

Thais Brasil Cardoso

**RIGIDEZ PASSIVA DO QUADRIL E RESISTÊNCIA MECÂNICA PASSIVA DO
MEDIOPÉ ESTÃO ASSOCIADAS AOS MOVIMENTOS DO MEMBRO
INFERIOR NO PLANO FRONTAL E TRANSVERSO DURANTE A MARCHA**

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional/UFMG

2019

Thais Brasil Cardoso

**RIGIDEZ PASSIVA DO QUADRIL E RESISTÊNCIA MECÂNICA PASSIVA DO
MEDIOPÉ ESTÃO ASSOCIADAS AOS MOVIMENTOS DO MEMBRO
INFERIOR NO PLANO FRONTAL E TRANSVERSO DURANTE A MARCHA**

Dissertação apresentada 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-Orientadora: Prof. Dra. Juliana de Melo Ocarino

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional/UFMG

2019

C268r Cardoso, Thais Brasil

2019 Rigidez passiva do quadril e resistência mecânica passiva do mediopé estão associadas aos movimentos do membro inferior no plano frontal e transversal durante a marcha. [manuscrito] / Thais Brasil Cardoso - 2019.
55 f.: il.

Orientador: Renan Alves Resende

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

Bibliografia: f. 44-47

1. Membros inferiores - ferimentos e lesões - Teses. 2. Marcha - Teses. 3. Joelho - 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 pela bibliotecária Sheila Margareth Teixeira, CRB6: nº 2106, da Biblioteca da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais.



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO

UFMG

FOLHA DE APROVAÇÃO

RIGIDEZ PASSIVA DO QUADRIL E RESISTÊNCIA MECÂNICA PASSIVA DO MIEDIOPÉ ESTÃO ASSOCIADOS O MOVIMENTO DO MEMBRO INFERIOR NO PLANO FRONTAL E TRANSVERSO DURANTE A MARCHA

THAIS BRASIL CARDOSO

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

Aprovada em 04 de julho de 2019, pela banca constituída pelos membros:

Prof(a). Renan Alves Resende - Orientador
UFMG

Prof(a). Thiago Ribeiro Teles dos Santos
Centro Universitário de Belo Horizonte - UniBH

Prof(a). Sérgio Teixeira da Fonseca
UFMG

Belo Horizonte, 4 de julho de 2019.

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais, por me darem tanto, sempre acreditando no meu futuro e colocando como prioridade o meu crescimento. Minha gratidão eterna pelo o que sou, graças à vocês. Mamãe, a sua companhia e sua dedicação me permitiram passar por esse caminho de forma mais fácil! Você é meu maior exemplo! Papai, a sua dedicação e valorização ao meu estudo me motiva a crescer! Muito obrigada por sempre acreditar em mim. Amo vocês!

Ao meu irmão, pelo companheirismo e por me ensinar a ser sempre melhor! Me espelho em você e sei que tenho em você o meu maior apoio para a vida! Muito obrigada!

À minha família, avós, tios e tias e primos pelo apoio nessa fase tumultuada! Em especial Isa, Julinha, Nina e Sarah! E também pela família Persilva Soares que também são a minha família! Vocês fazem parte dessa conquista!

Às minhas grandes amigas: Aninha, Aline, Bel, Bruna, Carol, Deh e Fê! Obrigada pelos conselhos, pelas saídas e pelo apoio! Aos meus amigos de faculdade: Lucas, Pedro, Carol e Renatinha! Vocês me inspiram como profissionais. Obrigada a todos por serem alegria em minha vida!

Ao meu amor, Diogo, por embarcar em todas as minhas loucuras, por me apoiar em cada passo e por estar inteiramente presente! A sua parceria foi essencial nessa fase, sempre paciente e me ajudando em cada obstáculo! Obrigada por me ouvir, me acolher e me impulsionar! Te amo!

Ao meu orientador, Renan Resende, pela paciência, aprendizado compartilhado e dedicação. Você me ensinou muito ao longo do processo do mestrado! Não só através da Fisioterapia, que você é excepcional, como também pelo caráter, senso de justiça e educação que você tem! Você é o melhor orientador que eu poderia ter! Muito obrigada!

À minha co-orientadora Juliana Ocarino pelas considerações e aprendizado e por me

auxiliar nessa trajetória! Agradeço também aos professores que tanto me acrescentaram nessa fase: Thales Souza, Thiago Teles, Sérgio Fonseca

Aos funcionários do departamento de Fisioterapia, em especial ao Délcio e Marilane por facilitarem sempre que possível os andamentos ao longo do mestrado!

Aos colegas de mestrado e de coletas que me auxiliaram tanto nesse processo: Breno, Mari, Valéria, Bruno, Raphael, Raffi, Rodrigo, Bruna e Clara: obrigada por compartilharem o conhecimento e ajudarem na formação desse trabalho!

Aos colegas da Propulsão e aos meus pacientes por me ensinarem tanto e serem excelentes companheiros no dia a dia e por contribuírem pelo meu crescimento profissional! Vocês são demais!

Obrigada a todos que de alguma forma contribuíram para esse trabalho!!!

“O rio precisa se arriscar e entrar no oceano.
E somente quando ele entra no oceano é que o medo desaparece.
Porque apenas então o rio saberá que não se trata de
desaparecer no oceano, mas tornar-se oceano.
Por um lado é desaparecimento e
por outro lado é Renascimento. É preciso coragem!”.

- Osho

RESUMO

O aumento da rotação medial do joelho e quadril e da eversão do pé durante atividades em cadeia fechada estão associados a lesões dos membros inferiores, como dor patelofemoral e fascite plantar. Dessa forma, identificar fatores relacionados a essas alterações de padrão de movimento do membro inferior pode guiar o processo de avaliação e de intervenção sobre indivíduos que apresentam tais alterações. O alinhamento do antepé, a resistência mecânica passiva do mediopé e a rigidez passiva dos rotadores laterais do quadril podem estar associados aos movimentos do membro inferior nos planos frontal e transversal durante a marcha. O objetivo do presente estudo foi investigar se esses três fatores estão associados à eversão do pé e à rotação medial do joelho e do quadril na fase de apoio durante a marcha. Trinta adultos saudáveis (18 do sexo feminino e 12 do sexo masculino) participaram deste estudo. A rigidez passiva dos rotadores laterais do quadril foi medida como a posição da primeira resistência detectada durante a rotação medial passiva com o participante posicionado em decúbito ventral. Para a mensuração do alinhamento do antepé, o participante permaneceu em decúbito ventral, com o membro inferior avaliado estendido, com o tornozelo posicionado a 0° no plano sagital, para que fotografias da vista superior fossem tiradas utilizando uma câmera digital para calcular o ângulo formado entre uma haste posicionada na cabeça dos metatarsos e a bissecção da tíbia. A resistência mecânica passiva do mediopé foi mensurada utilizando o instrumento Torsímetro, o qual é capaz de medir o torque de resistência passivo à inversão do antepé em relação ao retopé. Os dados cinemáticos de membros inferiores durante a marcha foram coletados utilizando um sistema de captação de movimento composto por 11 câmeras Qualysis (Oqus 7+). Regressões lineares múltiplas do tipo stepwise foram utilizadas para identificar se a rigidez passiva dos rotadores laterais do quadril, a resistência mecânica passiva do mediopé e o alinhamento do antepé estão associados à eversão do pé e à rotação medial do joelho e quadril durante a fase de apoio da marcha. O nível de significância foi estabelecido com $\alpha = 0,05$. Menor torque passivo do mediopé foi associado à maior amplitude de movimento (ADM) de quadril no plano transversal, menor rigidez passiva do mediopé foi associada à maior pico de rotação medial do joelho, maior torque e rigidez passivos do mediopé foram associados à maior pico de rotação lateral do joelho e menor rigidez passiva do quadril foi associada à maior ADM de tornozelo no plano frontal. Alinhamento do antepé não foi incluído em nenhum modelo de regressão. Esses achados demonstram que indivíduos com redução da rigidez passiva do quadril e do mediopé possuem maior rotação medial do quadril e do joelho e maior eversão do pé e indivíduos com aumento do torque e rigidez passiva do mediopé possuem maior rotação lateral do joelho. Essa relação pode ser explicada pelo acoplamento existente entre os movimentos do pé no plano frontal e os movimentos de joelho e quadril no plano transversal, e pode guiar a avaliação de aspectos de estrutura e função de indivíduos que apresentem alterações dos movimentos de quadril e joelho no plano transversal e do pé no plano frontal durante a fase de apoio da marcha.

Palavras-chave: Pé. Joelho. Quadril. Alinhamento do antepé. Marcha. Torque.

Rigidez

ABSTRACT

Increased knee and hip internal rotation and foot eversion during closed-chain activities are associated with lower limb injuries, such as patellofemoral pain and plantar fasciitis. Thus, identifying factors related to these lower limb movement patterns might guide the assessment of individuals with increased hip and knee internal rotation and foot eversion during gait. Forefoot-shank alignment, midfoot passive mechanical resistance and hip external rotation passive stiffness may be associated with lower limb movements in the frontal and transverse planes during gait. This study investigated if these three factors are associated with foot eversion and knee and hip internal rotation during the stance phase of gait. Thirty healthy adults (18 females and 12 males) participated in this study. The hip external rotation passive stiffness was measured as the position of the first resistance detected during passive internal rotation with the participant positioned in the prone position. For measurement of the forefoot-shank alignment, participant remained in the prone position, with the assessed lower limb extended, with the ankle at 0° of plantar flexion and dorsiflexion. Upper view photographs were taken using a digital camera to calculate the angle formed between the forefoot and the bisection of the shank. The midfoot passive mechanical resistance was measured using the Torsimeter instrument, which is able to measure the torque passive resistance to forefoot inversion relative to the rearfoot. Kinematic data of the lower limbs during gait were collected using an 11-camera motion capture system Qualysis (Oqus 7+). Multiple stepwise linear regressions were used to identify if forefoot-shank alignment, midfoot passive mechanical resistance and hip external rotation passive stiffness are associated with ankle eversion and knee and hip internal rotation during the stance phase of gait. The level of significance was set at $\alpha = 0.05$. Reduced midfoot passive torque was associated with greater hip range of motion (ROM) in the transverse plane, reduced midfoot passive stiffness was associated with greater knee internal rotation peak, greater midfoot passive torque and stiffness were associated with greater knee external rotation peak and reduced hip external rotation passive stiffness was associated with greater ankle ROM in the frontal plane. Forefoot-shank alignment was not included in any regression model. These findings demonstrate that individuals with reduced hip and midfoot passive stiffness have greater hip and knee internal rotation and greater ankle eversion and individuals with increased midfoot passive torque and stiffness have greater knee external rotation. These findings can be explained by the coupling between foot motion in the frontal plane and knee and hip movement in the transverse plane, and might guide the assessment of aspects of structure and body function in individuals with modifications of hip and knee movement in the transverse plane and motion of the foot in the frontal plane during gait.

Keywords: Foot. Knee. Hip. Forefoot-shank alignment. Gait. Torque. Stiffness

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1- Medidas clínicas: rigidez passiva dos rotadores laterais do quadril (A); Alinhamento do antepé, vista superior (B) e vista lateral (C).....

Figura 2- Torsímetro, vista lateral.....

Figura 3- Marcadores anatômicos para análise cinemática da marcha.....

Figura 4- Média e desvio padrão do quadril (A) e joelho (B) no plano transversal e do tornozelo (C) no plano frontal durante a fase de apoio da marcha.....

LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Média e desvio padrão da rigidez passiva do quadril, resistência mecânica passiva do mediopé e das variáveis cinemáticas do quadril, joelho e pé.....

Tabela 2- Resultados das regressões múltiplas do tipo Stepwise para cada variável cinemática e seus respectivos preditores.....

LISTA DE ABREVIATURAS

ADM – Amplitude de movimento

ROM – Range of motion

UFMG – Universidade Federal de Minas Gerais

SUMÁRIO

PREFÁCIO	14
INTRODUÇÃO	15
CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	41
REFERÊNCIAS.....	43
APÊNDICE 1 – Ficha de identificação dos participantes.....	46
APÊNDICE 2 – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	47
ANEXO 1 – Aprovação do Comitê de Ética.....	50

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 e anexos.

INTRODUÇÃO

A marcha é uma das atividades de vida diária mais comumente realizadas ao longo do dia. Estima-se que um indivíduo realiza aproximadamente 11 mil passos por dia (ALZHRANI; ADA; DEAN, 2011), e por isso, alterações biomecânicas presentes durante a marcha podem contribuir para o aumento da demanda sobre os tecidos do membro inferior e assim, contribuir para o desenvolvimento de lesões. Por exemplo, Willems *et al.* 2007 demonstraram por meio de um estudo longitudinal que aumento da pronação do pé durante a corrida contribui para o desenvolvimento de dor anterior na perna (WILLEMS *et al.*, 2007). Além disso, ao longo do tempo e uso, a demanda imposta por alterações do padrão de movimento durante a marcha, como por exemplo, aumento da amplitude de movimento do pé no plano frontal, podem causar adaptações dos tecidos biológicos que resistem ou controlam esses movimentos, e assim contribuir para a manutenção ou exarcebação desses padrões durante a marcha (BUCHANAN; MUELLER; MALUF, 2002). Dessa forma, melhor entendimento de aspectos de estrutura e função corporal associados a padrões de movimento relacionados a ocorrência de lesões poderão guiar o processo de avaliação de indivíduos com essas lesões.

Disfunções de movimento no quadril e joelho no plano transversal e do tornozelo no plano frontal durante atividades realizadas em cadeia cinemática fechada, como a marcha, parecem estar associadas a diferentes lesões dos membros inferiores, como a tendinopatia glútea (ALLISON *et al.*, 2016), dor patelofemoral (WIRTZ *et al.*, 2012) e fascite plantar (ZIFCHOCK *et al.*, 2008). Por exemplo, Wirtz *et al.* (2012) demonstraram que, durante a marcha, indivíduos com dor patelofemoral apresentam aumento da rotação medial do quadril no momento do pico da força de reação vertical do solo, o que desloca lateralmente a patela e consequentemente, compromete a distribuição de carga na articulação patelofemoral quando as forças de reação do solo são maiores (WIRTZ *et al.*, 2012). Além disso, Watelain *et al.* (2001) demonstraram que indivíduos em estágios iniciais de osteoartrite do quadril apresentam aumento da rotação medial do quadril durante a fase de apoio terminal da marcha, o que pode aumentar o estresse rotacional nessa articulação e, consequentemente, contribuir para a progressão da osteoartrite (WATELAIN *et al.*, 2001). Ainda, Becker *et al.* (2017) demonstraram que indivíduos com tendinopatia do tendão calcâneo e síndrome do estresse tibial medial apresentam maior duração da pronação do pé durante a fase de apoio da marcha (BECKER *et al.*, 2017). Portanto, melhor compreensão dos fatores relacionados aos

movimentos do quadril e joelho no plano transversal e do pé no plano frontal durante a fase de apoio da marcha pode contribuir para o desenvolvimento de métodos de avaliação e intervenção sobre essas alterações, podendo ajudar na identificação e tratamento das lesões relacionadas a essas alterações de movimento dos membros inferiores durante a marcha.

Devido ao acoplamento existente entre quadril, joelho e complexo do tornozelo-pé, o padrão de movimento dessas articulações durante a marcha pode ser influenciado por alterações do movimento de articulações proximais e distais. Durante o contato inicial na marcha, a força de reação do solo incide lateralmente ao pé, o que causa um momento externo eversor sobre o pé e assim, contribui para a pronação da articulação subtalar (FONSECA *et al.*, 2007). Estudos prévios demonstraram que a pronação do pé e os movimentos do joelho e quadril no plano transversal são interdependentes. Mais especificamente, a pronação da articulação subtalar é normalmente acompanhada por rotação medial da tíbia e fêmur, enquanto a supinação da subtalar é acoplada à rotação lateral desses segmentos (SOUZA *et al.*, 2010). Além disso, alterações do movimento do complexo tornozelo-pé também influenciam o movimento pélvico durante a marcha (RESENDE *et al.*, 2015; SOUZA *et al.*, 2010). Resende *et al.* (2015) demonstraram que a indução da pronação unilateral durante a fase de apoio da marcha causou aumento da rotação medial da tíbia e do fêmur e aumento da queda pélvica ipsilateral, o que corrobora a existência de um acoplamento entre os movimentos de segmentos distais e proximais dos membros inferiores (RESENDE *et al.*, 2015).

A ocorrência de um padrão de movimento adequado de membros inferiores nos planos frontal e transversal durante a marcha depende da contribuição de componentes teciduais passivos e sua capacidade de armazenamento e retorno de potencial elástico (NOVACHECK, 1998). Por exemplo, os tecidos que compõem as articulações de membros inferiores devem apresentar rigidez adequada para absorver e transmitir força entre os diferentes segmentos do membro inferior, o que reduz o gasto energético durante a marcha (BLAZEVIČH *et al.*, 2019; LORAM; MAGANARIS; LAKIE, 2007) (rigidez aqui definida como a taxa de mudança do torque de resistência realizada pelos tecidos de uma articulação quando a mesma é movimentada por torques internos e externos) (CARVALHAIS *et al.*, 2011; LATASH; ZATSIORSKY, 1993). Por exemplo, Loram *et al.* (2007) demonstraram que torque passivo flexor plantar do tornozelo contribui para a sustentação da posição ortostática e para a manutenção de equilíbrio em resposta à uma perturbação externa. Portanto, os componentes

teciduais passivos podem contribuir para a redução da demanda muscular ativa durante atividades como a marcha (BLAZEVIČH *et al.*, 2019; LORAM; MAGANARIS; LAKIE, 2007). Especificamente, a rigidez passiva dos rotadores laterais do quadril e do mediopé podem auxiliar no controle da magnitude dos movimentos do quadril, joelho e pé durante a marcha. O quadril roda medialmente durante a fase de apoio médio (NESTER, 2000), dessa forma, rigidez adequada dos tecidos rotadores laterais do quadril pode auxiliar no controle da magnitude da rotação medial do fêmur (CARVALHAIS *et al.*, 2011; NESTER, 2000) e, como os movimentos de fêmur e tibia são acoplados no plano transversal quando o joelho está estendido (SOUZA *et al.*, 2010), menor rotação do fêmur contribuirá para menor rotação da tibia nessa fase. Da mesma forma, a rotação medial da tibia ocorre simultaneamente à eversão do calcâneo, sendo acompanhada da adução do tálus, o que caracteriza a pronação do complexo tornozelo-pé em cadeia cinemática fechada (PREECE *et al.*, 2008; SOUZA *et al.*, 2010). Em caso de rigidez reduzida dos rotadores laterais do quadril, poderá ocorrer aumento da rotação medial do fêmur e da tibia e conseqüentemente, pronação excessiva do pé, o que pode contribuir para a redução da rigidez dos tecidos do mediopé e assim, reduzir a resistência mecânica passiva do mediopé aos movimentos dos segmentos do pé.

A redução da resistência mecânica dos tecidos do mediopé pode contribuir para aumento da pronação do pé (GOMES *et al.*, 2019) e conseqüentemente para aumento da rotação medial do joelho e do quadril durante a fase de apoio médio da marcha (SOUZA *et al.*, 2010), uma vez que durante essa fase, a descarga de peso causa um rebaixamento do arco longitudinal medial do pé e assim alonga os tecidos do mediopé (NEUMANN, 2010). À medida que o retropé realiza eversão e o antepé realiza dorsiflexão em relação ao retropé, os tecidos moles do pé alongam-se e o aumento na tensão desses tecidos freiam o movimento de pronação do pé (KER *et al.*, 1987). Dessa forma, redução da resistência mecânica do mediopé pode contribuir para aumento da pronação da articulação subtalar e, devido ao acoplamento entre os movimentos do complexo tornozelo-pé e da tibia e fêmur, esse aumento de pronação poderá causar aumento da rotação medial do joelho e quadril.

Diferentes variáveis podem informar sobre a resistência mecânica passiva oferecida pelos tecidos do mediopé, entre elas a rigidez passiva e o torque passivo máximo desses tecidos. Especificamente no mediopé, rigidez pode ser definida como a taxa de mudança do torque de resistência à inversão do antepé em relação ao retropé na ausência de contração muscular (NEUMANN, 2010). Por outro lado, o torque passivo aumenta gradualmente à

medida que a articulação é movida passivamente, até que nenhum outro deslocamento angular seja possível na posição extrema do movimento articular (KAWAKAMI; KANEHISA; FUKUNAGA, 2008). Especificamente no mediopé, o torque de resistência passiva mecânico exercido pelos tecidos desse segmento (tais como ligamento calcâneo-navicular, ligamento talocalcâneo, e os músculos tibial posterior, flexores longo dos dedos e flexores longo do hálux) aumentam até o ponto em que o antepé não é mais capaz de inverter em relação ao retropé. Dessa forma, rigidez e torque passivos representam características teciduais que podem contribuir de maneira distinta para o controle de movimento dos segmentos do pé, e consequentemente do joelho e quadril durante na fase de apoio da marcha.

Outro fator que parece influenciar os movimentos do complexo tornozelo-pé e consequentemente do membro inferior é o alinhamento do antepé (SOUZA *et al.*, 2014). É sugerido que, em atividades com descarga de peso, um varismo aumentado do antepé pode levar a uma pronação excessiva do pé (MONAGHAN *et al.*, 2013; SOUZA *et al.*, 2014). Monaghan *et al.* (2013) demonstraram que o varismo moderado do antepé prediz maior amplitude e duração da eversão do antepé (MONAGHAN *et al.*, 2013). Além disso, Souza *et al.* (2010) demonstrou que a pronação do pé está sincronizada com a rotação medial da tibia, fibula e fêmur (SOUZA *et al.*, 2010). Dessa forma, maior varismo de antepé pode contribuir para explicar o aumento dos movimentos do pé no plano frontal e o aumento dos movimentos do joelho e quadril no plano transversal durante a marcha.

Portanto, o objetivo deste estudo foi investigar se a rigidez passiva dos rotadores laterais do quadril, a resistência mecânica passiva do mediopé e o alinhamento do antepé estão associados aos movimentos do quadril e do joelho no plano transversal e ao movimento do tornozelo no plano frontal durante a fase de apoio da marcha. Nossa hipótese é de que a redução da rigidez passiva dos rotadores laterais do quadril e da resistência mecânica passiva do mediopé e o maior varismo do antepé estão associados ao aumento da rotação medial e da amplitude de movimento no plano transversal do quadril e do joelho e da eversão e da amplitude de movimento no plano frontal do tornozelo durante a fase de apoio da marcha.

ARTIGO

Title

Hip external rotation stiffness and midfoot passive mechanical resistance are associated to lower limb movement in the frontal and transverse planes during gait

Authors

Thais	B.	Cardoso ^a	=
thaisbrasilcardoso@hotmail.com			
Juliana	M.	Ocarino ^a	-
julianaocarino@gmail.com			
Clara	C.	Fajardo ^a	-
claracfajardo@gmail.com			
Bruno	D.C.	Paes ^a	-
brunopaes@prolpe.com.br			
Thales	R.	Souza ^a	-
thalesrsouza@gmail.com			
Sérgio	T.	Fonseca ^a	-
sergioteixeirafonseca@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.

Highlights

- Reduced hip stiffness is associated to greater hip internal rotation during gait
- Reduced hip stiffness is associated to greater foot motion in frontal plane in gait
- Reduced midfoot stiffness is associated to greater knee internal rotation in gait
- Greater midfoot stiffness and torque are related to greater knee external rotation
- Foot alignment were not associated to lower limb movement during gait

Abstract

Background: Hip external rotation stiffness, midfoot passive mechanical resistance and foot alignment may influence ankle, knee and hip movement in the frontal and transverse planes during gait.

Research Question: Are hip stiffness, midfoot mechanical resistance and foot alignment associated to ankle, knee and hip kinematics during gait?

Methods: Hip stiffness, midfoot mechanical resistance, and foot alignment of thirty healthy participants (18 females and 12 males) with average age of 25.4 years were measured. In addition, lower limb kinematic data during the stance phase of gait were collected with the Qualisys System (Oqus 7+). Stepwise multiple linear regressions were performed to identify if hip stiffness, midfoot torque, midfoot stiffness and foot alignment were associated to hip and knee movement in the transverse plane and ankle movement in the frontal plane with $\alpha = 0.05$.

Results: Reduced midfoot torque was associated to greater hip range of motion in the transverse plane ($r^2=0.18$), reduced hip stiffness was associated to greater hip internal rotation peak ($r^2=0.16$) and greater ankle range of motion in the frontal plane ($r^2=0.14$), reduced midfoot stiffness was associated to greater knee internal rotation peak ($r^2=0.14$) and increased midfoot torque and midfoot stiffness were associated to greater knee external rotation peak ($r^2=0.36$).

Significance: These findings demonstrated that individuals with reduced hip and midfoot stiffness have greater hip and knee internal rotation and greater ankle eversion during the stance phase of gait. On the other hand, individuals with increased midfoot torque and stiffness have greater knee external rotation. These relationships can be explained by the coupling between ankle movements in the frontal plane and knee and hip movements in the transverse plane. Finally, this study suggests that midfoot passive mechanical resistance and hip stiffness should be assessed in individuals presenting altered ankle, knee and hip movement during gait.

Keywords: foot alignment; knee; ankle; walking; torque

1. Introduction

Excessive hip, knee and ankle movements in the frontal and transverse planes during closed kinematic activities seem to be associated with different lower limb injuries, such as gluteal tendinopathy [1], patellofemoral pain [2] and plantar fasciitis [3]. Wirtz *et al.* (2012) demonstrated that individuals with patellofemoral pain have increased hip internal rotation at the time of peak vertical ground reaction force during running, which laterally displaces the patella and consequently compromises load distribution when reaction forces at this joint are greatest. In addition, Watelain *et al.* (2001) demonstrated that individuals with early stages of hip osteoarthritis have increased hip internal rotation during the push-off phase of gait, which might increase rotational stresses at this joint and consequently contribute to osteoarthritis progression. Thus, better understanding about the factors that contribute to altered lower limb movements in the transverse and frontal planes during the stance phase of gait may lead to the development of assessment and intervention methods to modify these movement patterns and, hopefully, to prevent and treat the related lower limb injuries.

The magnitude of hip and knee internal rotation during walking seems to be influenced by hip external rotation passive stiffness (hereafter referred to as hip stiffness). Hip stiffness may be defined as the rate of change of the passive resistance torque of hip joint against internal rotation [4,5]. Appropriate hip stiffness might help to control the magnitude of hip internal rotation during mid stance as the hip internally rotates during this phase [6]. On the contrary, reduced hip stiffness may allow greater hip internal rotation and, consequently, alter knee and ankle movements in the frontal and transverse planes, since these joints are coupled during the stance phase of gait [7,8]. More specifically, reduced hip stiffness may increase knee transverse plane range of motion and increase ankle frontal plane range of motion [9], which are lower limb motion patterns frequently related to the development of lower limb injuries [3,10,11].

Foot complex aspects may also influence on lower limb kinematics. For example, increased foot varus alignment increases ankle eversion and, consequently, increases knee and hip internal rotation [12,13]. In addition, the midfoot passive mechanical resistance to motion also influences ankle kinematics [14] and, consequently, may influence knee and hip behavior during gait. Specifically, 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 [15]. Thus, reduced midfoot mechanical resistance allows increased foot pronation [14] and consequently may increase knee and hip internal rotation during gait [7,[16]. To clarify these issues, this study investigated whether hip stiffness, midfoot stiffness and foot alignment are associated with hip and knee kinematics in the transverse plane and ankle kinematics in the frontal plane during the stance phase of gait.

2. Methods

2.1 Participants

Sample size was calculated using the software G*Power [17] with the following input data: linear multiple regression model, desired statistical power of 80%, significance level of 0.05, four predictors and an expected effect size of 0.50. This resulted in an estimated minimum sample size of 30 participants. The inclusion criteria were: (i) age between 18 and 44 years, (ii) body mass index smaller than 25kg/m², (iii) no orthopedic or neurological conditions, (iv) no history of injuries or surgery in the lower limbs or in the lumbar-pelvic complex in the last year, (v) no having had physical activity on the day of data collection and (vi) no use of foot orthoses in the last year. Participants were excluded if they were not able to perform the procedures of data collection or in case of report of any discomfort or pain during data collection. Thirty subjects participated in this study and all signed a consent form approved by the university's Ethical Research Committee (CAAE: 78785717.7.0000.5149).

2.2 Procedures

Initially, the mass and height of the participants were measured. The left lower limb data were collected due to laboratory settings. First, the the clinical measure of hip stiffness was performed following the methods described by Carvalhais *et al.* (2011) (Figure 1A). The participant was lying in prone position with the pelvis stabilized by a rigid strap, the right knee extended and the left knee flexed by 90°. The left hip was passively moved in internal and external rotation three times, for soft tissue viscoelastic accommodation. The examiner held the left shank at 90° of knee flexion, without applying any force to limit or favor hip movement, and allowed passive hip internal rotation to occur until the tension of the hip passive structures stopped this movement. Thus, the 'position of first detectable resistance' or hip stiffness was defined as the joint position in which the torque produced by the shank

and foot weights became equal to the passive resistance torque generated by the hip external rotator structures. This position was measured using an analogic inclinometer placed at the anterior border of the tibia, 5 cm distal to the tibial tuberosity. The measurement was performed three times and the mean angle in degrees was considered for analysis. The greater the degree of hip internal rotation, the smaller the hip stiffness. In a pilot study with 10 participants, the examiner demonstrated excellent test-retest reliability for this measure (Intraclass Correlation Coefficient (ICC_{3,3}): 0.98; CI95%: 0.86 to 1.00; Standard Error of Measurement (SEM): 0.07°).

Insert_Figure_1_near_here

To measure the foot alignment, the participant remained in prone position and the leg was positioned in neutral in trasverse plane, so that the calcaneus was uppermost and the medial malleoli was aligned with the inferior edge of a treatment table (Figure 1 B e C). The participant's ankle was passively positioned at 0° and than was asked to actively hold it in this position. Three pictures were taken using a digital camera (Nikon D-SLR D5000; Nikon Inc, Melville, NY), as described by Mendonça *et al.* (2013) [18] (Figure 1a and 1b). The forefoot-shank alignment was measured through the angle between the forefoot and a line drawn on the posterior aspect of the shank. The mean angle in degrees of the three pictures was considered for analysis (ICC_{3,3}: 0.87; CI95%: 0.476 to 0.968; SEM: 1.91°).

The midfoot passive mechanical resistance was measured using a Torsimeter instrument (Figure 2) [14]. The Torsimeter has a boot that maintains the participant shank and rearfoot attached to the equipment, and the ankle positioned in dorsiflexion. This boot has rigid straps to stabilize the shank and clamps to stabilize the calcaneus and malleoli in order to keep them still during data collection. In addition, the Torsimeter has a height-adjustable clamp to stabilize the forefoot at the metatarsals heads region and a potentiometer and torque meter that measure the forefoot angle in the frontal plane and the midfoot resistance torque to inversion, respectively.

To measure the midfoot passive mechanical resistance, 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 2). 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 was recorded at 100Hz, using the software LabVIEW® 2012. The midfoot torque and midfoot stiffness measures had excellent test-retest reliability: ICC_{3, 3}: 0.84; CI95%: 0.265-0.965; SEM: 0.08 Nm e ICC_{3, 6}: 0.98; CI95%: 0.939-0.997; SEM: 0.01Nm/deg, respectively.

The kinematic gait data were recorded using a 11-camera motion capture system (Oqus 7+, Qualisys, Sweden), and one force plate (Custom BP model, AMTI, USA), at a frequency of 1000 Hz, which was later resampled to 100 Hz. Anatomical passive markers and clusters of tracking markers were positioned at the participant left lower limb and pelvis (Figure 3) [19,20]. Then, a static collection was performed with the participant in orthostatic position to define the coordinate systems of the segments. A trial with hip flexion/extension, adduction/abduction and circumduction was performed to calculate the hip joint center based on the algorithm developed by Schwartz and Rozumalski [21]. Participants then walked at self-selected speed for one minute to familiarize with the markers and the laboratory walkway. After the familiarization, the participant walked at self-selected speed for at least 6 trials with proper left foot contact with the force plate.

Insert_Figure_2_and_Figure_3_near_here

2.3 Data reduction

The angular displacements of the pelvis and left lower limb 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. A static data collection was performed with the participant in orthostatic position and the subtalar joint in neutral position. Heel contact and toe-off were determined automatically in Visual 3D using the vertical ground reaction force at a threshold of 20N. The following angular displacement data were computed: (i) hip internal-external rotation angles; (ii) knee internal-external rotation angles; (iii) and ankle inversion-eversion angles. Positive values represent hip and knee internal rotation and ankle inversion. Kinematic data were calculated based on the following Cardan sequence: flexion/extension (medio-lateral axis), adduction/abduction (antero-posterior axis) and internal/external rotation (longitudinal axis). Data were normalized to 101 points, one for each percentage of the stance phase of gait. Average values of five trials were considered for analysis. The following variables were extracted from the angular time-series: (i) hip internal and external rotation peaks, (ii) and ROM in the transverse plane; (iii) knee internal and external rotation peaks, (iv) and ROM in the transverse plane; (v) ankle inversion and eversion peaks, (vi) and ROM in the frontal plane.

Only the torque-angle data between 20° of forefoot eversion and 50° of forefoot inversion were retained for torsimeter 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. For detailed information about the irregularity analysis and the calculation of midfoot torque and stiffness, see the Supplementary material.

2.4 Data analysis

Descriptive statistics were used to characterize the sample. To minimize the effects of multicollinearity, Pearson's correlations were used to evaluate the bivariate correlations between hip stiffness, midfoot torque, midfoot stiffness, and foot alignment. None of these variables demonstrated high levels of bivariate correlation ($r > 0.6$). Therefore, all of them were included in the regression models as independent variables. Stepwise multiple linear regressions were performed to identify if hip stiffness, midfoot torque, midfoot stiffness and foot alignment predict hip and knee internal rotation peak and range of motion in the transverse plane and ankle eversion peak and range of motion in the frontal plane. In addition, the assumptions of normality and homoscedasticity of residuals were tested. The

significance was set at $\alpha = 0.05$. SPSS 24.0 software (SPSS Inc., Chicago, IL) was used for all analyses.

3. Results

Thirty healthy subjects (18 females, 12 males), with an average age, height and mass of 25.4 years (SD 4.39), 170 cm (SD 0.09) and 63.03 kg (SD 9.86), respectively, participated in this study. Table 1 presents the participants' hip stiffness, midfoot stiffness and torque, forefoot-shank alignment and gait variables. Figure 4 shows the mean and standard deviation of hip and knee movement in the transverse plane and ankle movement in the frontal plane during the stance phase of gait. Table 2 shows the results of the stepwise multiple linear regressions. The regression models demonstrated that smaller midfoot passive torque was associated to greater hip transverse plane ROM ($F=6.03$; $r=0.43$; $r^2=0.18$; $p=0.02$), smaller hip stiffness was associated to greater hip internal rotation peak ($F=5.08$; $r=0.40$; $r^2=0.16$; $p=0.03$), reduced midfoot stiffness was associated to greater knee internal rotation peak ($F=4.48$; $r=0.38$; $r^2=0.14$; $p=0.04$), greater midfoot torque and midfoot stiffness was associated to greater knee external rotation peak ($F=7.40$; $r=0.60$; $r^2=0.36$; $p=0.01$), and smaller hip stiffness was associated to greater ankle ROM in the frontal plane ($F=4.23$; $r=0.36$; $r^2=0.14$; $p=0.04$). Forefoot-shank alignment was not included in any regression model.

4. Discussion

This study demonstrated that reduced midfoot torque was associated to greater hip ROM in the transverse plane and reduced hip stiffness was associated to greater hip internal rotation peak and greater ankle frontal plane ROM during gait. In addition, reduced midfoot stiffness was associated to greater knee internal rotation peak and increased midfoot torque along with increased midfoot stiffness was associated to greater knee external rotation peak during gait. Finally, forefoot-shank alignment was not associated to lower limb movement in the frontal and transverse planes.

Reduced hip stiffness explained 15% of hip internal rotation peak during the stance phase of gait. As demonstrated in Figure 4A, peak hip internal rotation occurred during late stance, when the pelvis is maximally anteriorly rotated [22] and the hip external rotators tissues of the support limb are stretched. Thus, appropriate stiffness of these tissues help to control the magnitude of hip internal rotation during this phase, which explains why hip stiffness predicted hip internal rotation peak. Other

variables not included in this study (e.g. femoral alignment and hip muscles strength) might also influence on hip internal rotation angle during gait [23]. Souza *et al.* (2009) demonstrated that reduced hip extensors endurance predicted hip internal rotation angle during running. This finding is partially in agreement with the findings of the present study for gait, since hip passive stiffness is associated to hip strength [24] and both are associated with hip internal rotation during gait. The findings of the present study suggest that individuals with increased hip internal rotation during gait can have reduced hip passive stiffness. This finding suggests that interventions designed to increase hip stiffness, such as muscle strengthening [25], also reduce hip internal rotation during gait. However, a recent study demonstrated that although hip strengthening affected hip movement in the frontal plane, it did not reduce hip internal rotation during gait [26]. The authors suggested that future studies should investigate if hip strengthening along with functional training can modify hip movement in the transverse plane.

Reduced midfoot stiffness explained 14% of knee internal rotation peak and increased midfoot stiffness and torque explained 36% of knee external rotation peak during gait. These findings can be explained by the relationship between the midfoot passive mechanical resistance and foot pronation during gait. More specifically, there is evidence that reduced midfoot mechanical resistance is associated with increased rearfoot eversion [14] and this movement is coupled with tibia internal rotation [16]. Therefore, reduced midfoot stiffness increases rearfoot eversion and consequently increases tibia and knee internal rotation during gait. This rationale, but in opposite direction, explains why increased midfoot stiffness and torque predicted knee external rotation during gait. Interestingly, forefoot-shank alignment did not predict lower limb movement, which is contrary to the findings of previous studies [13], [27]. For example, Monaghan *et al.* (2013) showed that forefoot alignment predicts foot pronation during gait. The measurement of forefoot-shank alignment used in the present study partially reflects midfoot mechanical resistance to forefoot inversion [28]. Therefore, although forefoot-alignment did not present high levels of multicollinearity with midfoot stiffness and torque, it is possible that these variables explain similar portions of the variance in lower limb movement and consequently were not all included in the regression models.

Reduced midfoot torque explained 18% of increased hip transverse plane ROM and reduced hip stiffness explained 13% of increased ankle frontal plane ROM. Foot pronation is coupled with hip

internal rotation during the stance phase of gait [16], which stretches the tissues that resist against hip internal rotation (e.g. posterolateral portion of the hip capsule, hip external rotator muscles, and ischiofemoral ligament). In case of proper stiffness of these tissues, the hip will internally rotate during the stance phase of gait until the point where these tissues tension is sufficient to cease or reduce hip internal rotation and consequently avoid or reduce excessive foot pronation [9]. This helps to explain why reduced hip stiffness predicted increased ankle frontal plane ROM. On the other hand, coupling in the opposite direction helps to explain why reduced midfoot torque predicted hip transverse plane ROM in the present study.

A possible limitation of this study is that the method we used to measure hip stiffness might not be appropriate for individuals with excessive femoral retroversion, since, for these individuals, reduced internal rotation angle during the test might be consequent to femoroacetabular contact and consequently not represent hip tissues passive stiffness. However, this is a valid and reliable measure of hip stiffness [5] and the examiner demonstrated excellent reliability to perform this test.

5. Conclusions

Reduced hip stiffness was associated to hip internal rotation and ankle eversion. Moreover, reduced midfoot stiffness was associated to hip and knee internal rotation and increased midfoot stiffness and torque were associated to knee external rotation during gait. Therefore, hip stiffness and midfoot passive mechanical resistance should be assessed when increased or reduced hip and knee internal rotation and ankle eversion are observed during gait.

Figures' legends

Figure 1. Clinical measures: hip external rotation stiffness (A); and foot alignment, superior (B) and lateral (C) views.

Figure 2. Torsimeter.

Figure 3. Marker placement for the gait analysis.

Figure 4. Mean and standard deviation of hip (A) and knee (B) movement in the transverse plane and ankle (C) movement in the frontal plane during the stance phase of gait.

Table 1. Mean and standard deviation (SD) of hip passive external rotation stiffness, midfoot passive torque and stiffness and kinematic variables during the stance phase of gait.

Measures	Mean (SD)
Foot alignment (deg)	16.88 (4.18)
Hip passive external rotation stiffness (deg)	37.09 (10.35)
Midfoot passive torque (Nm)	4.46 (1.50)
Midfoot passive stiffness (Nm/deg)	0.21 (0.07)
Gait stance phase variables (deg)	
Hip internal rotation peak	2.97 (4.79)
Hip external rotation peak	-7.26 (4.54)
Hip transverse plane ROM	10.24 (2.92)
Knee internal rotation peak	5.20 (4.70)
Knee external rotation peak	-8.42 (5.51)
Knee transverse plane ROM	13.63 (4.51)
Ankle frontal plane ROM	9.86 (5.58)
Ankle inversion peak	12.33 (4.09)
Ankle eversion peak	2.75 (3.96)

ROM: range of motion, Deg: degrees, Nm: newton-meter

Table 2. Results of the significant stepwise multiple linear regressions for the kinematic variables and their respective predictors.

Joint kinematics	Predictors	Standardize d β	r²	P value
Hip transverse plane ROM	Midfoot passive torque	-0.42	0.18	0.02
Hip internal rotation peak	Hip passive stiffness	0.39	0.16	0.03
Knee internal rotation peak	Midfoot passive stiffness	-0.37	0.14	0.04
Knee external rotation peak	Midfoot passive stiffness	-0.464	0.36	0.01
	Midfoot passive torque	-0.376		0.02
Ankle ROM in frontal plane	Hip passive stiffness	-0.368	0.14	0.04

ROM: range of motion

Conflict of interest

None.

Funding sources

This work was supported by the Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Finance Code 001; the State of Minas Gerais Funding Agency FAPEMIG [Grant number APQ-01139-15] and the Brazilian Funding Agency CNPQ.

Figure 1



Figure 2

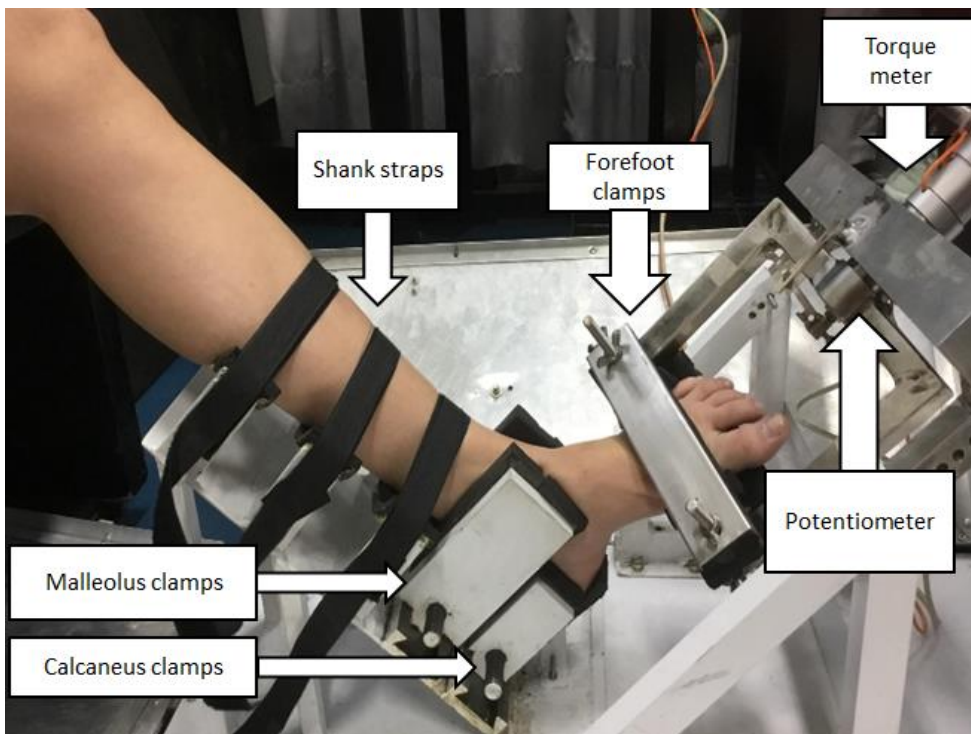
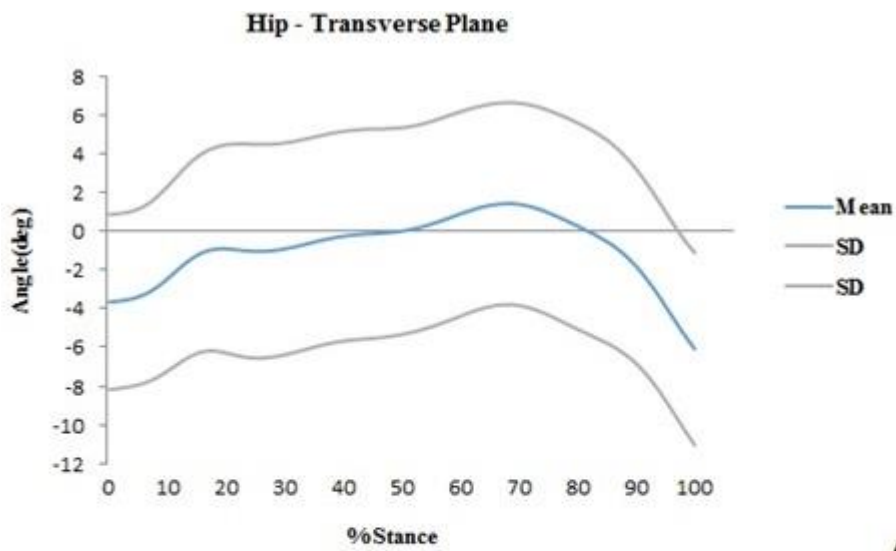
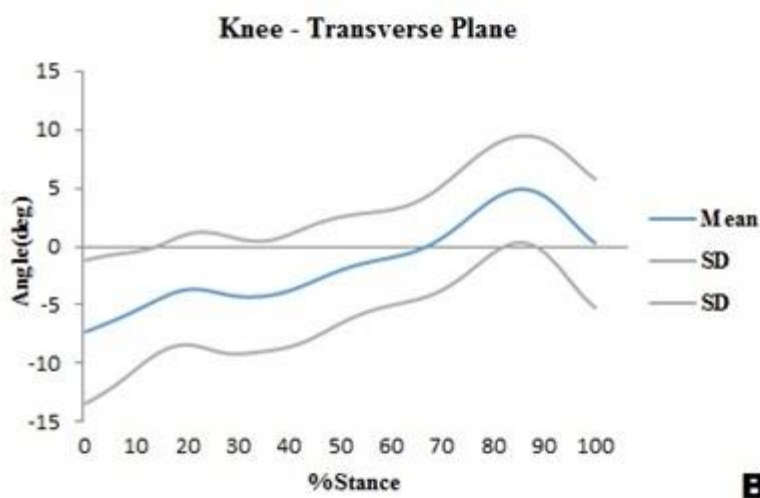
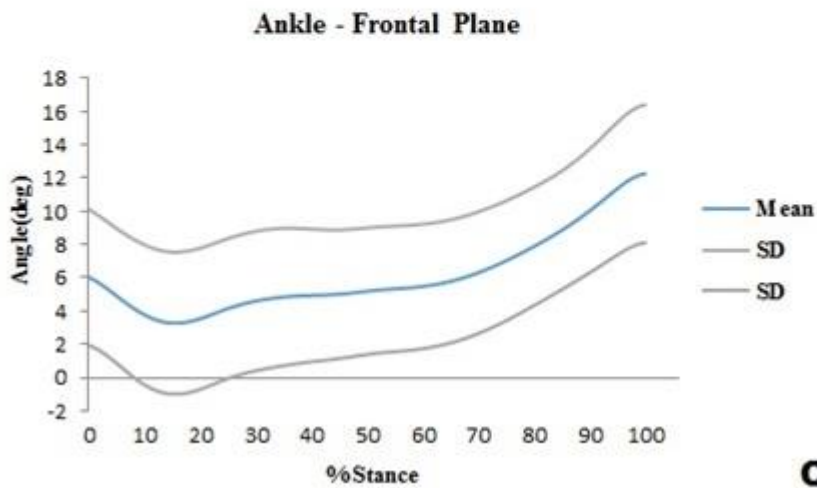


Figure 3



Figure 4

**A****B****C**

Positive values: hip and knee internal rotation and ankle inversion

Supplementary material

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: midfoot torque and midfoot stiffness, which was calculated as the maximum instantaneous slope of the torque-angle time-series using the 4th order polynomial method (GOMES *et al.*, 2019).

References

- [1] K. Allison, T. V. Wrigley, B. Vicenzino, K. L. Bennell, A. Grimaldi, and P. W. Hodges, “Kinematics and kinetics during walking in individuals with gluteal tendinopathy,” *Clin. Biomech.*, vol. 32, pp. 56–63, 2016.
- [2] A. D. Wirtz, J. D. Willson, T. W. Kernozek, and D. A. Hong, “Patellofemoral joint stress during running in females with and without patellofemoral pain,” *Knee*, vol. 19, no. 5, pp. 703–708, 2012.
- [3] R. A. Zifchock, I. S. Davis, J. Higginson, S. McCaw, and T. Royer, “Side-to-side differences in overuse running injury susceptibility: a retrospective study,” *Hum Mov Sci*, vol. 27, no. 6, pp. 888–902, 2008.
- [4] M. L. Latash and V. M. Zatsiorsky, “Joint stiffness: Myth or reality?,” *Hum. Mov. Sci.*, vol. 12, no. 6, pp. 653–692, 1993.
- [5] V. O. do C. Carvalhais, V. L. de Araújo, T. R. Souza, G. G. P. Gonçalves, J. de M. Ocarino, and S. T. Fonseca, “Validity and reliability of clinical tests for assessing hip passive stiffness,” *Man. Ther.*, vol. 16, no. 3, pp. 240–245, 2011.
- [6] C. Nester, “The relationship between transverse plane leg rotation and transverse plane motion at the knee and hip during normal walking,” *Gait Posture*, vol. 12, no. 3, pp. 251–256, 2000.
- [7] R. A. Resende, K. J. Deluzio, R. N. Kirkwood, E. A. Hassan, and S. T. Fonseca, “Increased

unilateral foot pronation affects lower limbs and pelvic biomechanics during walking,” *Gait Posture*, vol. 41, no. 2, pp. 395–401, 2015.

- [8] T. R. Souza, R. Z. Pinto, R. G. Trede, R. N. Kirkwood, A. E. Pertence, and S. T. Fonseca, “Late Rearfoot Eversion and Lower-limb Internal Rotation Caused by Changes in the Interaction between Forefoot and Support Surface,” *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.*, vol. 99, no. 6, pp. 503–511, 2009.
- [9] S. T. Fonseca, J. M. Ocarino, P. L. P. Silva, and C. F. Aquino, “Integration of stress and their relationship to the kinetic chain,” *Sci. Found. Princ. Pract. Musculoskelet. Rehabil.*, no. December 2015, pp. 476–86, 2007.
- [10] C. J. Barton, P. Levinger, H. B. Menz, and K. E. Webster, “Kinematic gait characteristics associated with patellofemoral pain syndrome: A systematic review,” *Gait Posture*, vol. 30, no. 4, pp. 405–416, 2009.
- [11] E. Watelain, F. Dujardin, F. Babier, D. Dubois, and P. Allard, “Pelvic and lower limb compensatory actions of subjects in an early stage of hip osteoarthritis,” *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 82, no. 12, pp. 1705–1711, 2001.
- [12] R. Scattone Silva, C. D. Maciel, and F. V. Serrão, “The effects of forefoot varus on hip and knee kinematics during single-leg squat,” *Man. Ther.*, vol. 20, no. 1, pp. 79–83, 2015.
- [13] G. M. Monaghan, C. L. Lewis, W. H. Hsu, E. Saltzman, J. Hamill, and K. G. Holt, “Forefoot angle determines duration and amplitude of pronation during walking,” *Gait Posture*, vol. 38, no. 1, pp. 8–13, 2013.
- [14] R. B. O. Gomes *et al.*, “Foot pronation during walking is associated to the mechanical resistance of the midfoot joint complex,” *Gait Posture*, vol. 70, no. January, pp. 20–23, 2019.
- [15] A. Leardini, J. J. O’Connor, and S. Giannini, “Biomechanics of the natural, arthritic, and replaced human ankle joint,” *J. Foot Ankle Res.*, vol. 7, no. 1, pp. 1–16, 2014.
- [16] T. R. Souza, R. Z. Pinto, R. G. Trede, R. N. Kirkwood, and S. T. Fonseca, “Temporal couplings between rearfoot-shank complex and hip joint during walking,” *Clin. Biomech.*, vol. 25, no. 7, pp. 745–748, 2010.
- [17] F. Faul, E. Erdfelder, A.-G. Lang, and A. Buchner, “G*Power 3: a flexible statistical power

- analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences.,” *Behav. Res. Methods*, vol. 39, no. 2, pp. 175–91, May 2007.
- [18] L. D. M. Mendonça, N. F. N. Bittencourt, G. M. Amaral, L. S. Diniz, T. R. Souza, and S. T. da Fonseca, “A Quick and Reliable Procedure for Assessing Foot Alignment in Athletes,” *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.*, vol. 103, no. 5, pp. 405–410, 2013.
- [19] A. Leardini, M. G. Benedetti, F. Catani, L. Simoncini, and S. Giannini, “An anatomically based protocol for the description of foot segment kinematics during gait,” *Clin. Biomech.*, vol. 14, no. 8, pp. 528–536, 1999.
- [20] C. Motion, “Coda Pelvis - Visual3D Wiki Documentation,” *C. Motion*, 2015. [Online]. Available: https://www.c-motion.com/v3dwiki/index.php/Coda_Pelvis. [Accessed: 12-Feb-2019].
- [21] M. H. Schwartz and A. Rozumalski, “A new method for estimating joint parameters from motion data,” *J. Biomech.*, vol. 38, no. 1, pp. 107–116, 2005.
- [22] M. Constantinou, A. Loureiro, C. Carty, P. Mills, and R. Barrett, “Hip joint mechanics during walking in individuals with mild-to-moderate hip osteoarthritis,” *Gait Posture*, vol. 53, pp. 162–167, 2017.
- [23] R. B. Souza and C. M. Powers, “Predictors of hip internal rotation during running: An evaluation of hip strength and femoral structure in women with and without patellofemoral pain,” *Am. J. Sports Med.*, vol. 37, no. 3, pp. 579–587, 2009.
- [24] D. X. Leite, J. M. M. Vieira, V. O. C. Carvalhais, V. L. Araújo, P. L. P. Silva, and S. T. Fonseca, “Relationship between joint passive stiffness and hip lateral rotator concentric torque.,” *Rev. Bras. Fisioter.*, vol. 16, no. 5, pp. 414–21, 2012.
- [25] J. M. Ocarino, S. T. Fonseca, P. L. P. Silva, M. C. Mancini, and G. G. P. Gonçalves, “Alterations of stiffness and resting position of the elbow joint following flexors resistance training,” *Man. Ther.*, vol. 13, no. 5, pp. 411–418, 2008.
- [26] A. de C. Cruz *et al.*, “Pelvic Drop Changes due to Proximal Muscle Strengthening Depend on Foot-Ankle Varus Alignment,” *Appl. Bionics Biomech.*, vol. 2019, pp. 1–12, 2019.
- [27] T. R. Souza *et al.*, “Clinical measures of hip and foot-ankle mechanics as predictors of rearfoot motion and posture,” *Man. Ther.*, vol. 19, no. 5, pp. 379–385, 2014.

- [28] B. Dayrell da Costa Paes *et al.*, “The clinical measure of forefoot-shank alignment partially reflects mechanical properties of the midfoot joint complex,” *Musculoskelet. Sci. Pract.*, 2019.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os resultados do presente estudo demonstraram que rigidez passiva dos rotadores laterais do quadril e resistência mecânica passiva do mediopé influenciam os padrões de movimentos do membro inferior durante a marcha. Especificamente, menor torque passivo do mediopé foi associado à maior ADM de quadril no plano transversal, menor rigidez passiva do mediopé foi associada à maior pico de rotação medial do joelho, maior torque e rigidez passivos do mediopé foram associados à maior pico de rotação lateral do joelho e menor rigidez passiva do quadril foi associada à maior ADM de tornozelo no plano frontal. Esses achados demonstram que as propriedades passivas dos tecidos influenciam a ocorrência e manutenção do padrão de movimento das articulações de membros inferiores durante a marcha e, assim, devem ser considerados por fisioterapeutas que irão avaliar e tratar indivíduos que apresentam alterações de movimentos no plano transversal do quadril e joelho e no plano frontal do pé, uma vez que essas alterações são frequentemente observadas em atividades funcionais e apresentam relações com diversas lesões, tais como síndrome do piriforme, dor patelofemoral e fascíte plantar. Portanto, os resultados deste estudo poderão guiar o raciocínio clínico de fisioterapeutas que irão investigar as possíveis causas das alterações de padrões de movimentos do quadril e joelho no plano transversal e do pé no plano frontal encontradas durante a avaliação. Sugerimos que a avaliação da rigidez passiva dos rotadores laterais do quadril e a resistência mecânica passiva do mediopé sejam incluídas nas avaliações desses indivíduos.

Estudos futuros podem investigar se essas relações ocorrem de maneira distinta em outras populações, como indivíduos que apresentam lesões associadas às alterações de movimentos estudadas, idosos e crianças. Além disso, estudos futuros podem investigar se intervenções direcionadas às modificações de rigidez de quadril e resistência passiva mecânica do mediopé, como fortalecimento dos músculos rotadores laterais do quadril e da musculatura intrínseca do pé são capazes de modificar o padrão de movimento durante a marcha. Estudos recentes não demonstraram mudança no padrão de movimentos do quadril e joelho nos planos frontal e transversal após protocolo de fortalecimento da musculatura do quadril (CRUZ *et al.*, 2019). Porém, esses estudos não realizaram fortalecimento em comprimentos musculares específicos, tais como fortalecimento na posição alongada ou encurtada, o que poderia modificar a rigidez e assim potencializar os efeitos sobre o padrão de movimento durante diferentes atividades. Além disso, existem protocolos específicos para fortalecimento da musculatura intrínseca do pé, os quais podem ser uma estratégia eficaz para modificar a rigidez e torque passivo dos tecidos desse segmento. Os achados desses estudos contribuíram para o entendimento de como as propriedades passivas dos tecidos se relacionam com os movimentos do membro inferior durante a marcha, e podem ser utilizados para direcionar a avaliação de indivíduos com alterações do padrão de movimento de membros inferiores nos planos frontal e transversal.

A avaliação da rigidez passiva dos rotadores laterais do quadril utilizada neste estudo é um

método fácil, com baixo custo e validado. Uma vez que as alterações de rigidez detectadas pela medida contribuíram para o entendimento das alterações de movimentos observadas no quadril, joelho e pé, sugere-se que fisioterapeutas tenham domínio da medida, afim de incluí-la em seu processo de avaliação. Por outro lado, a resistência mecânica passiva do mediopé foi mensurada por meio de um instrumento ainda não comercializado e, portanto, não disponível para a prática clínica dos fisioterapeutas. Assim, atualmente a mensuração da resistência mecânica passiva do mediopé em ambientes clínicos é dependente da percepção subjetiva do terapeuta ou pode ser mensurada de maneira indireta pela medida de alinhamento antepé-perna sem descarga de peso (DAYRELL DA COSTA PAES *et al.*, 2019). A adaptação do Torsímetro para uso em ambiente clínico contribuirá para o aprimoramento da avaliação do complexo tornozelo-pé, uma vez que a resistência passiva mecânica do mediopé apresentou relação com os movimentos de membros inferiores durante a marcha.

REFERÊNCIAS

- ALLISON, K. *et al.* Kinematics and kinetics during walking in individuals with gluteal tendinopathy. **Clinical Biomechanics**, v. 32, p. 56–63, 2016.
- ALZHRANI, M. A.; ADA, L.; DEAN, C. 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.
- BARTON, C. J. *et al.* Kinematic gait characteristics associated with patellofemoral pain syndrome: A systematic review. **Gait and Posture**, v. 30, n. 4, p. 405–416, 2009.
- BECKER, J. *et al.* Biomechanical Factors Associated with Achilles Tendinopathy and Medial Tibial Stress Syndrome in Runners. **American Journal of Sports Medicine**, v. 45, n. 11, p. 2614–2621, 2017.
- BLAZEVIČ, A. J. *et al.* No Title ب ب ب ب. **J Appl Physiol (1985)**, v. 126, n. 4, p. 1483–1491, 2019.
- BUCHANAN, C.; MUELLER, M. J.; MALUF, K. S. Postural stress theory... recent article by Michael J Mueller and Katrina S Maluf KS titled “Tissue adaptation to physical stress: a proposed 'physical stress theory' to guide physical therapist practice, education, and research" (April 2002). **Physical Therapy**, v. 82, n. 8, p. 824–826, 2002.
- 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.
- CONSTANTINO, M. *et al.* Hip joint mechanics during walking in individuals with mild-to-moderate hip osteoarthritis. **Gait and Posture**, v. 53, p. 162–167, 2017.
- CRUZ, A. DE C. *et al.* Pelvic Drop Changes due to Proximal Muscle Strengthening Depend on Foot-Ankle Varus Alignment. **Applied Bionics and Biomechanics**, v. 2019, p. 1–12, 2019.
- DAYRELL DA COSTA PAES, B. *et al.* The clinical measure of forefoot-shank alignment partially reflects mechanical properties of the midfoot joint complex. **Musculoskeletal Science and Practice**, 2019.
- FAUL, F. *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.
- FONSECA, S. T. *et al.* Integration of stress and their relationship to the kinetic chain. **Scientific foundations and principles of practice in musculoskeletal rehabilitation**, n. December 2015, p. 476–86, 2007.
- 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.
- KAWAKAMI, Y.; KANEHISA, H.; FUKUNAGA, T. The Relationship Between Passive Ankle Plantar Flexion Joint Torque and Gastrocnemius Muscle and Achilles Tendon Stiffness: Implications for Flexibility. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 38, n. 5, p. 269–276, 2008.
- KER, R. F. *et al.* **Ker1987.Pdf**, 1987.
- LATASH, M. L.; ZATSIORSKY, V. M. Joint stiffness: Myth or reality? **Human Movement Science**, v. 12, n. 6, p. 653–692, 1993.
- LEARDINI, A. *et al.* An anatomically based protocol for the description of foot segment kinematics during gait. **Clinical Biomechanics**, v. 14, n. 8, p. 528–536, 1999.
- LEARDINI, A.; O’CONNOR, J. J.; GIANNINI, S. 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, D. X. *et al.* Relationship between joint passive stiffness and hip lateral rotator concentric torque.

- Revista brasileira de fisioterapia (Sao Carlos (Sao Paulo, Brazil))**, v. 16, n. 5, p. 414–21, 2012.
- LORAM, I. D.; MAGANARIS, C. N.; LAKIE, M. The passive, human calf muscles in relation to standing: The non-linear decrease from short range to long range stiffness. **Journal of Physiology**, v. 584, n. 2, p. 661–675, 2007.
- 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.
- 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.
- MOTION, C. **Coda Pelvis - Visual3D Wiki Documentation**. Disponível em: <https://www.c-motion.com/v3dwiki/index.php/Coda_Pelvis>. Acesso em: 12 fev. 2019.
- NESTER, C. The relationship between transverse plane leg rotation and transverse plane motion at the knee and hip during normal walking. **Gait & posture**, v. 12, n. 3, p. 251–256, 2000.
- NEUMANN, D. A. Cinesiologia do aparelho musculoesquelético: fundamentos para reabilitação. In: **Quadril**. [s.l.: s.n.]. p. 465–519.
- NOVACHECK, T. F. Review Paper The biomechanics of running. **Gait & Posture**, v. 7, p. 77–95, 1998.
- OCARINO, J. 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.
- PREECE, S. J. *et al.* The influence of gluteus maximus on transverse plane tibial rotation. **Gait and Posture**, v. 27, n. 4, p. 616–621, 2008.
- RESENDE, R. A. *et al.* Increased unilateral foot pronation affects lower limbs and pelvic biomechanics during walking. **Gait and Posture**, v. 41, n. 2, p. 395–401, 2015.
- SCATTONE SILVA, R.; MACIEL, C. D.; SERRÃO, F. V. The effects of forefoot varus on hip and knee kinematics during single-leg squat. **Manual Therapy**, v. 20, n. 1, p. 79–83, 2015.
- SCHWARTZ, M. H.; ROZUMALSKI, A. A new method for estimating joint parameters from motion data. **Journal of Biomechanics**, v. 38, n. 1, p. 107–116, 2005.
- SOUZA, R. B.; POWERS, C. M. Predictors of hip internal rotation during running: An evaluation of hip strength and femoral structure in women with and without patellofemoral pain. **American Journal of Sports Medicine**, v. 37, n. 3, p. 579–587, 2009.
- SOUZA, T. R. *et al.* Late Rearfoot Eversion and Lower-limb Internal Rotation Caused by Changes in the Interaction between Forefoot and Support Surface. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, v. 99, n. 6, p. 503–511, 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, 2014.
- WATELAIN, E. *et al.* Pelvic and lower limb compensatory actions of subjects in an early stage of hip osteoarthritis. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 82, n. 12, p. 1705–1711, 2001.
- WILLEMS, T. M. *et al.* Gait-related risk factors for exercise-related lower-leg pain during shod running. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 39, n. 2, p. 330–339, 2007.
- WIRTZ, A. D. *et al.* Patellofemoral joint stress during running in females with and without patellofemoral pain. **Knee**, v. 19, n. 5, p. 703–708, 2012.

ZIFCHOCK, R. A. *et al.* Side-to-side differences in overuse running injury susceptibility: a retrospective study. **Hum Mov Sci**, v. 27, n. 6, p. 888–902, 2008.

APÊNDICE 1 – Ficha de identificação dos participantes

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E TERAPIA OCUPACIONAL (EEFFTO)

Título do estudo: Alinhamento do antepé, res do mediopé e rigidez do quadril estão associados aos movimentos do membro inferior durante a marcha?

Investigador principal: Thais Brasil Cardoso

Orientador: Prof. Dr. Renan Alves Resende

Co-orientador: Prof. Dra. Juliana de Melo Ocarino

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: Alinhamento do antepé, rigidez do mediopé e rigidez do quadril estão associados aos movimentos do membro inferior durante a marcha?

Investigador principal: Thais Brasil Cardoso

Orientador: Prof. Dr. Renan Alves Resende

Co-orientador: Prof. Dra. Juliana de Melo Ocarino

Gostaríamos de convidá-lo a participar deste estudo. Nosso objetivo é investigar a correlação entre a forma de andar, a rigidez do seu pé e do seu quadril e o alinhamento 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, com uma faixa estabilizando seu quadril, onde levaremos seu pé de um lado para o outro. Após esses movimentos, iremos apoiar um instrumento na sua perna por 3 vezes para realizar a medida. Além disso, ainda de barriga para baixa, 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

- Rúbrica do pesquisador: _____

- Rúbrica do voluntário: _____

indolor.

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

Thais Brasil Cardoso

Data

Dr. Renan Alves Resende

Data

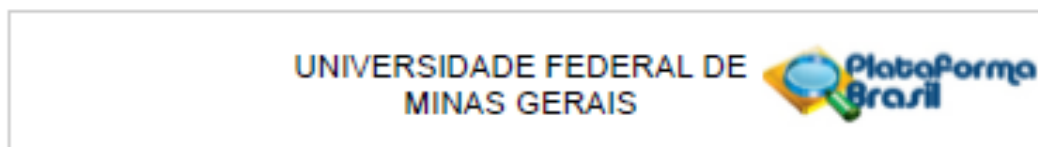
Dra. Juliana de Melo Ocarino

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



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DA EMENDA

Título da Pesquisa: Existe relação entre a rigidez de mediotpé e o movimento de pronação do pé durante a marcha?

Pesquisador: Renan Alves Resende

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 78785717.7.0000.5149

Instituição Proponente: Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.491.294

Apresentação do Projeto:

Mesma apresentação expressa no parecer 2.361.392 de 01/11/17.

Objetivo da Pesquisa:

Mesmo objetivos expressos no parecer 2.361.392 de 01/11/17.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Mesmo riscos e benefícios expressos no parecer 2.361.392 de 01/11/17.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

O pesquisador solicita acréscimo de um teste (avaliação da rigidez passiva do quadril por meio de um teste clínico).

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Foi acrescentado novo TCLE e a emenda ao projeto.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

SMJ, sou favorável à aprovação da emenda.

Considerações Finais a critério do CEP:

Tendo em vista a legislação vigente (Resolução CNS 466/12), o COEP-UFMG recomenda aos Pesquisadores: comunicar toda e qualquer alteração do projeto e do termo de consentimento via emenda na Plataforma Brasil, informar imediatamente qualquer evento adverso ocorrido durante o

Endereço: Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 2º Ad S/ 2005
 Bairro: Unidade Administrativa II CEP: 31.270-901
 UF: MG Município: BELO HORIZONTE
 Telefone: (31)3409-4502 E-mail: coep@prpq.ufmg.br

Continuação do Parecer: 2.491.294

desenvolvimento da pesquisa (via documental encaminhada em papel), apresentar na forma de notificação relatórios parciais do andamento do mesmo a cada 06 (seis) meses e ao término da pesquisa encaminhar a este Comitê um sumário dos resultados do projeto (relatório final).

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BASICAS_105754_1_E1.pdf	08/01/2018 08:04:26		Acelto
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	tcle.pdf	07/01/2018 20:19:39	THAIS BRASIL CARDOSO	Acelto
Outros	Emenda_Projeto.docx	07/01/2018 20:16:09	THAIS BRASIL CARDOSO	Acelto
Outros	78785717aprovacaocassinada.pdf	01/11/2017 10:53:50	Vivian Resende	Acelto
Outros	78785717aprovacaocassinada.pdf	01/11/2017 10:53:50	Vivian Resende	Acelto
Outros	78785717parecerassinado.pdf	01/11/2017 10:53:39	Vivian Resende	Acelto
Outros	78785717parecerassinado.pdf	01/11/2017 10:53:39	Vivian Resende	Acelto
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	PROJETO.pdf	11/10/2017 06:43:27	RAPHAEL BORGES DE OLIVEIRA GOMES	Acelto
Outros	ParecerProjeto.pdf	11/10/2017 06:38:03	RAPHAEL BORGES DE OLIVEIRA GOMES	Acelto
Folha de Rosto	FolhadeRosto.pdf	11/10/2017 06:34:43	RAPHAEL BORGES DE OLIVEIRA GOMES	Acelto
Outros	787857177emendaassinada.pdf	08/02/2018 10:10:29	Vivian Resende	Acelto
Outros	787857177parecerassinado.pdf	08/02/2018 10:10:46	Vivian Resende	Acelto

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Endereço: Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 2ª Ad S/N 3006
 Bairro: Unidade Administrativa II CEP: 31.270-901
 UF: MG Município: BELO HORIZONTE
 Telefone: (31)3409-4502 E-mail: coep@prpq.ufmg.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
MINAS GERAIS



Continuação do Processo: 2.491.294

BELO HORIZONTE, 08 de Fevereiro de 2018

Assinado por:
Vivian Resende
(Coordenador)

Endereço: Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 2º Ad S/N 3005

Bairro: Unidade Administrativa II CEP: 31.270-901

UF: MG Município: BELO HORIZONTE

Telefone: (31)3409-4502

E-mail: coep@prpq.ufmg.br

MINI CURRÍCULO

Thais Brasil Cardoso

Bacharel em Fisioterapia – UFMG - CREFITO: 219852-F

Especialista em Fisioterapia Ortopédica – UFMG

Mestranda em Ciências da Reabilitação – UFMG

Fisioterapeuta e Sócia em clínica fisioterápica Propulsão.