitiva da dissertação.** Nada mais havendo a tratar, o Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação dos Departamentos de Fisioterapia e de Terapia Ocupacional, da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, lavra a presente Ata, que depois de lida e aprovada será assinada pelo mesmo e pelos membros da Comissão Examinadora. Belo Horizonte, 21 de setembro de 2018. -----

Professor Dr. Renan Alves Resende 

Professora Dra. Paula Maria Machado Arantes Castro 

Professor Dr. Renato Guilherme Trede Filho 

Secretária do Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação 
 Prof. Dra. Juliana de Melo Ocarino
 Coordenadora do Programa de Pós-Graduação
 em Ciências da Reabilitação- EEFFTO-UFMG
 Inscrição UFMG 22500-2
 SIAPE 1815812

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

PARECER

Considerando que a dissertação de mestrado de **RAPHAEL BORGES DE OLIVEIRA GOMES** intitulada “EXISTE RELAÇÃO ENTRE A RESISTÊNCIA MECÂNICA DO COMPLEXO ARTICULAR DO MEDIOPÉ E O MOVIMENTO DE PRONAÇÃO DO PÉ DURANTE A MARCHA?”, defendida junto ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, nível mestrado, cumpriu sua função didática, atendendo a todos os critérios científicos, a Comissão Examinadora **APROVOU** a defesa de dissertação, conferindo-lhe as seguintes indicações:

Nome dos Professores/Banca	Aprovação	Assinatura
Prof. Dr. Renan Alves Resende	Aprovado	Renan Alves Resende
Profa. Dra. Paula Maria Machado Arantes Castro	Aprovado	Paula Arantes
Prof. Dr. Renato Guilherme Trede Filho	Aprovado	Renato Trede

Belo Horizonte, 21 de setembro de 2018.

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

Profa. Dra. *Juliana de Melo Ocarino*
 Coordenadora do Programa de Pós-Graduação
 em Ciências da Reabilitação- EEFFTO-UFMG
 Inscrição UFMG 22500-2
 SIAPE 1815812

G633e Gomes, Raphael Borges de Oliveira
2018 Existe relação entre a resistência mecânica do complexo articular do mediopé e o movimento de pronação do pé durante a marcha? [manuscrito] / Raphael Borges de Oliveira Gomes – 2018.
51 f., enc.

Orientador: Renan Alves Resende

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

Bibliografia: f. 43-46

1. Ortopedia – Teses. 2. Membros inferiores – Ferimentos e lesões – Teses. 3. Pés – Teses. 4. Fisioterapia – Teses. I. Resende, Renan Alves. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. III. Título.

CDU: 615.8

Ficha catalográfica elaborada pelo bibliotecário Danilo Francisco de Souza Lage, CRB 6: nº3132, da Biblioteca da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG.

AGRADECIMENTOS

Agradeço à Deus, por me dar força física e emocional para concluir esse trabalho e por colocar em minha vida pessoas tão especiais.

Ao meu orientador Renan Alves Resende e ao meu co-orientador Thales Rezende de Souza. Poucas vezes conheci professores tão dedicados e competentes quanto vocês. Muito obrigado pela paciência, pelas discussões enriquecedoras e por me direcionarem durante todo o processo!

À Vanessa Lara de Araújo e Fabrício Anício de Magalhães, por terem me acolhido tão bem no grupo de pesquisa e por me ajudarem durante todo o período de mestrado. Saibam que podem contar comigo quando precisarem. Que Deus retorne em dobro todo esse cuidado que tiveram comigo!

À Mabel, minha professora de inglês. Seu auxílio foi fundamental.

Aos meus grandes amigos que, além de proporcionarem momentos de descontração, me ajudaram na conclusão desse trabalho: George Sabino, Diogo Felício e Reinaldo Carvalho (Rei 17).

À Priscila Albuquerque de Araújo, Líria Okai Nobrega e Thiago Teles que, mesmo super atarefados com seus projetos de pesquisa, sempre sanavam minhas dúvidas de coleta e processamento de dados. Foi ótima a convivência com vocês!

Aos professores do Programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação da UFMG, em especial à Daniela Vaz. Suas aulas na disciplina de Argumentação Científica e Didática do Ensino foram brilhantes! Saiba que você mudou meu trabalho como docente.

Aos professores que participaram das bancas de qualificação e de trabalho final: Juliana Ocarino, Sérgio Fonseca, Paula Arantes, Renato Trede e Fabiane Ferreira. Obrigado pelas contribuições!

Aos funcionários da UFMG, Marilane e Délcio, por sempre me ajudarem.

Aos colegas de mestrado e alunos de iniciação científica, especialmente Gláucia Delboni, Thaís Brasil, Uiana Braga, Larissa Pinheiro, Bruno Paes, Clara Fajardo, Bruna Gontijo, Raffi Antunes, Danielle Aquino, Rodrigo Lopes, Daniel Rocha e Mickaelly. Muito obrigado pela convivência saudável durante as coletas e processamento de dados!

Aos colegas e alunos da Faculdade Pitágoras de Betim e UNA-BH, em especial à Paula Bosi, por entender minha ausência em vários momentos durante esses dois anos.

Aos meus queridos professores de monitoria de anatomia do UNI-BH: André Maurício Borges de Carvalho, Carlo Américo Fattini e Luiz Alberto Santos Serrano. Grande parte do meu sucesso profissional e da conclusão desse trabalho tem a contribuição de vocês.

Aos meus amigos de Maresias/SP, Biga e Polaco, pela amizade sincera e pelo surfe que tanto me desestressou nesses dois anos! Afinal “não é água com açúcar que acalma. É água com sal”.

À minha segunda família: Toninho, Betinha, Tia Eliana, Vítor, Lud e Bárbara. Obrigado pelo incentivo e compreensão.

Aos meus queridos avós, Pedro e Gê. Obrigado pela criação, pelos exemplos de ajuda ao próximo, pelo tempo dedicado durante meu crescimento, pela presença constante, pelos conselhos e pelas orações. Amo vocês!

Às minhas queridas tias Graça e Cristina, pelo carinho e por sempre lutarem para que todos da família tenham oportunidades concretas de crescimento.

Ao meu pai. Sei que você me auxiliou “aí de cima”.

À minha mãe. Meu maior exemplo. Batalhadora, amiga e cuidadosa. Obrigado por todo o esforço para me proporcionar uma educação de qualidade. Amo você!

À minha noiva Carol, pelo amor, companheirismo, compreensão e incentivo. Não tenho palavras para lhe agradecer! Amo você!

*“Seja qual for a perturbação reinante, acalma-te e espera,
fazendo o melhor que possas.”*

Chico Xavier, pelo Espírito Emmanuel.

Livro: Palavras de Vida Eterna

RESUMO

O aumento da pronação do complexo tornozelo-pé durante a marcha está relacionado com a ocorrência de diferentes lesões nos membros inferiores, como síndrome patelofemoral, tendinose patelar e osteoartrite de quadril. Por outro lado, a redução da pronação está associada a fraturas por estresse do quinto metatarsal e da tibia, e síndrome da banda íliotibial. É possível que a magnitude da pronação do pé durante a marcha seja influenciada pela resistência mecânica dos tecidos moles que compõem o complexo articular do mediopé. O objetivo deste estudo foi avaliar a relação entre a pronação do pé durante a fase de apoio da marcha e a resistência mecânica proporcionada pelos tecidos moles do complexo articular do mediopé. Foram avaliados 33 adultos saudáveis (21 mulheres, 12 homens) com média de 26.21 anos (DP 5.33) de idade, 169 cm (DP 8.3) de altura e 63.23 kg (DP 9.8) de massa corporal. A resistência mecânica passiva do mediopé durante o movimento de inversão do antepé em relação ao retropé foi medida por meio do uso do Torsímetro. A partir da curva torque-ângulo foram computados a rigidez máxima e torque máximo de resistência passivos do mediopé à inversão do antepé. O deslocamento angular do antepé, retropé e perna durante a fase de apoio da marcha foram coletados com o sistema de análise de movimento Qualysis (Oqus 7+) sincronizado a uma plataforma de força. Foram extraídos o pico de inversão e dorsiflexão do antepé em relação ao retropé, e pico de eversão do retropé em relação à perna. Análises de correlação foram realizadas para investigar a associação entre a resistência mecânica do mediopé e o movimento de pronação do complexo tornozelo-pé durante a marcha. O torque máximo de resistência do mediopé apresentou correlação moderada com o pico de inversão do antepé-retropé ($r=0.38$; $p=0.029$), com o pico de dorsiflexão do antepé-retropé ($r=-0.35$; $p=0.048$) e com o pico de eversão do retropé-perna ($r=-0.45$; $p=0.008$). Não foram encontradas associações das variáveis relacionadas à pronação do pé e a rigidez máxima do mediopé ($r=0.34$, $p=0.052$ para pico de inversão do antepé-retropé; $r=-0.33$, $p=0.059$ para pico de dorsiflexão do antepé-retropé; e $r=-0.29$, $p=0.093$ para pico de eversão do retropé-perna). Estes resultados sugerem que a resistência mecânica passiva do mediopé influencia o movimento do pé durante a fase de apoio da marcha. Esses resultados também podem ser explicados pelo possível efeito do padrão de movimento do complexo do pé sobre as propriedades teciduais do mediopé a longo prazo, devido ao alongamento repetitivo.

Palavras-chave: Antepé. Retropé. Movimento. Marcha. Arco Plantar. Torque De Resistência. Rigidez.

ABSTRACT

Increased foot pronation during gait is related to the occurrence of different lower limb injuries, such as patellofemoral syndrome, patellar tendinosis and hip osteoarthritis. On the other hand, reduced foot pronation is associated to stress fracture of the fifth metatarsal and the tibia, and iliotibial band syndrome. The magnitude of foot pronation during gait may be influenced by the mechanical resistance of the soft tissues at the midfoot complex. This study investigated the relationship between foot pronation during the stance phase of gait and the mechanical resistance of the midfoot soft tissues. Thirty-three healthy adults (21 females and 12 males) with mean age 26.21 years (SD 5.33), mass 63.23 Kg (SD9.8), and height 169 cm (SD 8.3) participated in this study. We used the Torsimeter to measure the passive mechanical resistance of the midfoot during forefoot inversion relative to the rearfoot. The maximum stiffness and maximum resistance torque of the midfoot were extracted from the torque-angle time-series. The forefoot, rearfoot and shank angular displacement data during the stance phase of gait were collected with the Qualysis (Oqus 7+) motion capture system synchronized with one force plate. The forefoot inversion and dorsiflexion peak relative to the rearfoot, and the rearfoot eversion relative to the shank were extracted. Correlation analysis were performed to investigate the association between the midfoot mechanical resistance to inversion and foot pronation during the stance phase of gait. The midfoot maximum resistance torque was moderately associated with the peak of forefoot inversion ($r = 0.38$, $p = 0.029$), with the peak of forefoot dorsiflexion ($r = -0.35$, $p = 0.048$) and with the rearfoot eversion peak ($r = -0.45$; $p = 0.008$). There were no associations between foot pronation and maximal midfoot stiffness ($r = 0.34$, $p = 0.052$ for forefoot inversion peak; $r = -0.33$, $p = 0.059$ for forefoot dorsiflexion peak; $r = 0.29$, $p = 0.093$ for rearfoot eversion peak). These results suggest that the midfoot passive mechanical resistance influence the movement of the foot during the stance phase of gait. In addition, these results may also be explained by the hypothetical effects of foot motion pattern on the midfoot mechanical properties in the long term, due to repetitive stretching.

Keywords: Forefoot. Rearfoot. Movement. Gait. Foot Arch. Resistance Torque. Stiffness.

SUMÁRIO

1- INTRODUÇÃO.....	12
1.1- Hipótese.....	17
2- ARTIGO.....	18
3- CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	41
REFERÊNCIAS.....	43
APÊNDICES.....	47
ANEXO.....	51

PREFÁCIO

De acordo com as normas para elaboração de dissertações do Programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação da Universidade Federal de Minas Gerais, este trabalho possui três partes. A primeira é composta por uma introdução, que apresenta a revisão bibliográfica sobre o tema, a justificativa, objetivo e a hipótese do estudo. A segunda parte é composta por um artigo, com descrição dos métodos utilizados, resultados, discussão e conclusão. O artigo foi redigido de acordo com as normas do periódico escolhido para publicação (Gait & Posture – ISSN 0966-6362). A terceira e última parte deste trabalho possui as considerações finais, referências bibliográficas, apêndices e anexo.

1 INTRODUÇÃO

Durante a fase de apoio da marcha, o complexo tornozelo-pé, o joelho e o quadril formam uma cadeia cinemática fechada e, portanto, o movimento de uma articulação influencia o movimento das demais articulações (HAMILL; KNUTZEN; DERRICK, 2016; NORKIN; LEVANGIE, 1980; SOUZA *et al.*, 2010). Dessa forma, alterações dos movimentos do pé durante a fase de apoio da marcha podem modificar o movimento de joelho e quadril e, conseqüentemente, aumentar a sobrecarga nessas articulações (MICHAULD, 1997; TIBERIO, 1988). Por exemplo, estudos prévios demonstraram que o aumento da pronação do pé é acoplado a aumento da rotação medial de joelho e quadril (RESENDE *et al.*, 2015; SOUZA *et al.*, 2010), o que parece explicar a relação entre aumento da pronação e diferentes condições de saúde de membros inferiores, como a síndrome patelofemoral (VENTURINI *et al.*, 2006), a tendinose patelar (MENDONÇA *et al.*, 2005) e a degeneração do quadril (GROSS *et al.*, 2007). Por outro lado, a redução da pronação do pé também parece contribuir para o desenvolvimento de lesões nos membros inferiores, como a fratura por estresse do quinto metatarsal e da tibia (WILLIAMS; MCCLAY; HAMILL, 2001) e a síndrome da banda iliotibial (LOUW; DEARY, 2013). Portanto, entender os fatores associados à pronação do pé durante a marcha contribuirá para o desenvolvimento de métodos de avaliação e de intervenção que tenham como objetivo reduzir ou aumentar a magnitude desse movimento e suas conseqüências sobre articulações proximais.

A alteração de alinhamento em varo do retropé está relacionada com o aumento da pronação durante a fase de apoio da marcha (DUTTON, 2010; MAGEE, 2010; MICHAULD, 1997; TIBERIO, 1988). Este desalinhamento é caracterizado pela posição invertida do calcâneo com a articulação subtalar em posição neutra (DUTTON, 2010; MAGEE, 2010; MCPOIL; BROCATO, 2003; TIBERIO, 1988), o que, conseqüentemente, posiciona a superfície plantar medial do calcâneo mais distante do solo do que a região lateral (MCPOIL; BROCATO, 2003; TIBERIO, 1988). Além disso, a tibia também pode apresentar alinhamento em varo, o que possivelmente contribui para alterações do movimento do pé semelhantes àquelas decorrentes do retropé varo (TIBERIO, 1988). Na marcha normal, o contato inicial ocorre na região lateral do calcâneo, já que o mesmo encontra-se em posição invertida resultante da ligeira supinação da articulação subtalar (MAGEE, 2010; TIBERIO, 1988). Todavia, na presença de retropé e/ou tibia vara, o calcâneo estará mais invertido do que o normal durante o contato inicial e, conseqüentemente, com a superfície plantar medial ainda mais distante do solo

(MCPOIL; BROCATO, 2003; TIBERIO, 1988). Dessa forma, para que toda a superfície plantar do pé entre em contato com o solo durante a fase de resposta à carga, a subtalar deve pronar excessivamente, o que ajuda a explicar a relação entre retropé e tibia vara e o aumento da pronação durante a fase de apoio da marcha (MCPOIL; BROCATO, 2003; TIBERIO, 1988).

Alterações de alinhamento do antepé também influenciam o padrão de movimento do pé em cadeia cinemática fechada (MICHAULD, 1997; TIBERIO, 1988). Mais especificamente, o varismo de antepé está relacionado com o aumento da pronação durante a fase de apoio da marcha (MICHAULD, 1997; MONAGHAN *et al.*, 2013; SILVA *et al.*, 2014; TIBERIO, 1988). Nesta alteração de alinhamento, o antepé está invertido em relação ao retropé quando a articulação subtalar está na posição neutra (DUTTON, 2010; MAGEE, 2010; MCPOIL; BROCATO, 2003; TIBERIO, 1988). Conseqüentemente, a presença dessa deformidade contribui para o aumento da pronação da subtalar durante a fase de apoio da marcha para que a superfície medial da planta do pé entre em contato com o solo (MCPOIL; BROCATO, 2003; TIBERIO, 1988). Portanto, diferentes alterações de alinhamento dos segmentos do complexo tornozelo/pé influenciam o padrão de movimento da subtalar e das demais articulações que compõe este complexo.

Alguns autores sugerem que a etiologia destas deformidades em varo está associada à ontogênese do pé (MCPOIL; BROCATO, 2003; TIBERIO, 1988). Assim, retropé varo estaria relacionado a uma rotação incompleta em valgo do calcâneo; e o antepé varo à rotação incompleta da cabeça e colo do tálus em relação ao eixo transversal de sua tróclea (MCPOIL; BROCATO, 2003; TIBERIO, 1988). Porém, outros autores afirmam que as alterações de alinhamento do antepé não estão relacionadas a deformidades ósseas do tálus (LUFLER *et al.*, 2012; MCPOIL; CAMERON; ADRIAN, 1987). Por exemplo, Mcpoil *et al.* (MCPOIL; CAMERON; ADRIAN, 1987) conduziram um estudo com 10 cadáveres e não encontraram relação entre o grau de varismo/valgismo do antepé e alterações de alinhamento da cabeça e colo do tálus. Corroborando com esses achados, Lufler *et al.* (LUFLER *et al.*, 2012) realizaram um estudo com 25 cadáveres e encontraram ausência de correlação entre as medidas clínicas de alinhamento do antepé e a angulação entre a cabeça, colo e corpo do tálus. Esses autores sugeriram que, contrário ao tradicionalmente proposto, o alinhamento do antepé em varo não é causado por uma deformidade óssea do tálus. Dessa forma, é possível que outros fatores contribuam para a deformidade em varo do antepé e também para o aumento ou redução da pronação durante

a marcha, como a rigidez dos tecidos moles que compõem o mediopé (LUFLEER *et al.*, 2012).

A resistência mecânica dos tecidos moles do mediopé pode influenciar a pronação do pé durante a marcha (NORKIN; LEVANGIE, 1992; SARRAFIAN, 1987). Esses tecidos moles incluem a aponeurose plantar; os ligamentos plantar longo, plantar curto, talocalcâneo interósseo e ligamento em mola; músculos intrínsecos e tendões e músculos extrínsecos do pé (DANGELO; FATTINI, 2007; GARDNER; GRAY; RAHILLY, 1975; KER *et al.*, 1987; MOORE; DALLEY; AGUR, 2013; NORKIN; LEVANGIE, 1992). Durante a primeira metade da fase de apoio, a pronação alonga os tecidos moles do mediopé por meio da eversão do retropé e abaixamento do arco plantar enquanto as cabeças dos metatarsais estão apoiados no solo (NORKIN; LEVANGIE, 1992; SARRAFIAN, 1987). Assim, a resistência mecânica desses tecidos pode influenciar a magnitude da pronação do pé em atividades com descarga de peso, como a marcha.

O aumento da pronação também parece influenciar a resistência mecânica dos tecidos moles do mediopé a longo prazo, devido à adaptação tecidual (FREITAS; MILHOMENS, 2015; TAYLOR *et al.*, 1990). Mais especificamente, o aumento da pronação devido a outros fatores, tais como aumento do varismo do pé (MONAGHAN *et al.*, 2013; SOUZA *et al.*, 2014) e o aumento da mobilidade de rotação interna do quadril (SOUZA *et al.*, 2014), podem progressivamente reduzir a resistência oferecida pelos tecidos do mediopé como resultado do alongamento repetitivo durante atividades com descarga de peso, como a marcha. É estimado que em média, um indivíduo realiza em torno de 11 mil passos e permanece em pé durante aproximadamente 185 minutos por dia (ALZAHIRANI; ADA; DEAN, 2011), o que faz com que a frequência e duração da aplicação de forças decorrentes de aumento ou redução da pronação do pé seja elevada. Portanto, é possível que o aumento da pronação do pé reduza a resistência mecânica dos tecidos moles do mediopé à inversão do antepé a longo prazo.

Alguns autores propõem que o pé é similar a uma placa osteoligamentar torcida (NORKIN; LEVANGIE, 1980; SARRAFIAN, 1987) e que a rigidez do complexo articular do mediopé está relacionada ao seu formato (NORKIN; LEVANGIE, 1980). A margem anterior desta placa é formada pelas cabeças dos metatarsais e está orientada no plano horizontal, enquanto a parte posterior é formada pelo calcâneo e está orientada no plano vertical (NORKIN; LEVANGIE, 1980; SARRAFIAN, 1987). Assim, o formato torcido da placa cruza o mediopé o que, conseqüentemente, determina os arcos longitudinal e transversal (NORKIN; LEVANGIE, 1980; SARRAFIAN, 1987) (FIGURA

1). A torção adicional desta placa posiciona o retropé em varo e aumenta a altura dos arcos (FIGURA 2) (SARRAFIAN, 1987). Semelhantemente, a redução da torção desta placa posiciona o retropé em valgo e diminui a altura dos arcos (FIGURA 3) (SARRAFIAN, 1987). A descarga de peso que ocorre durante a fase de apoio da marcha tende a distorcer essa placa, o que contribui para a absorção de energia elástica, a qual pode ser utilizada para auxiliar na supinação durante as fases subseqüentes da marcha (LEARDINI; O'CONNOR; GIANNINI, 2014). Portanto, é possível que a redução da rigidez dessa placa, e conseqüentemente dos tecidos moles que compõem o mediopé, esteja relacionada com o aumento da pronação durante a fase de apoio da marcha.

Figura 1: Placa osteoligamentar do pé em repouso. Parte anterior formada pelas cabeças dos metatarsais e parte posterior pelo calcâneo. O formato torcido cruza o mediopé.



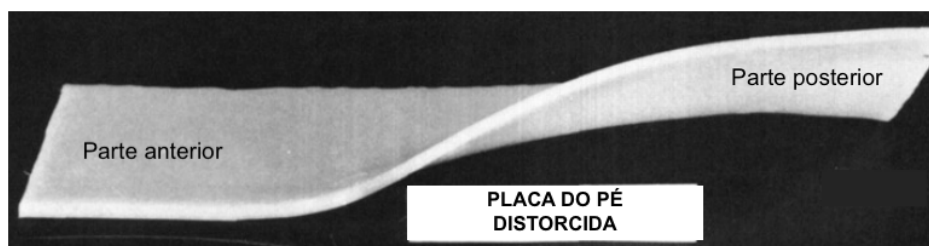
Adaptado de SARRAFIAN, 1987.

Figura 2: Lâmina osteoligamentar do pé com aumento na torção. Arcos longitudinal e transversal com altura aumentada.



Adaptado de SARRAFIAN, 1987.

Figura 3: Lâmina osteoligamentar do pé distorcida. Arcos longitudinal e transverso com altura reduzida



Adaptado de SARRAFIAN, 1987.

Rigidez articular passiva pode ser definida como a taxa de mudança do torque de resistência durante o deslocamento angular de uma articulação, na ausência de contração muscular (LATASH; ZATSIORSKY, 1993). Por ser uma propriedade mecânica modificável, estudos prévios investigaram o efeito de intervenções sobre a rigidez articular passiva, como fortalecimento muscular. Por exemplo, Ocarino *et al.* (2008) demonstraram que o fortalecimento dos flexores de cotovelo é capaz de aumentar a rigidez articular passiva do cotovelo e conseqüentemente modificar a posição de repouso articular para um maior ângulo de flexão de cotovelo. Além disso, outros estudos investigaram a relação entre rigidez articular passiva e outras propriedades mecânicas, como a força muscular. Leite *et al.* (2012) demonstraram que a rigidez articular passiva durante a rotação medial de quadril é associada ao pico de torque e trabalho muscular dos rotadores laterais desta articulação ($r=0,70$, $p<0,001$; e $r=0,77$, $p<0,001$; respectivamente) e sugeriram que o fortalecimento dos rotadores laterais poderia contribuir para aumento da rigidez articular passiva em rotação medial do quadril.

Assim como a rigidez articular passiva de outras articulações, como quadril e cotovelo, a rigidez de mediopé também é provavelmente modificável. Dessa forma, caso a rigidez articular do mediopé esteja relacionada com o movimento do pé durante a marcha, é possível que diferentes intervenções, como fortalecimento muscular e alongamento possam ser implementadas para aumentar ou reduzir a rigidez articular do mediopé e, conseqüentemente, aumentar ou reduzir a pronação do pé durante atividades em cadeia fechada, como a marcha (HAMMER, 2007). Dessa forma, o objetivo deste estudo foi avaliar a relação entre a pronação do pé durante a fase de apoio da marcha e a resistência mecânica proporcionada pelos tecidos moles do complexo articular do mediopé.

1.1 Hipóteses

A rigidez e o torque de resistência passivos ao movimento de inversão do antepé apresentarão correlação negativa com o movimento de pronação do complexo tornozelo-pé durante a fase de apoio da marcha.

2 ARTIGO

Title

Foot pronation during walking is associated to the mechanical resistance of the midfoot joint complex

Authors

Raphael B.O. Gomes^a - raphaelbogomes@gmail.com
Thales R. Souza,^a - thalesrsouza@gmail.com
Bruno D.C. Paes^a - brunopaes@prolpe.com.br
Fabrício A. Magalhães^a - dr.fanicio@gmail.com
Bruna A. Gontijo^a - brunaantonia.gontijo@gmail.com
Sérgio T. Fonseca^a - sergioteixeirafonseca@gmail.com
Juliana M. Ocarino^a - julianaocarino@gmail.com
Renan A. Resende^a - renan.aresende@gmail.com

^aUniversidade Federal de Minas Gerais, School of Physical Education, Physical Therapy and Occupational Therapy, Graduate Program in Rehabilitation Sciences, Belo Horizonte, MG, Brazil.

Corresponding author:

Renan Alves Resende
renan.aresende@gmail.com
Universidade Federal de Minas Gerais, Campus Pampulha, Avenida Antônio Carlos 6627,
Physical Education, Physical Therapy and Occupational Therapy School, Department of
Physical Therapy, 31270901, Belo Horizonte, MG, Brazil.

Acknowledgements

We are thankful to the Brazilian Funding Agencies CAPES, CNPQ and FAPEMIG for their financial support.

Abstract

Background: Increased foot pronation during gait is related to different lower limb injuries, such as heel pain and periostitis of the tibialis posterior muscle. Reduced midfoot mechanical resistance to inversion may be associated with increased foot pronation during gait.

Research question: Is foot pronation during the stance phase of gait related to the midfoot mechanical resistance to inversion?

Methods: The resistance torque and stiffness provided by midfoot soft tissues of 33 participants (21 females and 12 males) with average of 26.21 years were measured. In addition, the participants' forefoot and rearfoot kinematic data during the stance phase of gait were collected with the Qualisys System (Oqus 7+). Correlation Coefficients were performed to test the association between kinematic variables representing pronation (forefoot-rearfoot inversion, forefoot-rearfoot dorsiflexion and rearfoot-shank eversion) and maximum resistance torque and maximum stiffness of the midfoot with $\alpha = 0.05$.

Results: Reduced maximum midfoot resistance torque was moderately associated with increased forefoot-rearfoot inversion peak ($p=0.029$; $r=0.38$), with forefoot-rearfoot dorsiflexion peak ($p=0.048$; $r=-0.35$) and with rearfoot-shank eversion peak ($p=0.008$; $r=-0.45$). Maximum midfoot stiffness was not associated to foot pronation.

Significance: The smaller the midfoot resistance torque, the greater the forefoot-rearfoot inversion and dorsiflexion peaks and the rearfoot-shank eversion peak during gait. These findings suggest that the midfoot mechanical properties influence foot motion during gait. Long-term adaptation of midfoot tissues due to repetitive foot motion may also explain these results. Assessment and possible interventions on midfoot mechanical resistance should be considered when examining individuals with increased foot pronation during gait.

Keywords: forefoot; rearfoot; movement; gait; foot arch; resistance torque; stiffness.

Introduction

Increased foot pronation during closed kinematic tasks is related to different spine and lower limb injuries, such as periostitis of the tibialis posterior muscle [1], heel pain [2], knee joint osteoarthritis [3] and low back pain [4]. For example, Menz et al [2] demonstrated that increased foot pronation during gait was associated with an increased likelihood of heel pain. Different factors may increase foot pronation during closed kinematic tasks, such as greater values of varus alignment of the foot-ankle complex [5], the action of the plantar intrinsic muscles [6] and increased hip internal rotation mobility [7]. For example, Souza et al [7] demonstrated that foot-ankle complex alignment and hip passive stiffness explained together 40% of the variance in rearfoot motion during gait. Although these findings contributed to the development of interventions implemented to reduce excessive foot pronation, such as hip strengthening [8] and foot insoles [1], other factors may also influence on the magnitude of this movement.

Mechanical resistance of the midfoot soft tissues may influence foot pronation during gait [9,10]. Midfoot soft tissues include ligaments, plantar aponeurosis, intrinsic muscles and intrinsic and extrinsic tendons [9,11,12]. During the first half of the stance phase, foot pronation stretches midfoot soft tissues through rearfoot eversion while the metatarsal heads are in contact with the ground [9,10]. Therefore, the mechanical resistance of these tissues may influence the magnitude of foot pronation during the stance phase of gait. Thus, reduced mechanical resistance provided by the midfoot soft tissues may allow increased magnitudes of foot pronation. In addition, increased foot pronation may also influence on the mechanical resistance of the midfoot soft tissues in the long-term, due to tissue adaptation [13,14]. More specifically, increased foot pronation due to other factors (e.g. foot alignment and hip passive stiffness) may progressively reduce the resistance offered by the midfoot tissues as a result of

repetitive stretching during closed kinematic tasks, such as gait.

This study investigated the relationship between foot pronation during the stance phase of gait and the mechanical resistance provided by the soft tissues of the midfoot joint complex. We hypothesized that reduced midfoot resistance would be associated with increased foot pronation.

Methods

Participants

For this cross-sectional study design study, sample size was determined using the software G*Power [15] with the following input data: correlation bivariate normal model, desired statistical power of 80%, significance level of 0.05, and an expected correlation of 0.50. This resulted in an estimated minimum sample size of 29 participants. Thirty-three adults (21 females and 12 males) with average age, mass and height of 26.21 years (SD 5.33), 63.23 kg (SD 9.8) and 169 cm (SD 8.3), respectively, participated in this study. The inclusion criteria were age between 19 and 44 years old, no neurological or orthopedic diseases, no history of lower limbs or back surgery and no use of foot orthoses during the last year. The exclusion criteria were the report of any discomfort or pain during data collection and not being able to perform the procedures of data collection. The participants were oriented to avoid physical exercises on the day of data collection. Each participant signed a consent form approved by the university's Ethical Research Committee (CAAE: 78785717.7.0000.5149)

Procedures

Initially, the participant's height and mass were measured. Then, the mechanical resistance to forefoot inversion provided by the soft tissues of the midfoot joint complex

(hereafter named midfoot resistance to inversion) was measured using the Torsimeter instrument (Figure 1) (patent deposit BR1020180152688). The Torsimeter had a boot that maintained the shank and the rearfoot of the participant attached to the equipment. This boot had Velcro® strips to stabilize the shank and clamps to stabilize the calcaneus and malleolus in order to keep them still during data collection. In addition, the Torsimeter had a height-adjustable clamp to stabilize the forefoot at the metatarsals heads region. Moreover, the Torsimeter had a potentiometer and a torque meter that measured the forefoot angle in the frontal plane and the midfoot resistance torque to inversion, respectively.

To measure the midfoot resistance to inversion, the participant sat on a chair, with the left shank, rearfoot and forefoot attached to the Torsimeter and the potentiometer axis aligned to the foot second ray. The hip was in neutral position in the transverse and frontal planes, the thigh was parallel to the ground and the shank had 45° degrees of inclination relatively to the ground (Figure 1). The examiner asked the participant to maintain the leg and foot completely relaxed during data collection. Then, the participant's forefoot range of motion was determined. The forefoot was passively inverted and everted by the examiner up to approximately 50° of inversion and 20° of eversion. This range of motion was determined based on the range of forefoot-rearfoot range of motion during gait and on a pilot study with 10 participants. This measurement was performed at an angular velocity of approximately 2°/s. This was accomplished by accepting only trials in which the average velocity was between 1.8°/s and 2.2°/s. The real time velocity was constantly displayed on the computer screen, which allowed the examiner to maintain the predetermined angular velocity. This slow angular velocity was used to avoid muscle contractions. Three trials were performed for viscoelastic accommodation of the soft tissues and, then, three valid trials were performed. The torque time-series were also displayed in real time and the trial was interrupted and discarded if any irregularity (i.e. high frequency oscillations in data) on the torque/angle time-

series was visually perceived. This measure were recorded at 100Hz, using the software LabVIEW® 2012.

Insert_Figure_1_near_here

For the kinematic gait analysis, data were recorded at 100 Hz using a 11-camera motion capture system (Oqus 7+, Qualisys, Sweden), and 1 force platform (Custom BP model, AMTI, Massachusetts, USA), at a frequency of 1000 Hz, which was later resampled to 100 Hz. Anatomical passive markers and *clusters* of tracking markers were placed at the participant left shank and foot – we used a multisegmented foot model [16] (Figure 2). A static data collection was performed with the participant in orthostatic position and the subtalar joint in neutral position, which was later used to define the segments' coordinate systems. In a pilot study with 10 participants, the examiner demonstrated excellent reliability (ICC=0.99; CI95%: 0.99-1.00). Before gait data collection, the participants were asked to walk for approximately one minute to familiarize with the markers and the laboratory walkway. Then, each participant walked at self-selected speed, a distance of 7 meters, for at least 5 trials with proper left foot contact with the force plate.

Insert_Figure_2_near_here

Data reduction

Only the torque-angle data between 20° of forefoot eversion and 50° of forefoot inversion were retained for analysis. These data were filtered with a Chebyshev 3rd order, low-pass filter with a 4Hz cutoff frequency. Next, a smoothness analysis was carried out for each torque-angle time-series to identify trials with greater irregularities, which were more likely to have been influenced by muscle contraction. Irregularities were defined as high change rates in the torque-angle time-series slope. Frame to frame slopes of each time-series were calculated (Nm/°). Change rates in slopes were presented in percentage of the slope of

the previous frame-to-frame interval. In order to define time-series with high change slope rates, a quartile analysis was performed for all change rate values obtained from all participants and trials. The highest change rate value accepted was defined as the third quartile (percentile 75%), which represented 18% of slope change. Thus, time-series with change rates higher than 18% were excluded from the analysis. From 99 time-series, three from each participant, 83 were retained for analysis – at least one time-series for each participant. Then, the following variables were extracted: maximum midfoot resistance torque; and maximum midfoot stiffness, which was calculated as the maximum instantaneous slope of the torque-angle time-series using the 4th order polynomial method [17]. The instantaneous slope was estimated using the following formula:

$$4 * c(1) * a^3 + 3 * c(2) * a^2 + 2 * c(3) * a + c(4) \quad (1)$$

where c1 to c4 are the polynomial coefficients in a specific angle (a). In a pilot study with 10 participants, the examiner demonstrated excellent test-retest reliability for the maximum midfoot resistance torque (ICC=0.94; CI95%: 0.78-0.98; Standard error of measurement (SEM) = 0.21 Nm) and maximum midfoot stiffness (ICC=0.96; CI95%: 0.84-0.99; SEM=0.01 Nm/°) using the Torsimeter. All the procedures were performed in the Matlab® Software. The average values were considered for statistical analyses.

The angular displacements of the foot segments during the stance phase of gait were computed in the Visual 3D software (C-Motion, Inc, Rockville, Maryland, USA). The linear displacements of the tracking markers and the force data were filtered with a Butterworth 4th order low-pass filter with 6Hz and 25Hz cutoff frequencies, respectively. Heel contact and toe-off were determined automatically in Visual 3D using the vertical ground reaction force and a threshold of 20N. The following angular displacement data were computed: (1)

forefoot-rearfoot dorsiflexion-plantarflexion; (2) forefoot-rearfoot inversion-eversion; and (3) rearfoot-shank inversion-eversion. Positive values represent forefoot eversion and dorsiflexion and rearfoot eversion. Kinematic data were calculated based on the following Cardan sequence: flexion/extension (medio-lateral axis), inversion/eversion (antero-posterior axis) and adduction/abduction (longitudinal axis). Data were normalized to 101 points, one for each percentage of the stance phase of gait. Average values of at least five trials were considered for analysis. The following variables, representing different components of foot pronation, were extracted from the angular time-series: (1) forefoot-rearfoot inversion peak, (2) forefoot-rearfoot dorsiflexion peak and (3) rearfoot-shank eversion peak.

Data analysis

Data were tested for normal distribution using the Shapiro-Wilk test. Only the maximum midfoot resistance torque was not normally distributed. Then, Pearson Correlation Coefficients tested the association of foot segments angular displacement and maximum midfoot stiffness and Spearman Correlation Coefficients tested the association between foot segments angular displacement and maximum midfoot resistance torque, considering $\alpha = 0.05$. All the analyses were carried out with SPSS 24 (SPSS Inc, Chicago, USA). The strength of the correlations was interpreted as follows: small, $r < 0.30$; moderate, $0.30 \leq r < 0.50$; large, $0.50 \leq r \leq 1.00$ [18].

Results

The midfoot mean and standard deviation maximum resistance torque and maximum stiffness were 4.58 Nm (SD 1.67) and 0.22 Nm/° (SD 0.07), respectively. The participants demonstrated mean forefoot-rearfoot inversion and dorsiflexion peaks of -10.82° (SD 6.47) and -32.25° (SD 8.10), respectively, and mean rearfoot eversion peak of -5.57° (SD 3.98)

during the stance phase of gait. Figure 3 shows the mean forefoot and rearfoot angular displacement during the stance phase of gait. Figure 4 shows the mean midfoot torque-angle time-series. Table 1 shows the results of the correlation analyses. Reduced maximum midfoot resistance torque was associated with increased forefoot-rearfoot inversion peak and with increased forefoot-rearfoot dorsiflexion peak. Therefore, the smaller the maximum midfoot resistance torque, the greater the forefoot-rearfoot inversion and dorsiflexion peak angles during the stance phase of gait. In addition, reduced maximum midfoot resistance torque was associated with increased rearfoot eversion peak. Thus, the smaller the maximum midfoot resistance torque, the greater the rearfoot eversion peak. Maximum midfoot stiffness was not associated to the foot angular displacements.

Insert_Table_1_Figure_3_and_Figure_4_near_here

Discussion

This study investigated if midfoot resistance to inversion is associated with foot pronation during the stance phase of gait. The results demonstrated that increased forefoot-rearfoot inversion and dorsiflexion angles and rearfoot eversion angle (i.e. increased foot pronation) were associated to reduced midfoot resistance torque, which was in accordance with our hypothesis. These results may be explained by the influence of the mechanical properties of the midfoot soft tissues on foot motion during weight-bearing tasks, such as gait. In addition, these results may be explained by the effects of repetitive foot motion on the mechanical properties of midfoot tissues in the long-term, due to tissue adaptation. On the other hand, contrary to our hypothesis, midfoot passive stiffness was not associated to foot pronation during the stance phase of gait.

Reduced midfoot resistance torque was moderately associated with increased forefoot-

rearfoot inversion and increased rearfoot eversion angles during the stance phase of gait. In other words, the smaller the midfoot resistance torque, the greater the forefoot inversion angles and the rearfoot eversion angles. Forefoot-rearfoot inversion and rearfoot-shank eversion are components of foot pronation when the foot is in full contact with the ground, such as during the end of the loading response phase and during the midstance phase of gait [1]. In the present study, peak forefoot inversion and rearfoot eversion occurred approximately during the loading response and midstance phases, as demonstrated in Figure 3. Although correlation analysis does not allow inferring about cause and effect relationships, these findings are in accordance with the assumption that the mechanical resistance of the midfoot soft tissues influences the movement of the foot joints that are related to foot pronation [7]. More specifically, the midfoot would function as a torsional spring, connecting the forefoot to the rearfoot and resisting to forefoot-rearfoot inversion and rearfoot-shank eversion during weight-bearing tasks, such as gait [7,9,10,19].

Reduced midfoot resistance torque was moderately associated with increased forefoot-rearfoot dorsiflexion (i.e. increased flattening of the foot longitudinal arch). Thus, the smaller the midfoot resistance torque to inversion, the greater the forefoot dorsiflexion angle during the stance phase. This finding suggests that the tissues that resist to forefoot inversion also resist to forefoot dorsiflexion [9]. The foot plantar aponeurosis is particularly important for this function. This strong soft tissue connects the forefoot to the rearfoot in a shape that mimics a triangle [9,10,20,21]. Thus, the plantar aponeurosis, as a tie-rod on a truss, holds together the anterior (i.e. forefoot) and posterior (i.e. rearfoot) struts of the truss when the body weight is loaded onto the triangle and consequently limits the flattening of the foot longitudinal arch - represented in this study by forefoot dorsiflexion.

The association between reduced midfoot resistance torque and increased foot pronation suggests that increased foot pronation during weight-bearing tasks, such as gait,

may modify the mechanical properties of midfoot tissues in the long term, due to tissue adaptation, and consequently reduce midfoot resistance torque. Therefore, increased foot pronation due to other factors, such as ankle-foot complex varus alignment and reduced hip passive stiffness [7], can progressively impose repetitive stretching on the midfoot soft tissues, causing tissue structural adaptation [13,14] and consequently reducing the midfoot resistance torque. Future longitudinal studies could investigate the relationship between midfoot resistance torque and other factors related to increased foot pronation in the long term.

Different tissues may increase resistance to forefoot inversion and related movements such as forefoot dorsiflexion and rearfoot eversion. In addition to the plantar aponeurosis, the long and short plantar ligaments, the interosseous talocalcaneous and spring ligaments, intrinsic muscles and intrinsic and extrinsic tendons may also influence midfoot resistance to inversion [9–12,22]. For example, Ker et al [12] showed that plantar aponeurosis, long and short plantar ligaments, and spring ligament play an important role in maintaining plantar arch integrity. Thus, the findings of the present study suggest that assessing and implementing interventions to modify the mechanical properties of these tissues may influence the magnitude of foot pronation during gait.

Similar to other soft tissues, the mechanical properties of the midfoot tissues are probably modifiable through clinical interventions and due to the pattern of use [23,24]. For example, Mahieu et al [25] demonstrated that calf muscle stretching for six weeks reduces the passive torque of resistance to ankle dorsiflexion. In a different study, Ocarino et al [23] observed increased passive stiffness and altered resting position of the elbow joint (greater flexion angle) after a program of strengthening of the elbow flexors. Finally, the findings of a recent study suggested that wearing shoes that restrict foot motion (e.g. arch support, toe boxes) reduces foot intrinsic muscles strength and reduce foot stiffness [26]. Thus,

interventions designed to reduce or to increase the mechanical resistance of the midfoot soft tissues may also increase or reduce foot pronation during gait. However, this still lacks scientific scrutiny.

The lack of association between midfoot stiffness and foot pronation may have been influenced by the reduced statistical power reached for the corresponding correlation. As demonstrated in Table 1, the relationship between midfoot stiffness and foot pronation followed the same direction of the relationship between midfoot torque and foot pronation, with marginal p values, especially for forefoot movement. A post hoc analysis demonstrated that we reached a statistical power of approximately 50% for the correlations between midfoot stiffness and the different components of foot pronation. This did not provide high confidence in the absence of significant associations. However, similar to the correlations between foot pronation and midfoot torque, the effect sizes of the correlations between foot pronation and midfoot stiffness were also moderate. In addition, we also found that midfoot stiffness and midfoot resistance torque were strongly correlated ($p < 0.001$; $r = 0.94$), which suggests that they represent similar midfoot mechanical properties. Therefore, future studies investigating the relationship between midfoot resistance to inversion and other variables could probably choose either midfoot resistance torque or midfoot stiffness to represent midfoot soft tissues mechanical properties.

This study had some limitations. First, the electromyographic activity was not monitored in this study. The traditional procedures used to assess foot intrinsic muscles activity are invasive and allow evaluation of only a small number of muscles [27]. New non-invasive procedures [28] would also not be possible because of the Torsimeter attachments on the foot and shank. However, we used the procedures recommended to avoid muscle contraction during passive measurements, such as verbal orientation, slow speed of the forefoot inversion movement and accommodation trials. In addition, the time-series

representing the midfoot resistance torque retained for analysis showed a typical passive torque pattern [29]. Finally, the results of this study might not be valid for people with different gait patterns and soft tissues mechanical properties, such as older adults [30,31] and people with foot injury or history of surgery [19,32].

Conclusion

This study demonstrated that reduced midfoot resistance torque was associated to increased forefoot inversion and dorsiflexion and rearfoot eversion during the stance phase of gait. Midfoot stiffness was not associated to foot pronation during gait. These findings should be considered when examining individuals with increased foot pronation during gait and when examining individuals with increased or reduced midfoot mechanical resistance.

References

- [1] T.C. Michauld, *Foot Orthoses and Other Forms of Conservative Foot Care*, 1st ed., Williams & Wilkins, Newton, 1997.
- [2] H.B. Menz, A.B. Dufour, J.L. Riskowski, H.J. Hillstrom, M.T. Hannan, Planus Foot Posture and Pronated Foot Function are Associated with Foot Pain: The Framingham Foot Study, *Arthritis Care Res.* 65 (2013) 1991–1999. doi:10.1002/acr.22079.
- [3] R.A. Resende, R.N. Kirkwood, K.J. Deluzio, E.A. Hassan, S.T. Fonseca, Ipsilateral and contralateral foot pronation affect lower limb and trunk biomechanics of individuals with knee osteoarthritis during gait, *Clin. Biomech.* 34 (2016) 30–37. doi:10.1016/j.clinbiomech.2016.03.005.
- [4] H.B. Menz, A.B. Dufour, J.L. Riskowski, H.J. Hillstrom, M.T. Hannan, Foot posture, foot function and low back pain: The Framingham Foot Study, *Rheumatol.* 52 (2013) 2275–2282. doi:10.1093/rheumatology/ket298.
- [5] G.M. Monaghan, C.L. Lewis, W.H. Hsu, E. Saltzman, J. Hamill, K.G. Holt, Forefoot angle determines duration and amplitude of pronation during walking, *Gait Posture.* 38 (2013) 8–13. doi:10.1016/j.gaitpost.2012.10.003.
- [6] D.L. Headlee, J.L. Leonard, J.M. Hart, C.D. Ingersoll, J. Hertel, Fatigue of the plantar intrinsic foot muscles increases navicular drop, *J. Electromyogr. Kinesiol.* 18 (2008) 420–425. doi:10.1016/j.jelekin.2006.11.004.
- [7] 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. doi:10.1016/j.math.2013.10.003.
- [8] 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.
doi:10.1016/j.clinbiomech.2008.09.009.
- [9] C.C. Norkin, P.K. Levangie, *Joint Structure and Function: A Comprehensive Analysis*, 2nd ed., F.A. Davis Company, 1992.
- [10] S.K. Sarrafian, Functional characteristics of the foot and plantar aponeurosis under tibiotalar loading, *Foot Ankle.* 8 (1987) 4–18. doi:10.1177/107110078700800103.
- [11] E. Gardner, D.J. Gray, R.O. Rahilly, *Anatomy-A regional study of human structure*, 4th ed., W.B. Saunders Company, Philadelphia, 1975.
- [12] R.F. Ker, M.B. Bennett, S.R. Bibby, K.R. C., A.R. McN., The Spring In The Arch Of The Human Foot, *Nature.* 325 (1987) 147–149.
- [13] S.R. Freitas, P. Mil-Homens, Effect of 8-Week High-Intensity Stretching Training on Biceps Femoris Architecture, *J. Strength Cond. Res.* 29 (2015) 1737–1740.
doi:10.1519/JSC.0000000000000800.
- [14] D.C. Taylor, J.D. Dalton, A. V Seaber, W.E. Garrett, Viscoelastic properties of muscle-tendon units. The biomechanical effects of stretching., *Am. J. Sports Med.* 18 (1990) 300–9. doi:10.1177/036354659001800314.
- [15] 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) 175–91.
- [16] A. Leardini, M.G. Benedetti, L. Berti, D. Bettinelli, R. Natio, S. Giannini, Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait, *Gait Posture.* 25 (2007) 453–462. doi:10.1016/j.gaitpost.2006.05.017.
- [17] A. Nordez, C. Cornu, P. McNair, Acute effects of static stretching on passive stiffness of the hamstring muscles calculated using different mathematical models, *Clin. Biomech.* 21 (2006) 755–760. doi:10.1016/j.clinbiomech.2006.03.005.

- [18] J. Cohen, *Statistical power analysis for the behavioral sciences*, 2nd ed., L. Erlbaum Associates, New York, 1988.
- [19] A. Leardini, J.J. O'Connor, S. Giannini, Biomechanics of the natural, arthritic, and replaced human ankle joint, *J. Foot Ankle Res.* 7 (2014) 1–16. doi:10.1186/1757-1146-7-8.
- [20] J.H. Hicks, The foot as a support, *Acta Anat.* 25 (1955) 34–45. doi:10.1159/000141055.
- [21] J.H. Hicks, The mechanics of the foot. II. The plantar aponeurosis and the arch, *J. Anat.* 88 (1954) 25–30.
- [22] J.T. Cheung, M. Zhang, Effects of plantar fascia stiffness on the biomechanical responses of the ankle – foot complex, *Clin. Biomech.* 19 (2004) 839–846. doi:10.1016/j.clinbiomech.2004.06.002.
- [23] 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. doi:10.1016/j.math.2007.03.009.
- [24] K. Kubo, H. Kanehisa, T. Fukunaga, Effects of resistance and stretching training programmes on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo, *J. Physiol.* 538 (2002) 219–226. doi:10.1013/jphysiol.2001.012703.
- [25] N.N. Mahieu, P. McNair, M. De Muynck, V. Stevens, I. Blanckaert, N. Smits, E. Witvrouw, Effect of static and ballistic stretching on the muscle-tendon tissue properties, *Med. Sci. Sports Exerc.* 39 (2007) 494–501. doi:10.1249/01.mss.0000247004.40212.f7.
- [26] N.B. Holowka, I.J. Wallace, D.E. Lieberman, Foot strength and stiffness are related to footwear use in a comparison of minimally- vs. conventionally-shod populations, *Sci. Rep.* 8 (2018) 1–12. doi:10.1038/s41598-018-21916-7.

- [27] L.A. Kelly, S. Kuitunen, S. Racinais, A.G. Cresswell, Recruitment of the plantar intrinsic foot muscles with increasing postural demand, *Clin. Biomech.* 27 (2012) 46–51. doi:10.1016/j.clinbiomech.2011.07.013.
- [28] E. Ferrari, G. Cooper, N.D. Reeves, E.F. Hodson-Tole, Surface electromyography can quantify temporal and spatial patterns of activation of intrinsic human foot muscles, *J. Electromyogr. Kinesiol.* 39 (2018) 149–155. doi:10.1016/j.jelekin.2018.02.009.
- [29] K. Chino, H. Takahashi, The association of muscle and tendon elasticity with passive joint stiffness: In vivo measurements using ultrasound shear wave elastography, *Clin. Biomech.* 30 (2015) 1230–1235. doi:10.1016/j.clinbiomech.2015.07.014.
- [30] H.B. Menz, Biomechanics of the Ageing Foot and Ankle: A Mini-Review, *Gerontology.* 61 (2015) 381–388. doi:10.1159/000368357.
- [31] A. Aboutorabi, M. Arazpour, M. Bahramizadeh, S.W. Hutchins, R. Fadayevatan, The effect of aging on gait parameters in able-bodied older subjects: a literature review, *Aging Clin. Exp. Res.* 28 (2016) 393–405. doi:10.1007/s40520-015-0420-6.
- [32] P. Aleixo, J. Vaz-Patto, H. Moreira, J. Abrantes, Dynamic joint stiffness of the ankle in healthy and rheumatoid arthritis post-menopausal women, *Gait Posture.* 60 (2018) 225–234. doi:10.1016/j.gaitpost.2017.12.008.

Figures' captions

Figure 1: Torsimeter. (A) Parts of the equipment. (B) Positioning of the participant.

Figure 2: Marker placement: lateral (A) and posterior (B) views.

Figure 3: Foot segments mean and standard deviation angular displacement during the stance phase of gait. A) forefoot-rearfoot eversion; B) forefoot-rearfoot plantarflexion; (C) rearfoot-shank inversion.

Figure 4: Mean midfoot torque-angle time-series.

Table 1

Correlation coefficients (r) between foot segments angular displacement during gait and maximum midfoot stiffness and torque of resistance.

		Forefoot Inversion peak	Forefoot Dorsiflexion peak	Rearfoot Eversion peak
Maximum Midfoot Stiffness	r value ^a	0.34	-0.33	-0.29
	<i>P</i> value	0.052	0.059	0.093
Maximum Midfoot Torque	r value ^b	0.38*	-0.35*	-0.45*
	<i>P</i> value	0.029	0.048	0.008

*Statistically significant correlations with $\alpha = 0.05$.

^aPearson coefficient.

^bSpearman coefficient.

Figure 1

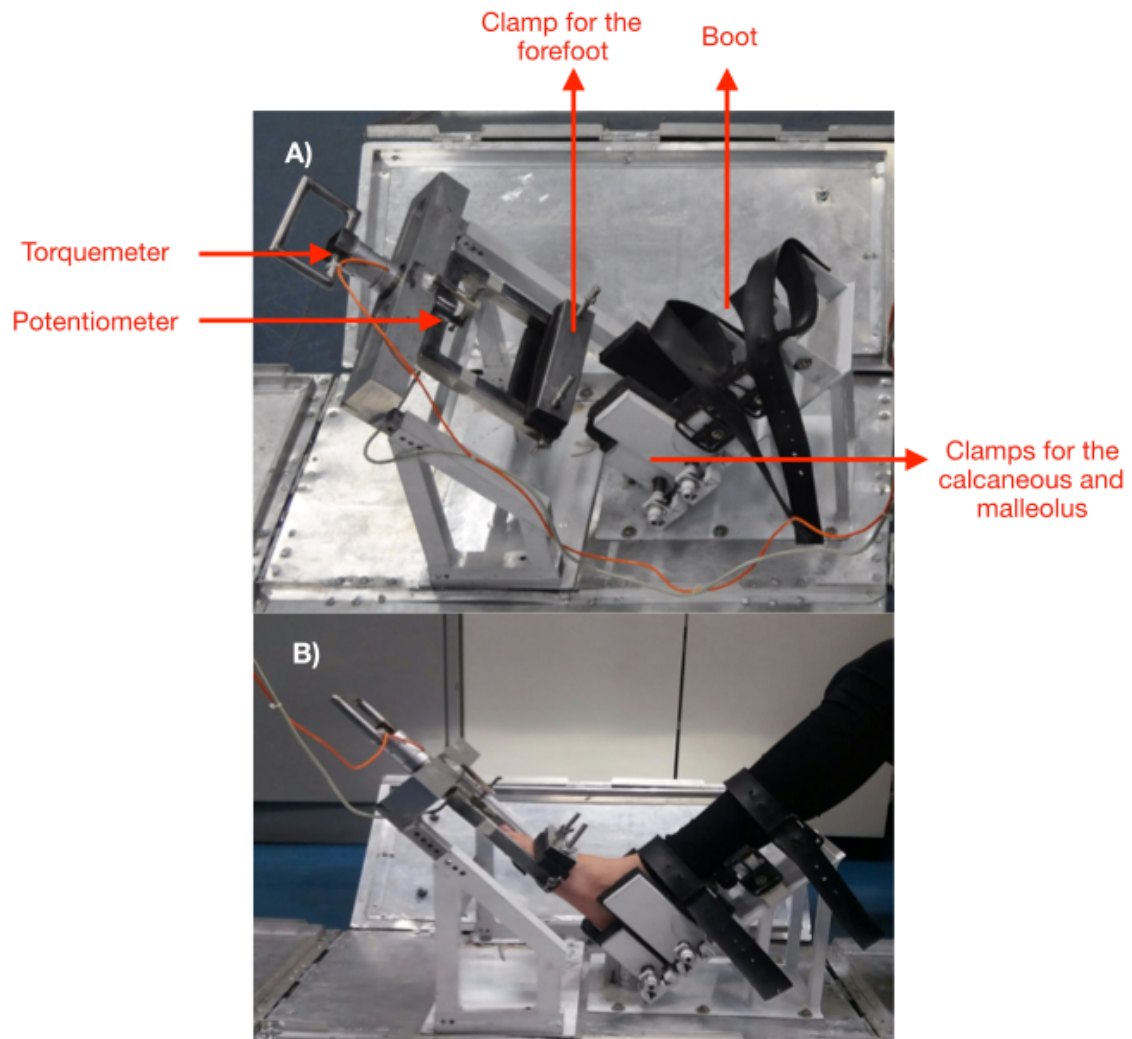


Figure 2

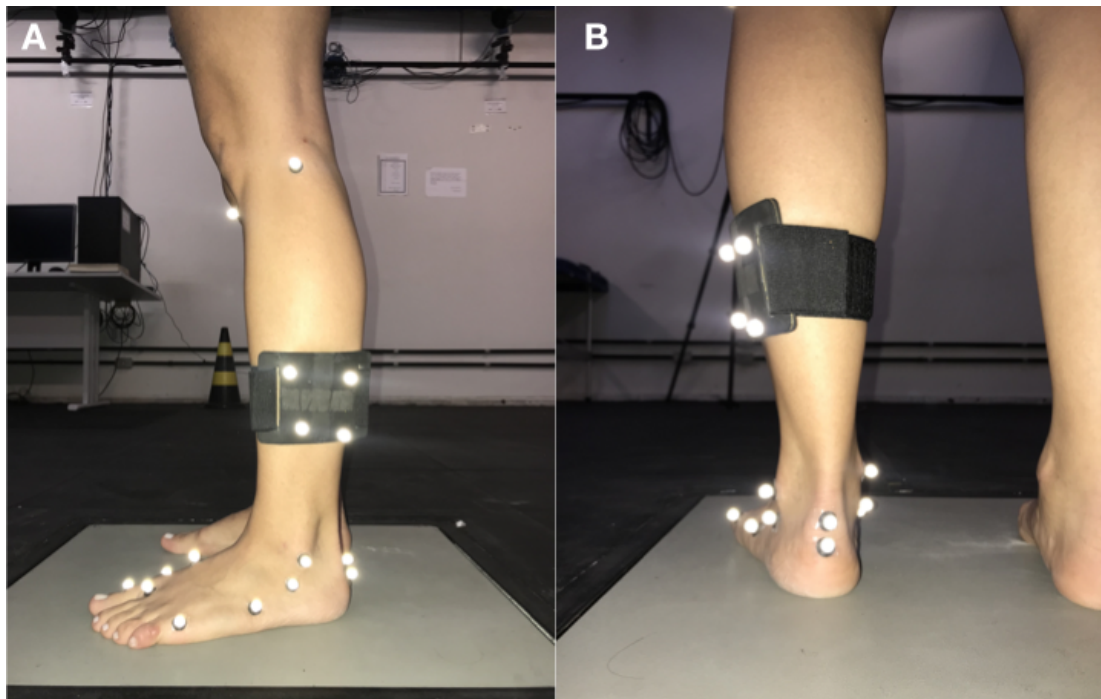


Figure 3

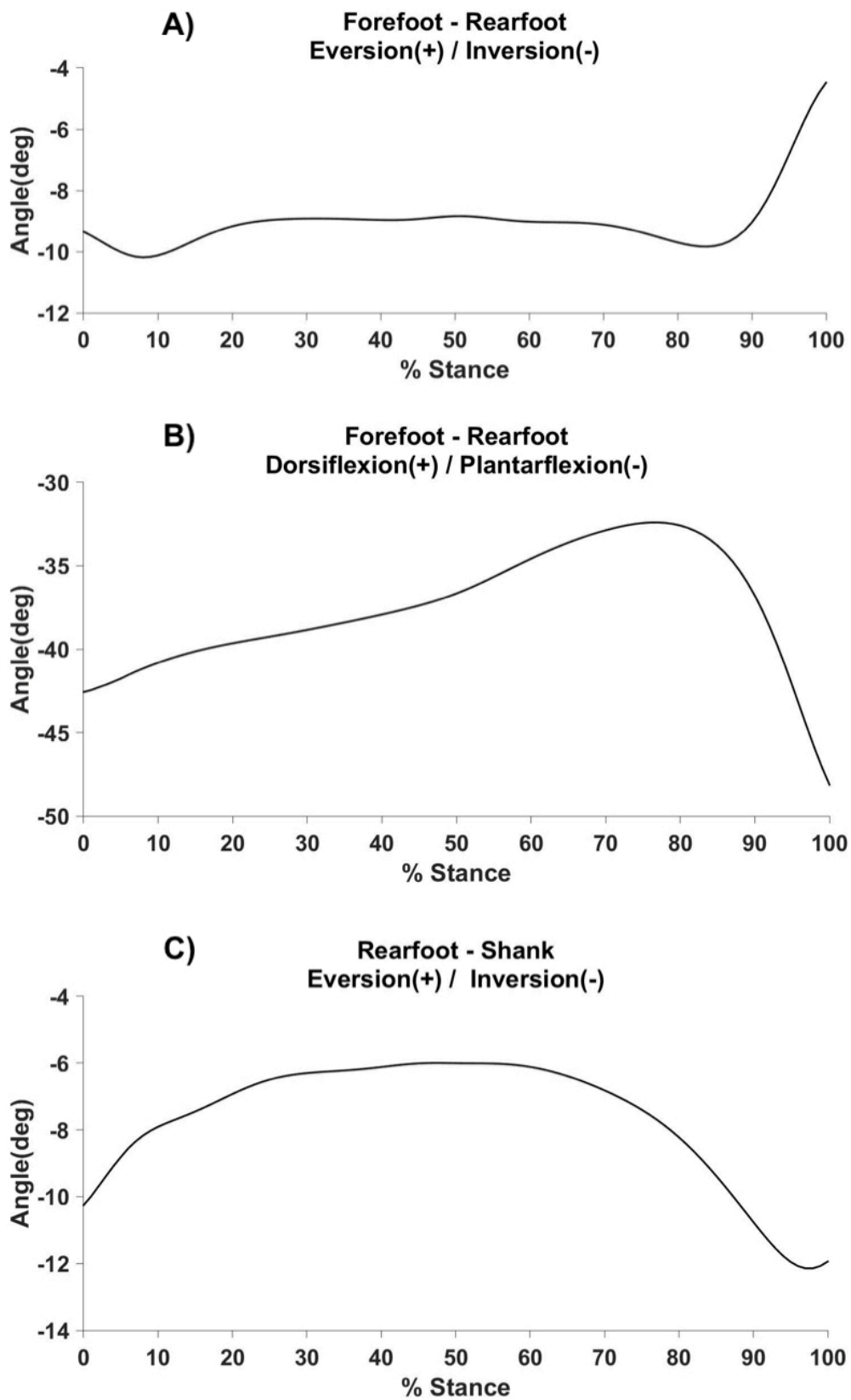
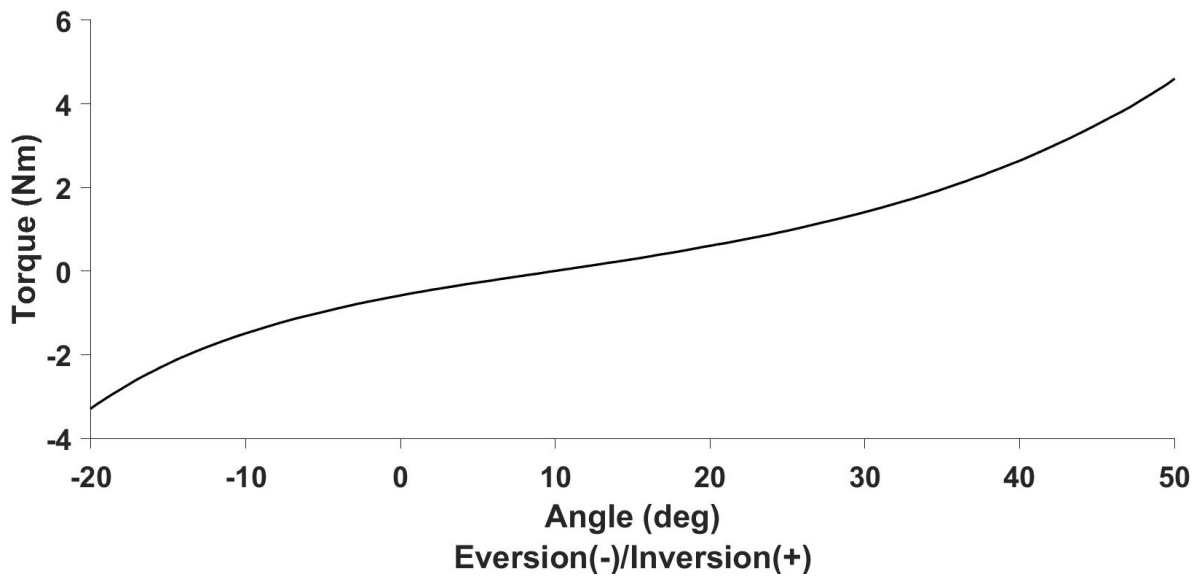


Figure 4



CONSIDERAÇÕES FINAIS

O presente estudo demonstrou a associação entre a resistência mecânica do mediopé à inversão do antepé e o movimento de pronação do complexo do pé durante a fase de apoio da marcha em adultos saudáveis. Os resultados demonstraram que menores valores de torque de resistência do complexo do mediopé ao movimento de inversão do antepé estão associados a maiores valores de inversão e dorsiflexão do antepé e de eversão do retropé durante a fase de apoio da marcha. Estes achados suportam a hipótese de que o mediopé funciona como uma mola torcida, conectando o antepé ao retropé, e resistindo à eversão do retropé durante a primeira metade da fase de apoio da marcha. Estudos futuros que investiguem a relação entre as propriedades mecânicas dos tecidos do mediopé e o movimento de supinação do pé durante a marcha, principalmente durante a fase de impulsão, poderão contribuir para o melhor entendimento da relação entre as propriedades mecânicas do mediopé e os movimentos do pé durante a fase de apoio. A nossa hipótese é que os tecidos do mediopé funcionem como uma mola, deformando e absorvendo energia elástica durante a fase de resposta à carga e retornando energia elástica durante a fase final de apoio da marcha, contribuindo para a inversão do retropé e consequentemente auxiliando na supinação do complexo do pé.

É possível que outros fatores relacionados ao aumento da pronação, como o alinhamento em varo do complexo tornozelo-pé e a redução da rigidez passiva dos tecidos rotadores externos do quadril, podem impor alongamento repetitivo sobre os tecidos moles do mediopé, causando adaptação tecidual e, consequentemente, reduzindo o torque de resistência do mediopé. Tecidos moles são modificáveis por tratamentos específicos e por padrão de uso. Desta forma, é possível que pacientes que apresentem aumento da pronação sejam beneficiados por intervenções direcionadas à modificação das propriedades mecânicas dos tecidos do mediopé, como fortalecimento da musculatura intrínseca, alongamento e posicionamento durante atividades em cadeia fechada por meio do uso de palmilhas biomecânicas. Estudos futuros podem investigar se diferentes intervenções e padrão de uso são capazes de modificar as propriedades mecânicas dos tecidos do mediopé e os efeitos dessas modificações sobre o movimento do pé durante atividades em descarga de peso, como a marcha.

O presente estudo apresentou um método para mensuração das propriedades passivas de estruturas que compõem o complexo articular do mediopé, o qual envolve a utilização de um equipamento recentemente desenvolvido por um grupo de pesquisadores do Programa, o

Torsímetro. Até então, fisioterapeutas têm utilizado de procedimentos subjetivos para esta avaliação, o que dificulta o estabelecimento de critérios para o manejo de pacientes com alterações das propriedades mecânicas dos tecidos moles do mediopé. A demonstração de que as variáveis obtidas a partir do uso do Torsímetro apresentam relação com o movimento do pé durante a marcha reforça a validade deste equipamento. Desta forma, este equipamento permitirá que estudos futuros possam ser implementados para melhorar o entendimento do comportamento e da relação entre as propriedades mecânicas do mediopé e outras variáveis, como alinhamento do pé e rigidez e movimento de quadril. Além disso, o uso deste equipamento poderá ser adaptado para uso em ambientes clínicos, o que auxiliará o fisioterapeuta durante a avaliação das propriedades mecânicas do complexo do pé.

REFERÊNCIAS

ABOUTORABI, Atefeh *et al.* The effect of aging on gait parameters in able-bodied older subjects: a literature review. *Aging Clinical and Experimental Research*, v. 28, n. 3, p. 393–405, 2016.

ALEIXO, Pedro *et al.* Dynamic joint stiffness of the ankle in healthy and rheumatoid arthritis post-menopausal women. *Gait and Posture*, v. 60, n. December 2017, p. 225–234, 2018.

ALZHRANI, Matar Abdullah; ADA, Louise; DEAN, Catherine M. Duration of physical activity is normal but frequency is reduced after stroke: An observational study. *Journal of Physiotherapy*, v. 57, n. 1, p. 47–51, 2011.

CHEUNG, Jason Tak-man; ZHANG, Ming. Effects of plantar fascia stiffness on the biomechanical responses of the ankle – foot complex. *Clinical Biomechanics*, v. 19, n. 8, p. 839–846, 2004.

CHINO, Kentaro; TAKAHASHI, Hideyuki. The association of muscle and tendon elasticity with passive joint stiffness: In vivo measurements using ultrasound shear wave elastography. *Clinical Biomechanics*, v. 30, n. 10, p. 1230–1235, 2015.

COHEN, Jacob. *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. 2. ed. New York: L. Erlbaum Associates, 1988.

DANGELO, Jose Geraldo.; FATTINI, Carlo Americo. *Anatomia humana sistêmica e segmentar*. 3. ed. São Paulo: Atheneu, 2007.

DUTTON, Mark. *Fisioterapia Ortopédica: exame, avaliação e intervenção*. 2. ed. Porto Alegre: Artmed, 2010. v. 2.

FAUL, Franz *et al.* G*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior research methods*, v. 39, n. 2, p. 175–91, maio 2007.

FERRARI, E. *et al.* Surface electromyography can quantify temporal and spatial patterns of activation of intrinsic human foot muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 39, n. February, p. 149–155, 2018.

FREITAS, Sandro R.; MIL-HOMENS, Pedro. Effect of 8-Week High-Intensity Stretching Training on Biceps Femoris Architecture. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 29, n. 6, p. 1737–1740, jun. 2015.

GARDNER, Ernest; GRAY, Donald J.; RAHILLY, Ronan O'. *Anatomy-A regional study of human structure*. 4. ed. Philadelphia: W.B. Saunders Company, 1975.

GROSS, K. Douglas *et al.* Varus foot alignment and hip conditions in older adults. *Arthritis and Rheumatism*, v. 56, n. 9, p. 2993–2998, 2007.

HAMILL, Joseph; KNUTZEN, Kathleen M.; DERRICK, Timothy R. *Bases biomecânicas do*

movimento humano. 3. ed. Barueri: Manole, 2016.

HAMMER, Warren I. *Functional Soft-tissue Examination and Treatment by Manual Methods*. 3. ed. Ontario: Jones & Bartlett Learning, 2007.

HEADLEE, Donella L. *et al.* Fatigue of the plantar intrinsic foot muscles increases navicular drop. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 18, n. 3, p. 420–425, 2008.

HICKS, J.H. The foot as a support. *Acta Anat.*, v. 25, n. 1, p. 34–45, 1955.

HICKS, J.H. The mechanics of the foot. II. The plantar aponeurosis and the arch. *Journal of anatomy*, v. 88, n. 1, p. 25–30, jan. 1954.

HOLLOWKA, Nicholas B.; WALLACE, Ian J.; LIEBERMAN, Daniel E. Foot strength and stiffness are related to footwear use in a comparison of minimally- vs. conventionally-shod populations. *Scientific Reports*, v. 8, n. 1, p. 1–12, 2018.

KELLY, Luke A. *et al.* Recruitment of the plantar intrinsic foot muscles with increasing postural demand. *Clinical Biomechanics*, v. 27, n. 1, p. 46–51, 2012.

KER, R.F. *et al.* The spring in the arch of the human foot. *Nature*, v. 325, p. 147–149, 1987.

KUBO, Keitaro; KANEHISA, Hiroaki; FUKUNAGA, Tetsuo. Effects of resistance and stretching training programmes on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *Journal of Physiology*, v. 538, n. 1, p. 219–226, 2002.

LATASH, Mark L; ZATSIORSKY, Vladimir M. Joint stiffness: Myth or reality? *Human Movement Science*, v. 12, n. 6, p. 653–692, dez. 1993.

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

LEARDINI, Alberto; O’CONNOR, John J; GIANNINI, Sandro. Biomechanics of the natural, arthritic, and replaced human ankle joint. *Journal of Foot and Ankle Research*, v. 7, n. 1, p. 1–16, 2014.

LEITE, Diego X. *et al.* Relação entre rigidez articular passiva e torque concêntrico dos rotadores laterais do quadril. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, v. 16, n. 5, p. 414–421, out. 2012.

LOUW, Maryke; DEARY, Clare. The biomechanical variables involved in the aetiology of iliotibial band syndrome in distance runners - A systematic review of the literature. *Physical Therapy in Sport*, p. 1–12, 2013.

LUFLER, Rebecca S *et al.* Anatomical origin of forefoot varus malalignment. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, v. 102, n. 5, p. 390–5, 2012.

MAGEE, David J. *Avaliação musculoesquelética*. 5. ed. Barueri: Manole, 2010.

MAHIEU, Nele Nathalie *et al.* Effect of static and ballistic stretching on the muscle-tendon

- tissue properties. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 39, n. 3, p. 494–501, 2007.
- MCPOIL, T.G.; BROCATO, Ronald Steven. Pé e Tornozelo: Avaliação Biomecânica e Tratamento. In: GOULD III, JAMES A. (Org.). *Fisioterapia na Ortopedia e na Medicina do Esporte*. 2. ed. São Paulo: Manole, 2003. p. 293–321.
- MCPOIL, T; CAMERON, JA; ADRIAN, MJ. Anatomical characteristics of the talus in relation to forefoot deformities. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, v. 77, n. 2, p. 77–81, fev. 1987.
- MENDONÇA, Luciana De Michelis *et al.* Comparação Do Alinhamento Anatômico De Membros Inferiores Entre Indivíduos Saudáveis E Indivíduos Com Tendinose Patelar. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, v. 9, n. 1, p. 101–107, 2005.
- MENZ, Hylton B. Biomechanics of the Ageing Foot and Ankle: A Mini-Review. *Gerontology*, v. 61, n. 4, p. 381–388, 2015.
- MENZ, Hylton B. *et al.* Foot posture, foot function and low back pain: The Framingham Foot Study. *Rheumatology (Oxford)*, v. 52, n. 12, p. 2275–2282, 2013a.
- MENZ, Hylton B. *et al.* Planus Foot Posture and Pronated Foot Function are Associated with Foot Pain: The Framingham Foot Study. *Arthritis Care and Research*, v. 65, n. 12, p. 1991–1999, 2013b.
- MICHAULD, Thomas C. *Foot Orthoses and Other Forms of Conservative Foot Care*. 1. ed. Newton: Williams & Wilkins, 1997.
- MONAGHAN, Gail M. *et al.* Forefoot angle determines duration and amplitude of pronation during walking. *Gait and Posture*, v. 38, n. 1, p. 8–13, 2013.
- MOORE, Keith L.; DALLEY, Arthur F.; AGUR, Anne M. R. *Anatomia orientada para a clinica*. 6. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2013.
- NORDEZ, Antoine; CORNU, Christophe; MCNAIR, Peter. Acute effects of static stretching on passive stiffness of the hamstring muscles calculated using different mathematical models. *Clinical Biomechanics*, v. 21, n. 7, p. 755–760, 2006.
- NORKIN, Cynthia C.; LEVANGIE, Pamela K. *Joint Structure and Function: a comprehensive analysis*. 2. ed. Philadelphia: F.A. Davis Company, 1992.
- NORKIN, Cynthia C.; LEVANGIE, Pamela K. *Articulações. Estrutura e Função - Uma Abordagem Prática e Abrangente*. 2. ed. Rio de Janeiro: Revinter, 1980.
- OCARINO, Juliana M. *et al.* Alterations of stiffness and resting position of the elbow joint following flexors resistance training. *Manual Therapy*, v. 13, n. 5, p. 411–418, 2008.
- RESENDE, Renan A. *et al.* Ipsilateral and contralateral foot pronation affect lower limb and trunk biomechanics of individuals with knee osteoarthritis during gait. *Clinical Biomechanics*, v. 34, p. 30–37, maio 2016.

SARRAFIAN, S K. Functional characteristics of the foot and plantar aponeurosis under tibiotalar loading. *Foot & ankle*, v. 8, n. 1, p. 4–18, 1987.

SILVA, Rodrigo Scattone *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.

SNYDER, Kelli 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, Thales 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, 2014.

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

TAYLOR, D C *et al.* Viscoelastic properties of muscle-tendon units. The biomechanical effects of stretching. *The American journal of sports medicine*, v. 18, n. 3, p. 300–9, 1990.

TIBERIO, D. Pathomechanics of structural foot deformities. *Physical therapy*, v. 68, n. 12, p. 1840–9, dez. 1988.

VENTURINI, Claudia *et al.* Estudo da associação entre dor patelofemoral e retropé varo. *Acta Fisiátrica*, v. 13, n. 2, p. 70–73, 2006.

WILLIAMS, Dorsey S; MCCLAY, Irene S; HAMILL, Joseph. Arch structure and injury patterns in runners. *Clinical Biomechanics*, v. 16, p. 341–347, 2001.

APÊNDICE 1 – Ficha de identificação dos participantes

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

Título do estudo: Existe relação entre a resistência mecânica do complexo articular do mediopé e o movimento de pronação do pé durante a marcha?

Investigador principal: Raphael Borges de Oliveira Gomes

Orientador: Prof. Dr. Renan Alves Resende

Co-orientador: Prof. Dr. Thales Rezende de Souza

FICHA DE IDENTIFICAÇÃO DO VOLUNTÁRIO

ID do voluntário:

Idade:

Data de Nascimento:

Data da coleta de dados:

Se você fosse chutar uma bola, qual pé seria? Marque com um "X" abaixo:

Direito: _____ Esquerdo: _____

Massa corporal: _____ Kg

Altura: _____ m

IMC: _____ Kg/m²

Você apresenta alguma doença/lesão ortopédica ou neurológica ?

Não: _____ Sim: _____. Qual? _____

Você apresenta dor em alguma parte do corpo?

Não: _____ Sim: _____. Onde? _____

Você realizou alguma cirurgia em coluna ou membros inferiores no último ano?

Não: _____ Sim: _____. Data e local da cirurgia: _____

Você realiza atividade física ?

Não: _____ Sim: _____. Qual atividade e quantas vezes por semana?

APÊNDICE 2 – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido**TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

Título do estudo: Existe relação entre a rigidez do complexo articular do mediopé e o movimento de pronação do pé durante a marcha?

Investigador principal: Raphael Borges de Oliveira Gomes

Orientador: Prof. Dr. Renan Alves Resende

Co-orientador: Prof. Dr. Thales Rezende de Souza

Gostaríamos de convidá-lo a participar deste estudo. Nosso objetivo é investigar a correlação entre a forma de pisar, durante a caminhada, e a rigidez do seu pé.

Local: Esta pesquisa será realizada no Laboratório de Análise do Movimento (LAM) da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais (EEFFTO-UFMG).

Procedimentos da pesquisa:

Os procedimentos desta pesquisa serão realizados em um único dia, com horário previamente agendado, com duração média de duas horas. Inicialmente, serão medidos o seu peso e altura em uma balança. Logo após, você deitará em uma maca, de barriga para baixo, onde iremos traçar algumas linhas em sua perna, utilizando uma caneta específica para isso. Em seguida, usando uma câmera fotográfica, iremos tirar 3 fotos da sua perna e pé para medirmos alguns ângulos, utilizando um programa de computador para analisar as fotos. Em seguida, você será solicitado a sentar em uma cadeira para medirmos a rigidez do seu pé. Para isso, iremos utilizar um equipamento desenvolvido para este fim, movimentando o seu pé, inicialmente 5 vezes e, em seguida, por mais 3 vezes. Após realizarmos estas medidas clínicas iniciais, iremos fazer a avaliação da sua forma de pisar. Para isso, pequenas bolinhas (marcadores reflexivos) serão fixados com uma fita dupla face de fraca fixação em pontos específicos da pele da sua bacia, coxa, perna e pé. Este procedimento é indolor. Então, com essas bolinhas reflexivas em sua pele, você deverá caminhar descalço(a) sobre uma passarela de madeira para que câmeras consigam captar a sua forma de andar. Ao término da coleta da sua forma de pisar, as bolinhas reflexivas serão retiradas da sua pele. Este procedimento também é indolor.

- Rúbrica do pesquisador: _____

- Rúbrica do voluntário: _____

Riscos e desconfortos: Esta pesquisa oferece riscos e desconforto pequenos, tais como:

- Leve desconforto no pé, que deverá permanecer apenas durante os testes, por causa da fixação do equipamento no pé e também pelos movimentos realizados. Caso ocorra, este desconforto será minimizado com tempo de descanso adequado.

- Leve irritação na pele por causa da colocação e retirada da fita adesiva dupla-face. Se ocorrer, o voluntário será orientado a não coçar o local. Esta irritação deverá se resolver em poucos minutos.

- Leve desconforto nos pés durante a caminhada na passarela, por estar descalço(a). Caso ocorra, este desconforto será minimizado com tempo de descanso adequado e deverá desaparecer logo após o teste.

Benefícios esperados: Ao término da pesquisa, você receberá um relatório contando todas as informações sobre sua forma de pisar e sobre a rigidez do seu pé. Além disso, os resultados obtidos nesta pesquisa irão fornecer mais conhecimento para a avaliação e tratamento da forma de pisar durante a caminhada.

Confidencialidade: Sua participação nesta pesquisa será anônima. Você será identificado por um código formado por letras e números. Seus dados pessoais, bem como qualquer outra forma de identificação, não serão revelados em nenhum momento. Apenas os pesquisadores envolvidos terão acesso a essas informações. Os dados serão utilizados apenas para fins de pesquisa.

Recusa ou desistência da participação: Sua participação nesta pesquisa é totalmente voluntária. Você poderá desistir a qualquer momento, sem necessidade de justificativa e sem qualquer prejuízo.

Gastos: Sua participação nesta pesquisa não lhe acarretará nenhum gasto financeiro e também não lhe será pago nenhum valor.

Mais informações sobre a pesquisa poderão ser fornecidas pelos pesquisadores responsáveis: Raphael Borges de Oliveira Gomes (31 98734-7887) e Renan Alves Resende (31 3409-7412). O Comitê de Ética em Pesquisa/UFMG (COEP) poderá ser acionado em caso de dúvidas relacionadas a aspectos éticos.

Após a leitura completa do presente documento, caso concorde em participar, você deverá assinar o termo de consentimento abaixo e rubricar todas as folhas desse termo. Serão assinadas duas vias; uma que ficará com você (participante) e a outra com o pesquisador responsável.

- Rúbrica do pesquisador: _____

- Rúbrica do voluntário: _____

TERMO DE CONSENTIMENTO

Declaro, para os devidos fins, que li e compreendi todas as informações acima. Todas as minhas dúvidas foram satisfatoriamente respondidas e eu concordo em ser voluntário desta pesquisa.

Assinatura do Voluntário

Data

Raphael Borges de Oliveira Gomes

Data

Dr. Renan Alves Resende

Data

Dr. Thales Rezende de Souza

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 1 – Aprovação do Comitê de Ética

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

Projeto: CAAE 78785717.7.0000.5149

**Interessado(a): Prof. Renan Alves Resende
Departamento de Fisioterapia
EEFFTO - UFMG**

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprovou, no dia 25 de outubro de 2017, o projeto de pesquisa intitulado “**Existe relação entre a rigidez de mediopé e o movimento de pronação do pé durante a marcha?**” 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 através da Plataforma Brasil.

A handwritten signature in blue ink that reads 'Vivian Resende'.

Profa. Dra. Vivian Resende
Coordenadora do COEP-UFMG