

Vanessa Lara de Araújo

**INFLUÊNCIA DO ALINHAMENTO E DA PLACA OSTEOLIGAMENTAR DO PÉ NA
MARCHA DE INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS**

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional

Universidade Federal de Minas Gerais

2017

Vanessa Lara de Araújo

**INFLUÊNCIA DO ALINHAMENTO E DA PLACA OSTEOLIGAMENTAR DO PÉ NA
MARCHA DE INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS**

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

Linha de Pesquisa: Estudos do Desempenho Motor e Funcional Humano

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Teixeira Fonseca

Coorientador: Prof. Dr. Thales Rezende de Souza

Coorientador no exterior: Prof. Dr. Kenneth G. Holt

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional

Universidade Federal de Minas Gerais

2017

A658i Araújo, Vanessa Lara de
2017 Influência do alinhamento e da placa osteoligamentar do pé na marcha de indivíduos saudáveis. [manuscrito] / Vanessa Lara de Araújo - 2017.

141f., enc.:il.

Orientador: Sérgio Teixeira da Fonseca

Coorientador: Thales Rezende de Souza

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

Bibliografia: f. 118-127

1. Biomecânica - Teses. 2. Pés - Teses. 3. Articulações – Amplitude do movimento - Teses. 4. Marcha – Teses. I. Fonseca, Sérgio Teixeira da. II. Souza, Thales Rezende de. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. IV. Título.

CDU: 796.015

Ficha catalográfica elaborada pela equipe de bibliotecários da Biblioteca da Escola de Educação Física,

Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais.

DECLARAÇÃO

Declaramos para os devidos fins que, **VANESSA LARA DE ARAÚJO** defendeu a Tese de Doutorado intitulada: **"INFLUÊNCIA DO ALINHAMENTO E DA PLACA OSTEOLIGAMENTAR DO PÉ NA MARCHA DE INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS"** obtendo em 31/03/2017 a aprovação unânime da Banca Examinadora, junto ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, nível: Doutorado, da Universidade Federal de Minas Gerais; fazendo juz ao título de Doutora em Ciências da Reabilitação a partir da referida data.

Belo Horizonte, 31 de Março de 2017.

Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação/EEFFTO/UFMG
COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO/EEFFTO
DA REABILITAÇÃO/EEFFTO
AV. ANTÔNIO CARLOS, Nº 6627 - CAMPUS UNIVERSITÁRIO
PAMPULHA - CEP 31270-901 - BH / MG

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

ATA DE NÚMERO 66 (SESSENTA E SEIS) DA SESSÃO DE ARGUIÇÃO E DEFESA DE TESE APRESENTADA PELA CANDIDATA **VANESSA LARA DE ARAÚJO** DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO.

Aos 31 (trinta e um) dias do mês de março do ano de dois mil e dezessete, realizou-se na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, a sessão pública para apresentação e defesa da Tese de Doutorado intitulada: **"INFLUÊNCIA DO ALINHAMENTO E DA PLACA OSTEOLIGAMENTAR DO PÉ NA MARCHA DE INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS"**. A comissão examinadora foi constituída pelos seguintes Professores Doutores: Sérgio Teixeira da Fonseca, Juliana de Melo Ocarino, Renan Alves Resende, Rafael Zambelli de Almeida Pinto e Isabel de Camargo Neves Sacco, sob a Presidência do primeiro. Os trabalhos iniciaram-se às 13h30min com apresentação oral da candidata, seguida de arguição dos membros da Comissão Examinadora. Após avaliação, os examinadores consideraram a candidata **aprovada e apta a receber o título de Doutora após a entrega da versão definitiva da Tese**. Nada mais havendo a tratar, eu, Marilane Soares, secretária do 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, lavrei a presente Ata, que depois de lida e aprovada será assinada por mim e pelos membros da Comissão Examinadora.
Belo Horizonte, 31 de março de 2017.

Professor Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca

Professora Dra. Juliana de Melo Ocarino

Professor Dr. Renan Alves Resende

Professor Dr. Rafael Zambelli de Almeida Pinto

Professora Dra. Isabel de Camargo Neves Sacco

Marilane Soares – SIAPE: 084190

Secretária do Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS
AV. ANTÔNIO CARLOS, Nº 6627 - CAMPUS UNIVERSITÁRIO
CEP 31270-901 - BH / MG

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao meu orientador professor Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca pelos valiosos ensinamentos e pelas ideias brilhantes e criativas, que foram fundamentais para este trabalho e para a minha formação acadêmica.

Ao professor Dr. Thales Rezende de Souza pela orientação para o desenvolvimento deste trabalho e pelas palavras de incentivo. A parceria que fizemos em vários projetos de pesquisa foi essencial para o meu crescimento profissional.

Ao professor Dr. Kenneth Holt por ter me dado a oportunidade de trabalhar em dois grandes grupos de pesquisa durante o período do doutorado sanduíche. Obrigada também por todos os ensinamentos e paciência durante as discussões sobre biomecânica durante a marcha.

Aos professores Dr. Conor Walsh e Dr^a. Cara Lewis pelos ensinamentos e pela oportunidade em trabalhar nos grupos de pesquisa coordenados por vocês. Às equipes do Havard Biodesign Lab e da Boston University, obrigada pelo ótimo convívio e pela grande troca de conhecimentos.

Aos professores Dr^a. Isabel de Camargo Neves Sacco, Dr. Rafael Zambelli de Almeida Pinto, Dr^a. Juliana de Melo Ocarino e Dr. Renan Alves Resende, pela disponibilidade em ser membro da banca de defesa do doutorado e pelas ótimas sugestões feitas para esta pesquisa.

Ao Thiago Ribeiro Teles dos Santos, com quem aprendi muito durante todo o doutorado, especialmente durante o período em Boston. Muito obrigada pela amizade, excelente parceria e troca de conhecimentos.

Ao Fabrício Anício Magalhães, por ter me acolhido tão bem quando retornei do período sanduíche e pela ótima parceria que fizemos para a realização do Estudo 2 desta tese.

Aos alunos de iniciação científica e colegas que ajudaram neste trabalho: Camila Gomes, Carolina Andrade, Breno Teixeira, Filipe Freitas, Karina Mourão, Lilian Marques, Letícia Silveira, Rafael Cestaro, Raffi Antunes, Raphael Borges e Thiago Melo. Obrigada pela grande colaboração no transcorrer desta pesquisa. A ajuda de vocês foi fundamental.

Aos colegas do Laboratório de Análise de Movimento, obrigada pelo aprendizado e excelente convivência. Agradeço, em especial, ao funcionário Dêlcio

Drumont pela ajuda constante e aos colegas Aline Castro, Bruna Avelar, Diego Carvalho, Líria Okai-Nóbrega, Leonardo Drumond, Miguel Assis, Priscila Araújo e Rejane Gonçalves.

Aos funcionários do Colegiado de Pós-graduação pela disponibilidade em ajudar, em especial à Marilane Soares e Gabriel Alves. Aos técnicos de informática Mateus e Pablo, por toda a ajuda e colaboração para adequado funcionamento dos equipamentos e computadores.

Às minhas amigas Austrália, Cecília, Drica, Marcinha, Maris, Jú e Rebeca, obrigada por todo o carinho e torcida. À amiga que ganhei em Boston, Mariana Souza, obrigada por todas as conversas e apoio durante o período do doutorado sanduíche. À Vivi, a sua amizade e parceria foram motivadores para que eu seguisse a carreira acadêmica. Aos meus avós, meu sogro, minha sogra e à minha madrinha Rizioneide, por me apoiarem e torcerem pela minha realização profissional.

Ao Luis, muito obrigada pelo carinho e cuidado de todos os dias, por me incentivar sempre, por acreditar em mim, me alegrar e elevar minha auto-estima. O meu mais profundo agradecimento, amo você!

Aos meus pais, minha irmã e à Peu, pelo apoio incondicional e por serem meus grandes incentivadores na vida. A vocês minha eterna gratidão!

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

*“Não é sobre chegar no topo do mundo e saber que venceu. É sobre escalar e sentir
que o caminho te fortaleceu. “*

Ana Vilela

PREFÁCIO

A presente tese foi elaborada de acordo com as regras do formato opcional do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Universidade Federal de Minas Gerais. Nesse formato, a primeira parte da tese é composta da introdução, em que é realizada uma revisão bibliográfica, problematização do tema, justificativa e são apresentados os objetivos e as hipóteses desta tese de doutorado. A segunda parte consiste na descrição detalhada dos materiais e método utilizados nos estudos que compõem esta tese. Em seguida, esta tese contém os dois artigos desenvolvidos. O primeiro artigo foi elaborado de acordo com as regras do periódico *Musculoskeletal Science & Practice* (ISSN 2468-7812) e o segundo artigo, de acordo com as regras do periódico *Journal of Biomechanics* (ISSN 0021-9290). Por fim, são apresentadas as considerações finais da tese, os apêndices e os anexos.

RESUMO

Os movimentos de pronação e supinação do pé durante a marcha são influenciados por uma série de interações que ocorrem entre as várias articulações e tecidos que compõem o membro inferior e o pé. Essa tese investigou alguns fatores das articulações distais do membro inferior que podem influenciar o movimento de pronação e supinação do pé durante a marcha. O objetivo geral desta tese foi investigar a influência do alinhamento do pé e de uma palmilha que simula a placa osteoligamentar do pé na biomecânica dos membros inferiores durante a marcha. O primeiro estudo investigou o efeito de magnitudes distintas de varismo do complexo tornozelo-pé (pequeno *versus* grande) sobre a cinemática e cinética do pé, tornozelo, joelho e quadril nos planos frontal e transversal durante a fase de apoio da marcha. Vinte e oito participantes saudáveis foram divididos em dois grupos de acordo com o alinhamento do complexo tornozelo-pé no plano frontal por meio da análise de percentil: (1) valores iguais ou inferiores ao percentil 45 e (2) valores iguais ou superiores ao percentil 55. A cinemática e cinética dos membros inferiores foi avaliada com o participante deambulando em velocidade autoselecionada em uma esteira instrumentada. O grupo com varismo grande do complexo tornozelo-pé apresentou aumento significativo ($p < 0,03$) do ângulo de inversão do antepé no contato inicial, da amplitude de eversão do retropé-perna e do momento interno máximo inversor do tornozelo quando comparado ao grupo com varismo pequeno. Não houve diferença significativa ($p > 0,05$) entre os grupos para amplitude de movimento e momento interno máximo do joelho e quadril. As durações dos movimentos do retropé-perna, joelho e quadril também não foram diferentes ($p > 0,05$) entre os grupos. O segundo estudo, por sua vez, investigou o efeito do uso de uma palmilha, inspirada no conceito da placa osteoligamentar do pé, sobre a cinemática do complexo tornozelo-pé, nos planos sagital e frontal, durante a fase de apoio da marcha. Trinta e cinco participantes saudáveis foram submetidos à avaliação cinemática do complexo tornozelo-pé durante a marcha utilizando três palmilhas: (1) Mola: palmilha inspirada no conceito da placa osteoligamentar do pé e construída em material rígido e com comportamento elástico (fibra de carbono), ou seja, que permitia resistência à deformação e retorno ao seu formato original; (2) Plana: palmilha utilizada como controle, com uma superfície não inclinada e confeccionada de material que não exibia comportamento elástico; e (3) Rígida:

palmilha utilizada como controle e construída de material que não exibiu comportamento elástico, mas apresentava mesmo formato da palmilha em mola. A palmilha em mola reduziu a duração e magnitude de eversão do retropé-perna ($p \leq 0,03$), aumentou a inversão do retropé-perna ($p < 0,01$), aumentou a eversão do antepé-retropé ($p < 0,01$) e aumentou o pico de flexão plantar do antepé-retropé durante a fase de impulsão ($p = 0,01$) quando comparada à palmilha plana. Os efeitos da palmilha em mola foram diferentes da palmilha rígida, demonstrando que o formato não é o único determinante para os resultados, mas também as propriedades do material. Os resultados desta tese ajudam a esclarecer o papel do varismo do complexo tornozelo-pé e de uma palmilha similar à placa osteoligamentar torcida do pé para os movimentos de pronação e supinação durante a fase de apoio da marcha.

Palavras-chave: Pé. Marcha. Pronação. Alinhamento do pé. Placa osteoligamentar torcida do pé.

ABSTRACT

The movements of foot pronation and supination during walking are influenced by a series of interactions that occur between tissues and joints of the lower limbs. This dissertation investigated some factors related to the lower limb distal joints that might influence foot pronation and supination during walking. The general goal of this dissertation was to investigate the influence of foot alignment and of an orthosis that simulates the foot osteoligamentous plate on lower limb biomechanics during walking. The first study investigated the effect of distinct magnitudes of foot-ankle complex varus alignment (small *versus* large) on kinematics and kinetics of foot, ankle, knee and hip in the frontal and transverse planes during the stance phase of walking. Twenty-eight subjects were allocated into two groups according to their foot-ankle complex alignments in the frontal plane by means of percentile analysis: (1) values equal to or inferior to the percentile 45, and (2) values equal to or above the percentile 55. The lower limb kinematic and kinetic data was evaluated with the participant walking at self-selected speed on an instrumented treadmill. The groups with large varus alignment of the foot-ankle complex had significantly greater ($p < 0.03$) forefoot inversion angle at initial contact, amplitude of rearfoot-shank eversion and maximum internal moment of ankle inversion when compared to the group with small varus alignment. No significant differences ($p > 0.05$) between groups were found for motion amplitudes and maximum internal moments at the knee and hip. The durations of the movements of the rearfoot-shank, knee and hip were also not different between groups. The second study investigated the effect of using a foot orthosis inspired by the concept of foot osteoligamentous twisted plate on foot-ankle complex kinematics in the sagittal and frontal planes during the stance phase of walking. Thirty-five healthy participants underwent kinematic assessment of foot-ankle complex kinematics with three different foot orthoses: (1) Spring: orthosis inspired by the concept of a twisted osteoligamentous plate shape and constructed with a stiff and elastic material (carbon fiber); (2) Flat: control orthosis made of a non-elastic material with a non-inclined surface; and (3) Rigid: control orthosis made of a non-elastic material, with the same shape of the Spring one. Spring orthosis reduced the duration and magnitude of rearfoot eversion ($p \leq 0.03$), increased rearfoot inversion relative to shank ($p < 0.01$), increased forefoot eversion relative to rearfoot ($p < 0.01$), and increased the peak of plantar flexion of forefoot relative to rearfoot

during the propulsive phase ($p = 0.01$) compared with the flat orthosis. The effects of the Spring orthosis were different from the Rigid, which demonstrated that shape was not the only determinant for the results, but also material properties. The results of this dissertation help clarifying the role of foot-ankle varus alignment and twisted foot plate mechanism on motion of foot pronation and supination during stance phase of walking.

Keywords: Foot. Walking. Pronation. Foot alignment. Foot twisted osteoligamentous plate.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	14
2 OBJETIVOS	25
2.1 Objetivo geral	25
2.2 Objetivos específicos	25
3 HIPÓTESES	26
3.1 Estudo 1	26
3.2 Estudo 2	26
4 MATERIAIS E MÉTODO.....	27
4.1 Estudo 1	27
4.1.1 Delineamento do estudo	27
4.1.2 Amostra	27
4.1.3 Instrumentos e medidas	29
4.1.4 Procedimentos	29
4.1.5 Redução dos dados	36
4.1.6 Análise estatística	42
4.2 Estudo 2	43
4.2.1 Delineamento do estudo	43
4.2.2 Amostra	43
4.2.3 Instrumentos e medidas	44
4.2.4 Procedimentos	51
4.2.5 Redução dos dados	55
4.2.6 Análise estatística	58
5 ARTIGO 1.....	60
6 ARTIGO 2.....	87

7 CONSIDERAÇÕES FINAIS	114
REFERÊNCIAS	118
APÊNDICE 1	128
APÊNDICE 2	129
APÊNDICE 3	134
APÊNDICE 4	137
ANEXO 1	140
ANEXO 2	141

1 INTRODUÇÃO

O complexo tornozelo-pé é responsável pela interação entre o membro inferior e a superfície de apoio e contribui para distribuição adequada de cargas durante atividades em cadeia cinemática fechada, como a marcha humana (MICHAUD, 1993). Os movimentos de pronação e supinação realizados pelo complexo tornozelo-pé têm a função de promover adaptação do pé à superfície de apoio, absorver carga após o contato do membro inferior ao solo e funcionar como uma alavanca rígida para impulsionar o corpo (LEARDINI; O'CONNOR; GIANNINI, 2014; MCPOIL; KNECHT, 1985; MICHAUD, 1993). Especificamente, após o contato inicial da marcha, o movimento de pronação da articulação subtalar ocorre e os eixos oblíquo e longitudinal da articulação mediotársica ficam paralelos, o que permite que o pé se torne flexível, absorva as forças geradas pelo impacto com o solo e adapte-se às superfícies diferentes (BLACKWOOD *et al.*, 2005; MCPOIL; KNECHT, 1985; MICHAUD, 1993). Em contrapartida, durante a fase de impulsão da marcha, acontece a supinação da articulação subtalar e, para manter as cabeças de todos os metatarsos em contato com o solo, as articulações do mediopé e antepé realizam uma pronação, o que faz com que os eixos oblíquo e longitudinal da articulação mediotársica fiquem cruzados (BLACKWOOD *et al.*, 2005; HUNT *et al.*, 2001). Nessa fase, o pé torna-se rígido e, assim, adequado para a transferência da força produzida pelos flexores plantares para as cabeças dos metatarsos (BLACKWOOD *et al.*, 2005; MCPOIL; KNECHT, 1985; MICHAUD, 1993). Portanto, os movimentos de pronação e supinação do complexo tornozelo-pé garantem absorção, dissipação, geração e transferência adequadas de energia mecânica durante a fase de apoio da marcha.

Alterações dos movimentos de pronação e supinação do complexo tornozelo-pé podem estar presentes durante a fase de apoio da marcha e causar sobrecarga em estruturas do sistema musculoesquelético (BARWICK; SMITH; CHUTER, 2012; CHUTER; JANSE DE JONGE, 2012; DONATELLI, 1987; DOWLING *et al.*, 2014; TIBERIO, 1988). Uma disfunção de movimento comumente observada é a pronação excessiva do complexo tornozelo-pé durante a marcha, que é caracterizada pelo aumento da magnitude e/ou duração da pronação (MICHAUD, 1993). Nesses

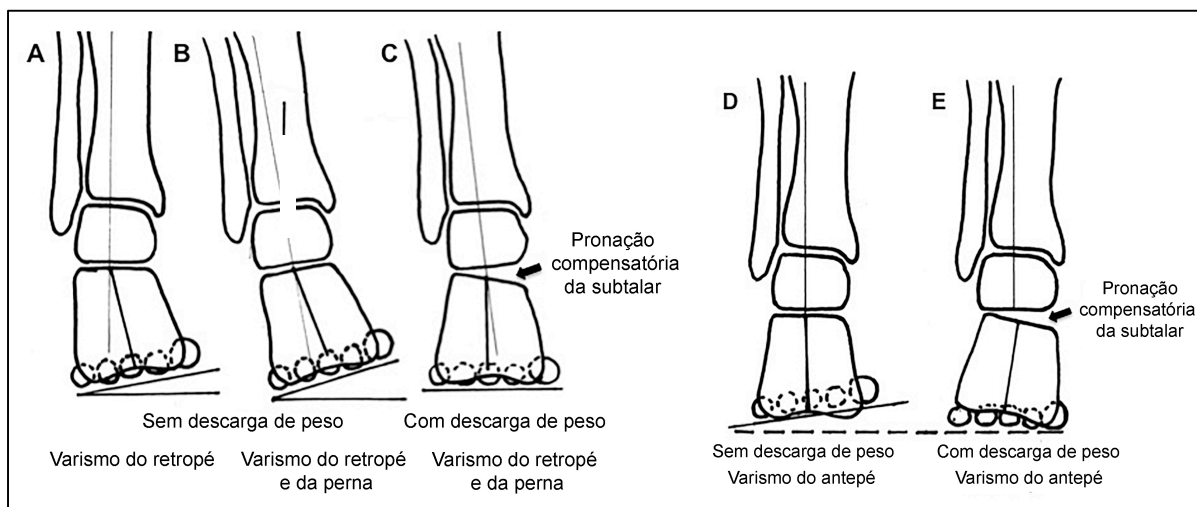
casos, a supinação está geralmente reduzida na fase de impulsão. A sobrecarga no sistema musculoesquelético gerada pela ocorrência desse padrão de movimento disfuncional pode ser aumentada quando o estresse mecânico envolvido no movimento é aplicado repetidamente por um período de tempo prolongado (MUELLER; MALUF, 2002). Estima-se que adultos saudáveis realizem entre seis e sete mil passos por dia (TUDOR-LOCKE; BASSETT, 2004). Como a marcha é uma atividade realizada repetidas vezes ao longo do dia, alterações de movimento presentes nessa atividade podem impor demanda excessiva em estruturas do membro inferior (FONSECA *et al.*, 2007). Evidências sugerem que a pronação excessiva do complexo tornozelo-pé pode predispor o desenvolvimento de diversas lesões (BARWICK; SMITH; CHUTER, 2012; CHUTER; JANSE DE JONGE, 2012; DOWLING *et al.*, 2014), tais como fascíte plantar (HAGEDORN *et al.*, 2013; WEARING *et al.*, 2006; WERNER *et al.*, 2010), síndrome do estresse tibial medial (NEAL *et al.*, 2014; WILLEMS *et al.*, 2006, 2007), síndrome da dor patelofemoral (BARTON *et al.*, 2009, 2010; POWERS, 2003; RODRIGUES *et al.*, 2014), síndrome do piriforme (TONLEY *et al.*, 2010) e dor lombar (KENDALL; BIRD; AZARI, 2014; MENZ *et al.*, 2013; O'LEARY *et al.*, 2013). Dessa forma, a identificação de fatores que podem influenciar a pronação e supinação do complexo tornozelo-pé durante a fase de apoio da marcha pode auxiliar na formulação de estratégias para a prevenção e tratamento dessas lesões.

Os movimentos de pronação e supinação do pé durante a marcha são influenciados por uma série de interações que ocorrem entre as várias articulações e tecidos que compõem o membro inferior e o pé (LEARDINI; O'CONNOR; GIANNINI, 2014; SOUZA *et al.*, 2014b). Apesar da existência de inúmeros estudos sobre o funcionamento do complexo tornozelo-pé, a mecânica desse complexo ainda é relativamente desconhecida (NESTER *et al.*, 2005). Novos estudos ainda são necessários para um melhor entendimento do comportamento mecânico do complexo tornozelo-pé durante as atividades funcionais (LEARDINI; O'CONNOR; GIANNINI, 2014; SOUZA *et al.*, 2014b). A cinemática do pé durante a marcha parece ser resultante da combinação de forças de articulações proximais e distais (SOUZA *et al.*, 2014b). Fatores, como alinhamento, força e mobilidade tanto do quadril quanto do complexo tornozelo-pé parecem influenciar o movimento de pronação e supinação do

pé. Esta tese teve como foco a investigação de alguns fatores das articulações distais do membro inferior que podem influenciar o movimento de pronação e supinação do pé.

Um dos fatores que parece influenciar a pronação do complexo tornozelo-pé é a presença de alterações do alinhamento do pé (DONATELLI, 1987; MICHAUD, 1993; TIBERIO, 1988). Mais especificamente, uma alteração de alinhamento importante é o varismo excessivo desse complexo (Figura 1). O varismo refere-se a um desalinhamento no qual o antepé, retropé e/ou perna estão em posição de inversão em relação ao segmento proximal, na ausência de descarga de peso (DONATELLI, 1987; MICHAUD, 1993; TIBERIO, 1988) (Figura 1). A prevalência do varismo do complexo tornozelo-pé em medida sem descarga de peso é controversa na literatura. Por exemplo, Garbalosa *et al.* (1994) e Buchanan *et al.* (2005) demonstraram que aproximadamente 90% dos pés apresentavam varismo do antepé (ângulo antepé-retropé), enquanto Cornwall *et al.* (2004) reportou prevalência de 15%. Diferenças na forma de mensurar esses ângulos podem explicar esses resultados discrepantes. Apesar de ambos os estudos terem realizado a medida com o participante em decúbito ventral e a subtalar posicionada em neutro, esses estudos utilizaram diferentes formas para definição do neutro da subtalar e diferentes posições do tornozelo no plano sagital. É sugerido que, durante atividades com descarga de peso, o varismo excessivo do retropé, antepé e/ou perna favoreça o contato do pé com o solo em posição excessivamente invertida (MONAGHAN *et al.*, 2013, 2014; TIBERIO, 1988). Nesse caso, a força de reação do solo é aplicada mais lateralmente no pé (LUGADE; KAUFMAN, 2014), o que aumenta o momento externo eversor no pé e assim, pode levar a uma pronação excessiva desse segmento. Além disso, na presença de varismo excessivo do antepé, retropé e/ou perna, a pronação pode aumentar para que a borda medial do antepé alcance o solo em atividades com descarga de peso (VILLARROYA-APARICIO *et al.*, 2015). Dessa forma, uma alteração no alinhamento do antepé, retropé e/ou perna no plano frontal pode influenciar o movimento de pronação do complexo tornozelo-pé durante atividades realizadas em cadeia cinemática fechada.

Figura 1 - Visão posterior do complexo tornozelo-pé esquerdo com alterações de alinhamento



(A) varismo do retropé sem descarga de peso; (B) varismo combinado do retropé e da perna sem descarga de peso; (C) pronação subtalar excessiva durante descarga de peso como consequência da presença de varismo do retropé e/ou perna; (D) varismo do antepé sem descarga de peso; (E) pronação subtalar excessiva durante descarga de peso como consequência da presença de varismo do antepé. Fonte: TIBERIO, 1988 (modificado)

O varismo excessivo do complexo tornozelo-pé foi relacionado com o aumento da pronação do pé durante atividades em cadeia cinemática fechada, como postura ortostática, marcha e corrida (BUCHANAN; DAVIS, 2005; MONAGHAN *et al.*, 2013, 2014; SILVA *et al.*, 2014; SOUZA *et al.*, 2014b; VILLARROYA-APARICIO *et al.*, 2015). Especificamente, durante a fase de apoio da marcha, pesquisas mostraram a associação do varismo excessivo do complexo tornozelo-pé com o aumento da amplitude e/ou duração da pronação (MONAGHAN *et al.*, 2013; SOUZA *et al.*, 2014b; VILLARROYA-APARICIO *et al.*, 2015). É importante observar que Monaghan *et al.* (2013) evidenciaram aumento apenas na eversão do antepé e não na eversão do retropé, enquanto Souza *et al.* (2014) e Villarroya-Aparicio *et al.* (2015) demonstraram influência na eversão do retropé. Outros estudos, por sua vez, não evidenciaram efeito do varismo excessivo na eversão do retropé (ALONSO-VÁZQUEZ *et al.*, 2009; CORNWALL *et al.*, 2004; DONATELLI *et al.*, 1999; HAMILL *et al.*, 1989; JARVIS *et al.*, 2017; MCPOIL; CORNWALL, 1996). Portanto, como o movimento do retropé no plano frontal é geralmente utilizado como variável para operacionalizar a pronação do pé, esse resultado controverso do efeito do alinhamento sobre a eversão do retropé precisa

ser esclarecido. Nota-se também que a maioria dos estudos que encontraram relação significativa entre movimento de eversão do retropé e o alinhamento do complexo tornozelo-pé realizou uma medida que combinava o alinhamento do antepé, retropé e perna e não uma medida de alinhamento isolado de um desses segmentos.

Durante atividades em cadeia cinemática fechada como a marcha, os movimentos das articulações de membros inferiores são interdependentes. A pronação do pé é geralmente acoplada com rotação medial da perna, coxa e quadril, uma vez que o tálus é estabilizado pela pinça maleolar (KHAMIS; YIZHAR, 2007; SOUZA *et al.*, 2010). Além disso, tem sido proposto que a eversão do calcâneo está associada com abdução do joelho e adução do quadril (BARWICK; SMITH; CHUTER, 2012; TATEUCHI; WADA; ICHIHASHI, 2011). No entanto, existe evidência limitada sobre os efeitos do varismo do complexo tornozelo-pé sobre a cinemática de todo o membro inferior durante a marcha, uma vez que a maioria da literatura tem focado no movimento do complexo tornozelo-pé. Os estudos que incluíram a cinemática do joelho e quadril foram conduzidos em crianças (ALONSO-VÁZQUEZ *et al.*, 2009; VILLARROYA-APARICIO *et al.*, 2015) ou com sujeitos realizando as tarefas de agachamento e salto (BITTENCOURT *et al.*, 2012; SILVA; MACIEL; SERRÃO, 2015). Esse conhecimento seria útil para melhorar a compreensão das consequências do varismo excessivo do pé em outras articulações do membro inferior durante a marcha. Por exemplo, evidências sugerem que o varismo excessivo desse complexo predispõe ao desenvolvimento de algumas lesões, tais como síndrome da dor patelofemoral (LUN *et al.*, 2004), dano da cartilagem patelofemoral (LUFLER *et al.*, 2016), osteoartrite do quadril (GROSS *et al.*, 2007) e dor lombar (ROTHBART *et al.*, 1995).

Além dos efeitos do varismo excessivo do complexo tornozelo-pé na cinemática de todo o membro inferior durante a marcha, ainda é necessário investigar os efeitos do varismo excessivo na cinética do complexo tornozelo-pé e demais articulações do membro inferior. Os dados cinéticos fornecem informações adicionais aos dados cinemáticos, pois ajudam entender a influência do alinhamento do complexo tornozelo-pé na sobrecarga de tecidos e articulações dos membros inferiores. Por exemplo, o padrão típico do momento interno do tornozelo no plano frontal durante a fase de apoio da marcha é caracterizado por momento inversor para desacelerar a

eversão do tornozelo, sendo que esse momento inversor pode iniciar-se logo após o contato inicial (KADABA *et al.*, 1989; LIU; LOCKHART, 2006; ROBERTSON *et al.*, 2014) ou apenas após a fase de resposta à carga (LEE; HIDLER, 2008; WINTER, 2009). Indivíduos com varismo grande podem realizar o contato inicial com o pé em maior inversão, o que faz com que a força de reação de solo fique mais lateral ao pé (LUGADE; KAUFMAN, 2014; TIBERIO, 1988). No contato inicial, portanto, o momento externo eversor no tornozelo desses indivíduos seria maior do que daqueles com menores valores de varismo. Nesse caso, o momento interno inversor do tornozelo deveria aumentar na tentativa de contrabalancear o momento externo. Entretanto, esse aumento não seria suficiente para freiar a eversão de forma a torná-la igual à de indivíduos com menores valores de varismo. Indivíduos com varismo grande apresentariam, portanto, aumento da amplitude e velocidade de eversão do pé, com consequente aumento da amplitude e velocidade de rotação medial da perna e coxa e abdução do joelho. Assim, esses indivíduos poderiam apresentar aumento dos momentos internos de rotação lateral do joelho e quadril e abdução do joelho para desacelerar a consequente rotação medial da perna e do fêmur. Além disso, o aumento da rotação medial do quadril poderia aumentar a amplitude e velocidade de adução do quadril devido à desvantagem mecânica dos abdutores do quadril (principalmente, glúteo médio e mínimo) quando a coxa roda medialmente dada pela redução do seu braço de alavanca (ARNOLD; KOMATTU; DELP, 1997). Nessa perspectiva, os indivíduos com varismo grande do complexo tornozelo-pé podem apresentar um aumento do momento interno de abdução do quadril na tentativa de desacelerar a adução dessa articulação. Esse possível aumento dos momentos internos do tornozelo, joelho e quadril pode sobrecarregar os tecidos do sistema musculoesquelético que tentam gerar esse momento maior para reduzir os efeitos causados pelo varismo excessivo do complexo tornozelo-pé. No entanto, não foram encontrados estudos que investigaram as repercussões do varismo aumentado do complexo tornozelo-pé sobre a cinética dos membros inferiores. Assim, investigar como a disfunção do alinhamento do pé repercute nos momentos articulares seria útil para entender melhor a influência desse desalinhamento na sobrecarga de tecidos e articulações.

A origem da alteração de alinhamento do complexo tornozelo-pé tem sido alvo de debate (EVANS; CATANZARITI, 2014; LUFLER *et al.*, 2012). Tradicionalmente, tem sido sugerido que os desalinhamentos do retropé em relação à perna e do antepé em relação ao retropé resultariam de uma torção óssea não alterável do tálus (TIBERIO, 1988). Por outro lado, pesquisa recente mostrou que o desalinhamento do antepé em relação ao retropé seria causado por alteração no comprimento ou rigidez dos tecidos moles, fator que pode ser modificável pelo padrão de uso (LUFLER *et al.*, 2012). Além disso, a forma como a medida do alinhamento do complexo tornozelo-pé é realizada parece influenciar o valor do ângulo mensurado e a origem desse ângulo (alteração óssea ou de tecido mole). Na literatura, existem diversos métodos de avaliação do alinhamento do complexo tornozelo-pé, sendo que alguns autores realizam a medida com a subtalar posicionada em neutro pelo examinador (ROOT *et al.*, 1971) e outros realizam a medida com o indivíduo mantendo o tornozelo ativamente a 0° no plano sagital (MENDONCA *et al.*, 2013; GROSS *et al.*, 2007; MONAGHAN *et al.*, 2013). Somado a isso, alguns autores realizam a medida separada dos ângulos retropé-perna e antepé-retropé (FONSECA, 2011; ROOT *et al.*, 1971; TIBERIO, 1988) e outros realizam a medida única do ângulo antepé-perna, que reflete o somatório dos dois ângulos citados anteriormente (MENDONCA *et al.*, 2013). Os ângulos antepé-retropé e antepé-perna mensurados com o indivíduo mantendo o tornozelo a 0° tendem a ser maiores do que aqueles mensurados na medida com a subtalar posicionada em neutro (FONSECA, 2011). A medida com o tornozelo a 0° no plano sagital parece ser mais influenciada pela mobilidade do mediopé, uma vez que, para manter essa posição, o indivíduo utiliza os músculos dorsiflexores do tornozelo (SOUZA *et al.*, 2014b). A contração do músculo tibial anterior, principal músculo dorsiflexor e cuja inserção é sobre a parte medial do antepé (SOUZA *et al.*, 2014b), inverte o antepé em relação ao retropé, sendo que a magnitude desse movimento é dependente da mobilidade das articulações do mediopé (SOUZA *et al.*, 2014b). Portanto, a maior mobilidade do mediopé pode resultar em maiores valores de varismo nos ângulos antepé-retropé e antepé-perna e influenciar a pronação do pé durante a marcha (SOUZA *et al.*, 2014b). Além disso, essa mobilidade do mediopé é dependente da rigidez dos tecidos moles que cruzam essa articulação e a sua influência nas medidas de alinhamento é maior

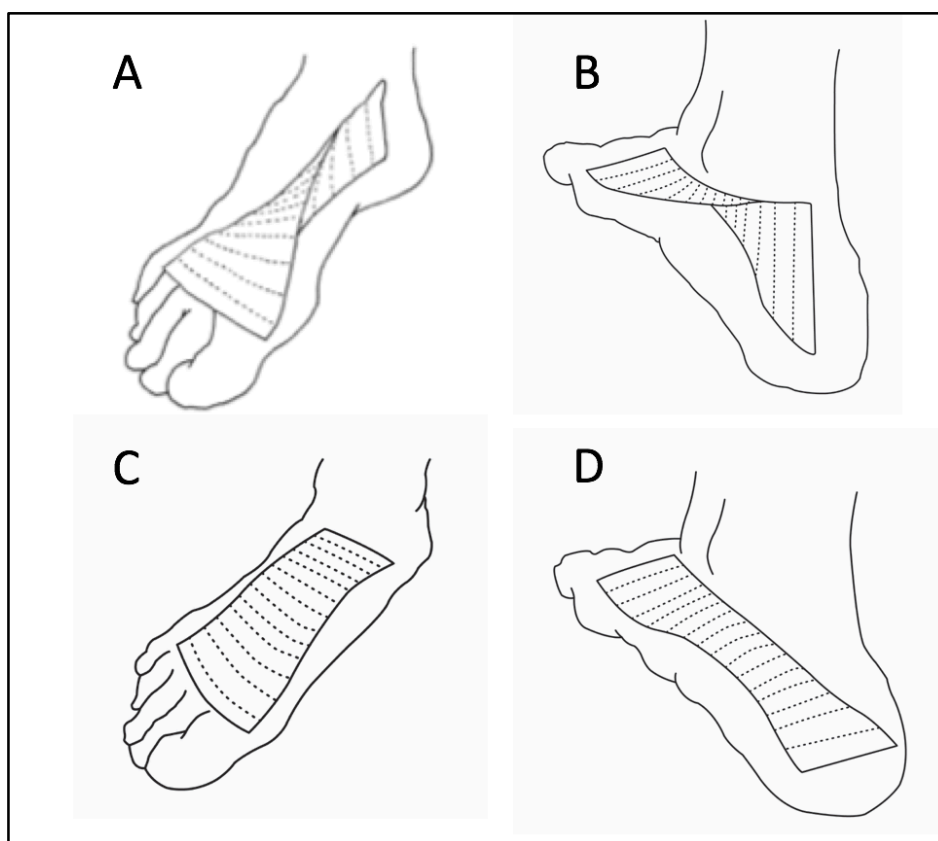
quando essa medida é realizada com o tornozelo mantido ativamente a 0° no plano sagital.

A possível influência da mobilidade do mediopé no movimento de pronação e supinação do complexo tornozelo-pé pode ser compreendida ao analisarmos a estrutura do pé. A estrutura do pé pode ser descrita como uma placa osteoligamentar torcida (FLANAGAN, 2013; LEARDINI; O'CONNOR; GIANNINI, 2014; NORKIN; LEVANGIE, 2001; SARRAFIAN, 1987) (Figura 2A e B). A parte anterior dessa placa corresponde às cabeças dos metatarsos, que em conjunto são orientadas horizontalmente, e a parte posterior dessa placa corresponde ao calcâneo, que é orientado verticalmente. A forma torcida dessa placa determina a forma dos arcos longitudinal medial e transversal do pé. Muitos tecidos moles são responsáveis por manter o formato dessa placa torcida, tais como a fáscia plantar, o ligamento calcâneonavicular, o ligamento talocalcâneo, os ligamentos plantares longos e curtos, o músculo tibial posterior, os músculos flexores longo e curto dos dedos, os músculos flexores longo e curto do hálux e o músculo fibular curto (FLANAGAN, 2013; NORKIN; LEVANGIE, 2001).

Durante a fase de apoio médio na marcha (i.e. fase em que o antepé está apoiado sobre o solo), a descarga de peso tende a distorcer a placa (reduzir a verticalização da parte posterior dessa placa) por meio da pronação do pé, o que é visualizado pela eversão do retropé e pelo abaixamento do arco longitudinal medial do pé (movimento de dorsiflexão do antepé em relação ao retropé) (FLANAGAN, 2013; SARRAFIAN, 1987) (Figura 2C e D). À medida que o retropé realiza eversão e o antepé realiza dorsiflexão em relação ao retropé, os tecidos moles do pé alongam-se e armazenam energia elástica (KER *et al.*, 1987). O aumento na tensão dos tecidos pode ajudar a frear o movimento de pronação do pé. Durante a fase de impulsão da marcha, quando a descarga de peso é transferida do retropé para o antepé, após retirada do retropé do solo, o retropé tende a inverter e o arco longitudinal medial do pé tende a retornar ao seu formato original (movimento de flexão plantar do antepé em relação ao retropé) (FLANAGAN, 2013; SARRAFIAN, 1987). Um dos fatores que poderia facilitar a inversão do retropé e a flexão plantar do antepé em relação ao retropé seria o retorno de energia elástica dos tecidos do pé que foram previamente alongados (KER *et al.*,

1987). Dessa forma, sugerimos que um dos mecanismos de controle da pronação e facilitação da supinação do complexo tornozelo-pé seja semelhante ao de uma mola torsional, que gera uma força de resistência ao movimento de eversão do retropé e abaixamento do arco longitudinal medial (SOUZA *et al.*, 2014b). Essa mola seria capaz de armazenar energia durante sua deformação e, em seguida, retornar ao seu comprimento original por meio do retorno de energia elástica (RIDDICK; KUO, 2016; WILLWACHER *et al.*, 2013), o que facilitaria a supinação do pé para realizar a impulsão na marcha. A supinação do pé torna-o uma alavanca rígida, que é necessária para realização de uma impulsão eficiente (BLACKWOOD *et al.*, 2005).

Figura 2 - Estrutura da placa osteoligamentar



(A) e (B) visão anterior e posterior do pé em posição neutra de pronação/supinação com placa osteoligamentar torcida; (C) e (D) visão anterior e posterior do pé pronado em atividade em cadeia cinemática fechada com a placa osteoligamentar distorcida.

A capacidade dos tecidos moles de armazenar e retornar energia elástica é dependente da sua rigidez (BUTLER; CROWELL; DAVIS, 2003; FONSECA *et al.*, 2007;

WILLWACHER *et al.*, 2013). Se a rigidez dos tecidos que ligam o retropé ao antepé for baixa, esses tecidos irão deformar-se muito sem absorver grande quantidade de energia, o que irá reduzir a capacidade de retornar energia. Nesse caso, grandes movimentações de eversão do retropé e dorsiflexão do antepé em relação ao retropé poderão ocorrer, devido à baixa capacidade dos tecidos de frear esses movimentos e armazenar energia. Assim, indivíduos com redução da rigidez dos tecidos moles que ligam o retropé ao antepé e aumento da mobilidade do mediopé podem ter um aumento da pronação e uma falha no retorno de energia elástica, o que prejudicaria a ocorrência de uma supinação efetiva do pé. Tak-Man Cheung *et al.* (2004) demonstraram que a redução da rigidez da fascia plantar do pé, principal tecido responsável por manter a forma torcida da placa osteoligamentar do pé, resultou em aumento da pronação do pé. Além disso, pesquisas têm demonstrado que o mediopé pode contribuir para a função do pé como um todo (NESTER, 2009; NESTER *et al.*, 2007). Bruening *et al.* (2012b), por exemplo, mensuraram o momento e a potência produzidos pelo complexo articular do mediopé (antepé em relação ao retropé) durante a marcha e concluíram que, no plano sagital, o complexo articular do mediopé produz momento interno dorsiflexor resistindo o abaixamento do arco longitudinal medial do pé, seguido de momento interno flexor plantar. Estudo preliminar mostrou que o momento interno do complexo articular do mediopé no plano frontal contribui para a inversão do retropé na fase de apoio terminal durante a marcha, auxiliando, dessa forma, a produção da supinação do pé (ANTUNES, *et al.*, 2016). Existe também um corpo crescente da literatura sugerindo que a contração e/ou treinamento dos músculos intrínsecos do pé pode reduzir o abaixamento do arco longitudinal medial do pé (MCKEON *et al.*, 2014; MULLIGAN; COOK, 2013). Assim, tem sido sugerido que as forças produzidas no complexo articular do mediopé podem influenciar a pronação e supinação do pé. Nessa perspectiva, a placa osteoligamentar do pé pode ser entendida como um mecanismo de resistência aos movimentos entre antepé e retropé nos planos sagital e frontal, que contribui para os movimentos de pronação e supinação do complexo tornozelo-pé. Apesar da existência desse pressuposto teórico, ainda não está clara a real influência da placa osteoligamentar nos movimentos de pronação e supinação do pé, devido à falta de estudos empíricos nessa área.

Uma possível maneira de testar a contribuição da placa osteoligamentar do pé para o movimento de pronação e supinação durante a marcha pode ser por meio da construção de uma palmilha desenvolvida para mimetizar o efeito dessa placa. Essa palmilha teria o formato semelhante à placa do pé e seria desenvolvida em material que permitisse deformação e retorno ao seu formato original para permitir absorção e retorno de energia elástica durante a marcha. Essa palmilha poderia, portanto, produzir um momento que resiste a pronação do pé após o contato do antepé ao solo (resiste à eversão do retropé em relação à perna e dorsiflexão do antepé em relação ao retropé) e facilita a supinação do pé para a impulsão (facilita a inversão do retropé em relação à perna e flexão plantar do antepé em relação ao retropé). Além disso, durante a fase em que o antepé não está apoiado no chão (i.e. fase de resposta à carga), essa palmilha poderia aumentar a eversão e flexão plantar do antepé em relação ao retropé e a inversão do retropé em relação à perna, pois o pé tenderia a acompanhar o formato torcido da palmilha (i.e. parte anterior horizontalizada e parte posterior mais verticalizada). Dessa forma, para testar empiricamente a contribuição da placa osteoligamentar para os movimentos de pronação e supinação do pé, propomos investigar o efeito da palmilha inspirada no conceito dessa placa na cinemática do complexo tornozelo-pé durante a marcha.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo geral

O objetivo geral desta tese foi investigar a influência do alinhamento do pé e de uma palmilha que simula a placa osteoligamentar do pé na cinemática e cinética dos membros inferiores durante a marcha.

2.2 Objetivos específicos

Os objetivos específicos podem ser divididos de acordo com os estudos que compõem esta tese. No Estudo 1, o objetivo foi investigar o efeito de magnitudes distintas de varismo do complexo tornozelo-pé (pequeno *versus* grande) sobre a cinemática e cinética do pé, tornozelo, joelho e quadril nos planos frontal e transversal durante a fase de apoio da marcha. No Estudo 2, o objetivo foi investigar o efeito do uso de uma palmilha, inspirada no conceito da placa osteoligamentar do pé, sobre a cinemática do complexo tornozelo-pé nos planos sagital e frontal durante a fase de apoio da marcha.

3 HIPÓTESES

As hipóteses também estão organizadas de acordo com os estudos que compõem esta tese.

3.1 Estudo 1

O grupo de indivíduos com varismo grande do complexo tornozelo-pé irá apresentar aumento da pronação do complexo tornozelo-pé, além de efeitos proximais nos membros inferiores relacionados com a pronação aumentada, durante a fase de apoio da marcha em relação ao grupo de indivíduos com varismo pequeno, sendo esses efeitos evidenciados por: (a) aumento da amplitude e duração da eversão do retropé em relação à perna, (b) aumento das amplitudes de abdução do joelho, rotação medial do joelho, adução do quadril e rotação medial do quadril e (c) aumento dos momentos internos de inversão do tornozelo, abdução e rotação lateral do joelho, abdução e rotação lateral do quadril. Além disso, o grupo de indivíduos com varismo grande irá apresentar aumento da inversão do antepé no contato inicial quando comparado ao grupo de indivíduos com varismo pequeno.

3.2 Estudo 2

A palmilha inspirada no conceito da placa osteoligamentar do pé irá diminuir a pronação e facilitar a supinação do pé durante a fase de apoio da marcha. Especificamente, a palmilha irá: (a) reduzir a amplitude e duração da eversão do retropé em relação à perna e dorsiflexão do antepé em relação ao retropé durante as fases de resposta à carga e apoio médio, (b) aumentar a amplitude de inversão do retropé em relação à perna e flexão plantar do antepé em relação ao retropé durante a impulsão, (c) aumentar a magnitude de eversão do antepé em relação ao retropé durante as fases de resposta à carga, apoio médio e impulsão.

4 MATERIAIS E MÉTODO

Os materiais e método estão organizados de acordo com cada estudo que compõe esta tese.

4.1 Estudo 1: Efeito do alinhamento do complexo tornozelo-pé sobre a cinemática e cinética dos membros inferiores durante a marcha

4.1.1 Delineamento do estudo

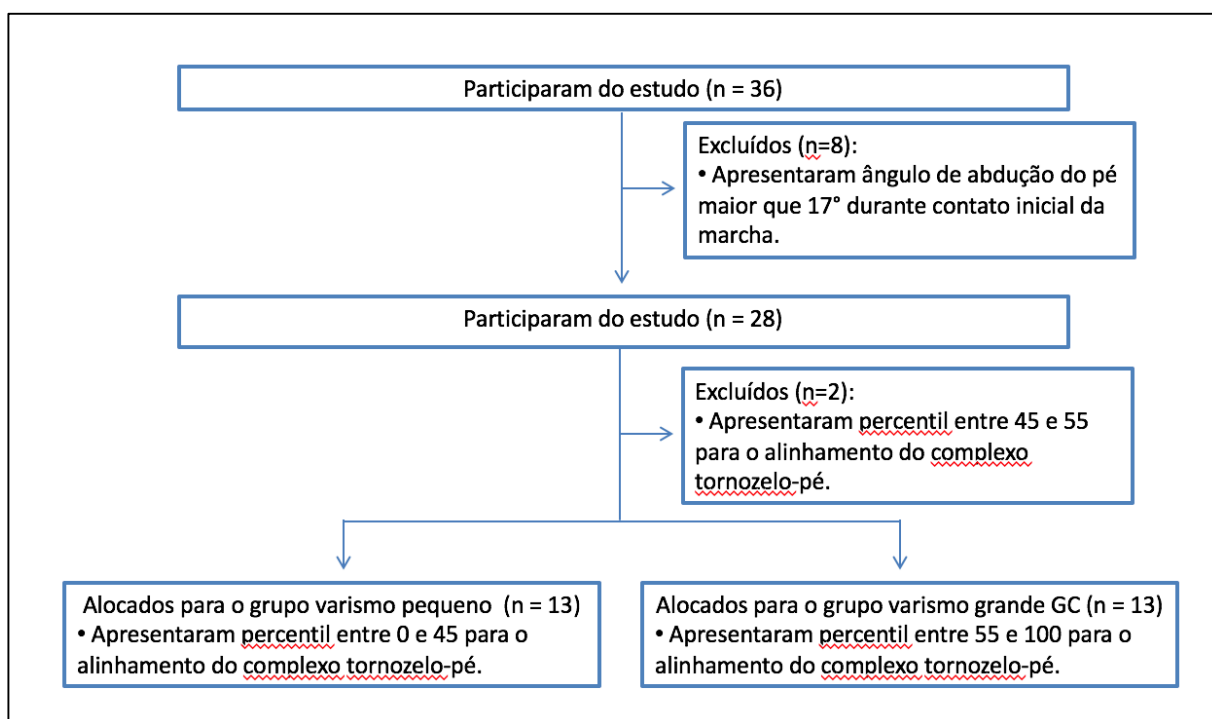
Trata-se de um estudo observacional transversal. A coleta de dados deste estudo foi realizada na *Sargent College* (Escola de Saúde e Ciências da Reabilitação) da *Boston University*, entre maio e novembro de 2014.

4.1.2 Amostra

Participaram deste estudo 36 indivíduos saudáveis de ambos os sexos, selecionados de acordo com os seguintes critérios de inclusão: (1) ter idade entre 18 e 40 anos; (2) não apresentar dor ou lesão musculoesquelética atual ou recente (com duração maior que uma semana) em membros inferiores ou coluna; (3) não ter realizado cirurgia em membros inferiores e coluna lombar e (4) não estar em uso de palmilha corretiva. Os critérios de exclusão foram: (1) apresentar qualquer anormalidade grosseira e visível de marcha (como mancar); (2) não ser capaz de realizar alguma das condições do estudo e (3) apresentar ângulo de abdução do pé maior que 17° durante contato inicial da marcha. Como estudos prévios sugeriram que o aumento do ângulo de abdução do pé pode estar relacionado à pronação do pé (ROSENBAUM, 2013; WRIGHT; DESAI; HENDERSON, 1964) e ao momento interno do joelho no plano frontal (SIMIC *et al.*, 2013), excluímos participantes com altos valores nesse ângulo de abdução. Como não foi encontrado nenhum estudo com

valores de referência, optamos por calcular valores correspondentes ao percentil igual ou superior a 80 da nossa amostra, o que correspondeu a um ângulo de abdução do pé superior a 17° . Oito participantes foram excluídos devido à presença de ângulo de abdução do pé superior a este ponto de corte durante o contato inicial da marcha. Portanto, foram analisados dados de 28 participantes (10 homens e 16 mulheres) com idade média de $22,54 \pm 4,02$ anos, massa corporal média de $64,38 \pm 10,60$ kg e altura média de $1,69 \pm 0,89$ m. A seleção de participantes foi realizada por conveniência, utilizando cartazes afixados na universidade e envio de mensagens para alunos. O diagrama representando o fluxo dos participantes em cada etapa do estudo encontra-se na Figura 3. Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da *Boston University* (parecer n°. 3495E).

Figura 3 - Diagrama representando o fluxo dos participantes do estudo



4.1.3 Instrumentos e medidas

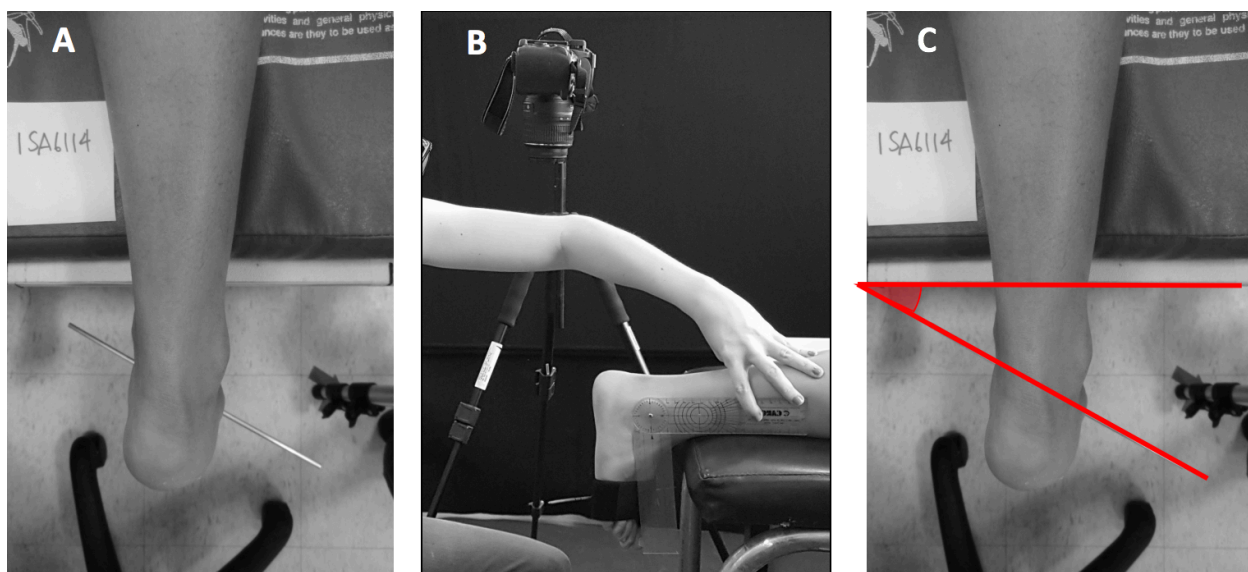
Uma ficha de avaliação foi elaborada para descrição das características demográficas e verificação dos critérios de inclusão dos participantes (APÊNDICE 1). A altura do participante foi avaliada por meio de um estadiômetro vertical fixo na parede e a massa corporal por meio de uma plataforma de força (Bertec Corporation, Columbus, Estados Unidos). A medida do alinhamento do complexo tornozelo-pé foi obtida utilizando goniômetro universal, paquímetro, régua, haste fixada ao antepé e câmera digital posicionada em um tripé. A velocidade autoselecionada de marcha foi mensurada pelo sistema eletrônico portátil GAITRite® (GAITRite Inc., Clifton, Estados Unidos), que é composto por um tapete emborrachado eletrônico de 6,10 metros de comprimento por 0,89 metros de largura. A cinemática e cinética dos membros inferiores durante a marcha foi avaliada por meio de sistema de análise de movimento tridimensional (Vicon Motion Systems Ltd, Oxford, Reino Unido) com 10 câmeras e uma esteira instrumentada com duas cintas independentes e duas plataformas de força (Bertec Corporation, Columbus, Estados Unidos). Os dados cinemáticos e cinéticos foram capturados utilizando o software Vicon Nexus (Oxford Metrics, Oxford, Reino Unido).

4.1.4 Procedimentos

Após a assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido (APÊNDICE 1), o participante vestiu short e camisa de poliéster/elastano para melhor identificação das proeminências ósseas. O participante teve sua altura mensurada e, em seguida, o alinhamento do complexo tornozelo-pé foi medido com o participante em decúbito ventral, com o pé a ser avaliado para fora da maca, o maléolo medial nivelado com a borda inferior da maca e o quadril em neutro de abdução/adução (Figura 4) (MENDONCA *et al.*, 2013). Uma câmera digital fotográfica foi posicionada na extremidade inferior da maca por meio de um tripé, sendo nivelada com o auxílio de um inclinômetro. O campo de visão da câmera foi posicionado paralelo à borda inferior da maca com o auxílio de um goniômetro e foi mantido constante ao longo das coletas,

sendo que marcas foram colocadas na maca para delimitar esse campo de visão e indicar o correto posicionamento do membro inferior do participante (Figura 4). Para realização da medida, o membro inferior do participante foi posicionado de forma que o calcâneo ficasse direcionado para cima. Além disso, o avaliador afixou uma haste metálica sob as cabeças dos metatarsos por meio de uma faixa de velcro. Em seguida, o avaliador posicionou o tornozelo do participante a 0° no plano sagital (i.e. pé perpendicular à maca) com o auxílio de um goniômetro, cujo eixo foi posicionado sobre o maléolo, o braço fixo alinhado com a cabeça da fíbula e o braço móvel paralelo à borda lateral do pé. Por fim, o avaliador solicitou que o participante mantivesse ativamente o tornozelo nessa posição e tirou uma foto. Esse procedimento de posicionar o tornozelo a 0° e tirar a foto foi realizado três vezes. O alinhamento do complexo tornozelo-pé foi determinado como o ângulo entre a haste posicionada na cabeça dos metatarsos e a borda inferior da maca (GROSS *et al.*, 2007; MONAGHAN *et al.*, 2013). A medida do alinhamento do complexo tornozelo-pé foi realizada por dois examinadores experientes e que receberam o mesmo treinamento para realização da medida. Estudos prévios relataram confiabilidade intra e inter-examinadores adequadas dessa medida de alinhamento do complexo tornozelo-pé (MENDONCA *et al.*, 2013; SOUZA *et al.*, 2014b). No presente estudo, o Coeficiente de Correlação Intraclass (CCI_{3,3}) para a confiabilidade intra-examinador dessa medida foi 0.91 e 0.95 para os examinadores 1 e 2, respectivamente.

Figura 4 - Avaliação do alinhamento do complexo tornozelo-pé antepé

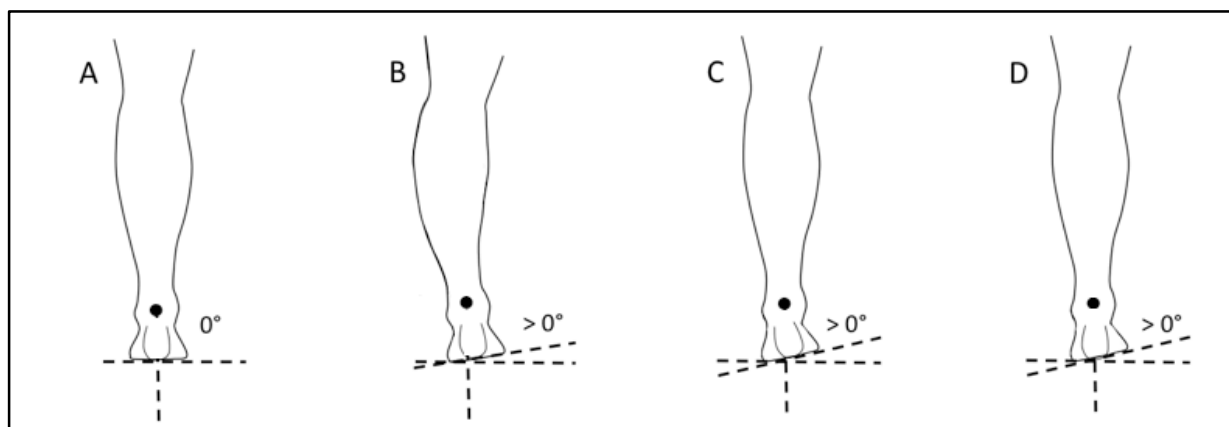


(A) Campo de visão da câmera utilizada para avaliação do alinhamento (no exemplo, pé direito). (B) Vista lateral da medida do alinhamento com o tornozelo a 0° no plano sagital. (C) O ângulo entre a linha inferior da maca e linha sob a haste posicionada sob as cabeças dos metatarsos foi calculado para mensuração do alinhamento do complexo tornozelo-pé.

O alinhamento no plano frontal do complexo tornozelo-pé descrito acima foi desenvolvido para capturar os efeitos combinados do alinhamento ósseo da perna, retropé e antepé, bem como a mobilidade do pé, especialmente a mobilidade de inversão do mediopé (SOUZA *et al.*, 2014b) (Figura 5). O resultado desse ângulo é altamente influenciado pelo alinhamento do retropé, visto que o aumento do varismo do retropé também aumenta o ângulo de inversão das cabeças dos metatarsos (MENDONCA *et al.*, 2013). Além disso, a linha horizontal que é utilizada de referência ao invés da linha de bissecção do terço distal da perna, permite a inclusão do alinhamento em varo e valgo da perna. Por fim, ao solicitar que o paciente mantenha ativamente o tornozelo a 0° no plano sagital (i.e. pé perpendicular à perna), a mobilidade de inversão do mediopé influencia o ângulo mensurado, uma vez que a contração do tibial anterior pode inverter o antepé dependendo da mobilidade do mediopé (SOUZA *et al.*, 2014b). É importante notar que alguns autores mensuraram o ângulo do antepé em relação à linha de bissecção da perna (MENDONCA *et al.*, 2013; SOUZA *et al.*, 2014b), enquanto outros mensuraram a linha do antepé em relação à

referência externa da maca (GROSS *et al.*, 2007; MONAGHAN *et al.*, 2013). Quando a linha que representa a perna considera toda perna (linha conectando os pontos médios do côndilos tibiais e maléolos) e não apenas terço distal da perna, o ângulo entre a linha do antepé e a perna é muito similar ao ângulo entre a linha do antepé e a maca. Para verificar essa associação, uma análise adicional dos dados foi realizada. Nessa análise, foi verificada a correlação dessas medidas (i.e. ângulo do antepé em relação à perna e ângulo do antepé em relação à maca) com 36 voluntários. Os resultados indicaram uma correlação significativa ($p < 0.01$, $r = 0.93$) entre as medidas, sendo que a força da correlação foi forte (PORTNEY; WATKINS, 2009).

Figura 5 - Contribuição dos alinhamentos ósseos da perna, retropé e antepé, bem como da mobilidade do mediopé para o ângulo mensurado entre as cabeças dos metatarsos e a maca



Esta figura ilustra a visão posterior do membro inferior esquerdo de um participante em decúbito ventral sobre uma maca. (A) Alinhamento neutro da perna, retropé e antepé e mobilidade adequada do mediopé; (B) Alinhamento varo da perna e sua contribuição para o ângulo entre as cabeças dos metatarsos e a maca. A linha das cabeças dos metatarsos fica invertida em relação à maca devido ao varismo da perna; (C) Alinhamento varo do retropé e sua contribuição para o ângulo entre as cabeças dos metatarsos e a maca. A linha das cabeças dos metatarsos fica invertida em relação à maca devido ao varismo do retropé; (D) Alinhamento varo do antepé e/ou mobilidade reduzida do mediopé e sua contribuição para o ângulo entre as cabeças dos metatarsos e a maca. A linha das cabeças dos metatarsos fica invertida em relação à maca devido ao varismo do antepé e ou mobilidade reduzida do mediopé. As figuras B, C e D demonstram alterações isoladas em cada fator que influenciam o ângulo medido. No entanto, é possível e comum ocorrer a combinação dos fatores listados acima. Por exemplo, um indivíduo pode apresentar varismo de dois segmentos (i.e. perna e antepé) associado à baixa mobilidade do mediopé. Fonte: Adaptado de SOUZA *et al.*, 2014b.

A definição da velocidade de marcha foi realizada solicitando que o participante caminhasse descalço cinco vezes em sua velocidade natural ao redor da

sala, cujo espaço era de aproximadamente 15 metros de comprimento. A velocidade foi mensurada quando o participante passava sobre o tapete do sistema GAITRite®. A velocidade de marcha natural foi mensurada e a média das cinco repetições foi utilizada. O tapete registrava a localização de cada pisada com uma resolução espacial de 0,64 cm. Estudos prévios reportaram que esse instrumento apresenta adequados índices de confiabilidade para testes com adultos (MENZ *et al.*, 2004; VAN UDEN; BESSER, 2004).

A avaliação biomecânica dos membros inferiores foi realizada por meio da captura dos movimentos dos seguintes segmentos: pé (analisado como segmento único, assim como segmentado em antepé e retropé), perna, coxa e pelve. Antes da aquisição dos dados, o volume de interesse das câmeras foi calibrado e as plataformas de força foram zeradas. Cada segmento avaliado foi considerado um corpo rígido com seus respectivos marcadores de rastreamento e marcadores anatômicos. Os marcadores de rastreamento são utilizados para rastrear a trajetória de cada segmento durante o movimento, enquanto os marcadores anatômicos são necessários para identificar o comprimento dos segmentos e a orientação das coordenadas de cada segmento (sistema de coordenadas local) (CAPPOZZO *et al.*, 2005). Dois pesquisadores previamente treinados e com experiência em coleta de dados biomecânicos colocaram os 49 marcadores refletivos no participante, sendo que os 18 marcadores colocados no pé eram de 8 mm de diâmetro e os 31 marcadores colocados na perna, coxa e pelve era de 12 mm de diâmetro. Todos os marcadores foram especificados abaixo de acordo com o segmento corporal (Figura 6):

- Pé (analisado como segmento único): Marcadores refletivos foram colocados sobre as cabeças do primeiro e quinto metatarsos, região posterior do calcâneo (logo abaixo da inserção do tendão do tríceps sural) e maléolos medial e lateral (C-MOTION VISUAL3D DOCUMENTATION, 2015).
- Antepé: Marcadores refletivos foram colocados sobre as bases e cabeças do primeiro, segundo e quinto metatarsos (LEARDINI *et al.*, 2007).
- Retropé: Marcadores refletivos foram colocados sobre a parte posterior do calcâneo (logo abaixo da inserção do tendão do tríceps sural), o sustentáculo do tálus e o tubérculo fibular (LEARDINI *et al.*, 2007).

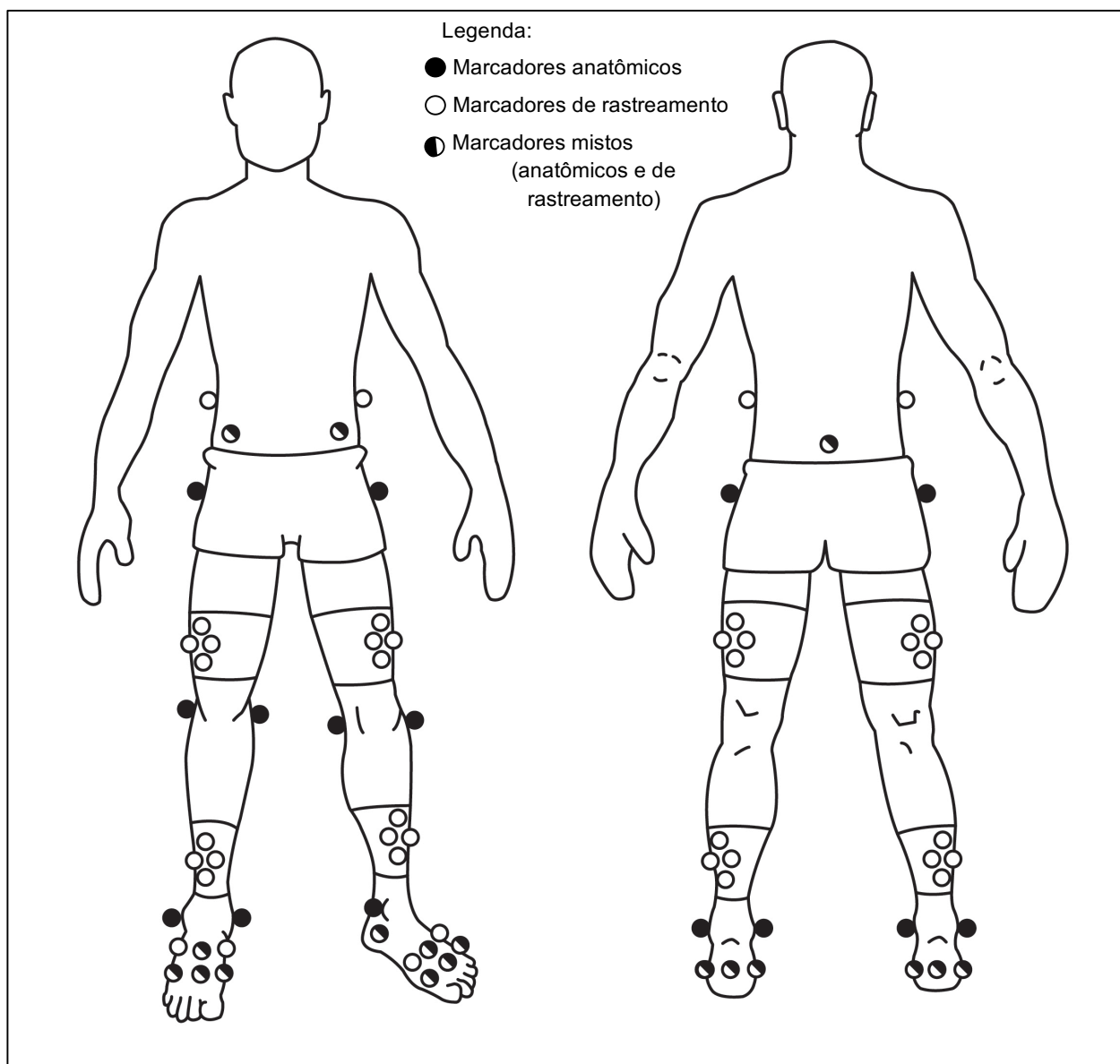
- Perna: Marcadores refletivos foram colocados sobre os epicôndilos lateral e medial do fêmur, assim como sobre os maléolos lateral e medial (BRUENING; COONEY; BUCZEK, 2012b). Além disso, um *cluster* rígido com quatro marcadores refletivos foi colocado com o auxílio de uma faixa elástica no terço distal da perna (BRUENING; COONEY; BUCZEK, 2012b; MANAL *et al.*, 2000)

- Coxa: Marcadores refletivos foram colocados em trocânter maior do fêmur e epicôndilos lateral e medial do fêmur (WU *et al.*, 2002). Além disso, um *cluster* rígido composto por quatro marcadores refletivos foi colocado sobre o terço distal da coxa por meio de uma cinta de elástico (SCHACHE; BAKER; LAMOREUX, 2008).

- Pelve: Marcadores refletivos foram colocados sobre sacro (ponto médio entre espinhas ilíacas póstero-superiores), espinha ilíaca ântero-superior (EIAS) direita, EIAS esquerda e dois marcadores posicionados sobre a crista ilíaca (ponto na crista ilíaca alinhado com o trocânter maior do fêmur) (WU *et al.*, 2002).

Após colocação dos marcadores refletivos e *clusters*, foi realizada uma coleta de 5 segundos com o participante em ortostatismo sobre as plataformas de força da esteira, sendo essa coleta utilizada para criação do modelo biomecânico e para mensuração da massa corporal. Após isso, os seguintes marcadores refletivos foram removidos: epicôndilo medial do fêmur e maléolo medial. Optou-se por remover esses marcadores, uma vez que esses marcadores costumavam cair durante a coleta de dados ou mudavam a forma de deambular dos participantes que possuíam a base de suporte estreita. Esses marcadores foram usados somente para construir o modelo biomecânico de corpos rígidos e não foram necessários para o rastreamento dos segmentos. Em seguida, o participante familiarizou-se com a atividade de marcha em esteira por dois minutos em velocidade autoselecionada. Por fim, foi realizada a coleta de dados por 80 segundos com o participante deambulando na esteira em velocidade autoselecionada. A frequência de amostragem das câmeras foi de 100 Hz e das plataformas de força, de 1000 Hz.

Figura 6 - Marcadores refletivos utilizados no participante para avaliação da cinemática e cinética dos membros inferiores durante a marcha.



Os marcadores representados em branco foram utilizados somente para rastreamento dos segmentos corporais. Os marcadores representados em preto foram utilizados somente para definição dos segmentos corporais. Os marcadores representados em preto e branco foram utilizados tanto para definição de segmento (marcadores anatômicos) quanto rastreamento (marcadores de rastreamento).

4.1.5 Redução dos dados

O membro inferior direito foi escolhido para análise como forma de padronização. O ângulo do complexo tornozelo-pé foi determinado por meio da análise das fotos, utilizando uma rotina desenvolvida no software MATLAB® versão 8.5.0.197613 (Mathworks Natick, Massachusetts, Estados Unidos). O ângulo do complexo tornozelo-pé foi definido como o ângulo formado pela linha inferior da maca e pela linha sob a haste posicionada sob as cabeças dos metatarsos (Figura 4). Esse ângulo foi calculado em cada foto e a média dos ângulos nas três fotos tiradas foi utilizada para análise estatística. A confiabilidade intra e inter-examinadores para analisar esse ângulo foi calculada e o CCI_(3,3) apresentou valor igual a 0,99, o que é considerado excelente (FLEISS, 1986). A divisão da amostra em grupos de acordo com a medida do alinhamento do complexo tornozelo-pé foi realizada por meio da análise de percentis. O grupo com alteração pequena foi composto por participantes com valores iguais ou inferiores ao percentil 45, enquanto o grupo com alteração grande foi aquele com percentil igual ou superior a 55. Participantes com percentil maior que 45 e menor do que 55 foram excluídos.

Os dados cinemáticos de cada marcador de rastreamento, durante a marcha, foram interpolados em intervalos de coleta sem dados de até dez quadros, no software Vicon Nexus. Os demais processamentos dos dados cinemáticos e cinéticos foram realizados no software Visual 3D versão 5 (C-Motion, Inc, Rockville, Estados Unidos). Um modelo biomecânico composto por corpos rígidos de massa uniforme foi criado a partir da coleta de dados na posição ortostática, sendo que o modelo incluiu os seguintes segmentos: pé (analisado como segmento único, assim como segmentado em antepé e retopé), perna, coxa e pelve. Cada segmento avaliado foi considerado um corpo rígido com seus respectivos marcadores de rastreamento e marcadores anatômicos. As massas dos segmentos utilizados para a análise cinética (i.e. pé, perna, coxa e pelve) foram estimadas de acordo com as relações entre massa do segmento corporal com a massa corporal total descritas por Dempster (1955). O comprimento desses segmentos foi definido por meio de marcadores refletivos colocados na extremidade proximal e distal de cada segmento corporal (i.e. marcadores anatômicos).

A localização dos centros de massa desses segmentos foi estimada de acordo com a relação entre o centro de massa do segmento e o comprimento total deste segmento, de acordo com o estudo de Dempster (1955). As propriedades inerciais desses segmentos utilizados para análise cinética foram estimadas de acordo com a massa, raio, localização do centro de massa e forma geométrica de cada segmento (definida de acordo com a forma de objetos geométricos tridimensionais, e.g. cone, cilindro, esfera) (HANAVAN, 1964). Segue abaixo explicação dos marcadores utilizados para definir o sistema de coordenadas local de cada segmento, bem como os marcadores utilizados para rastrear cada segmento (Figura 6):

- Pé: Foram criados dois segmentos para o pé, um para análise cinética e outro para análise cinemática dos dados. O pé para análise cinética foi utilizado para o cálculo do momento interno do tornozelo no plano frontal. O pé para análise cinemática foi utilizado para calcular o ângulo do pé em relação ao laboratório no plano transversal no contato inicial da marcha e verificar o critério de exclusão em relação à magnitude de abdução do pé.
- Segmento para análise cinética (C-MOTION VISUAL3D DOCUMENTATION, 2015): Os marcadores refletivos colocados sobre o maléolo lateral e medial e sobre as cabeças do primeiro e quinto metatarsos foram utilizados para definição do segmento (marcadores anatômicos). O eixo ântero-posterior foi determinado pela linha que conecta o ponto médio entre os maléolos e o ponto médio entre as cabeças dos metatarsos. O eixo médio-lateral foi criado utilizando os mínimos quadrados entre os quatro marcadores, de forma que a soma dos quadrados da distância entre os quatro marcadores e o eixo médio-lateral é minimizada. O eixo súpero-inferior foi criado ortogonal aos dois eixos anteriores. O rastreamento do segmento foi realizado por meio dos marcadores refletivos colocados sobre as cabeças do primeiro e quinto metatarsos, assim como na região posterior do calcâneo.
- Segmento para análise cinemática (C-MOTION VISUAL3D DOCUMENTATION, 2015): Foram criados quatro marcadores virtuais, como projeções dos marcadores colocados no maléolo lateral, maléolo

medial, cabeça do primeiro metatarso e cabeça do quinto metatarso no chão do laboratório. O segmento foi definido por esses quatro marcadores virtuais. O eixo ântero-posterior foi determinado pela linha que conecta o ponto médio entre as projeções dos maléolos no chão e o ponto médio entre as projeções das cabeças no chão do laboratório. O eixo médio-lateral foi criado utilizando os mínimos quadrados entre os quatro marcadores, de forma que a soma dos quadrados da distância entre os quatro marcadores virtuais e o eixo médio-lateral é minimizada. O eixo súpero-inferior foi criado ortogonal aos dois eixos anteriores. O rastreamento desse segmento ocorreu pelos mesmos marcadores refletivos do modelo do pé utilizado para análise cinética (cabeças do primeiro e quinto metatarsos, assim como região posterior do calcâneo).

- Antepé (LEARDINI *et al.*, 2007): Os marcadores refletivos colocados sobre a base do segundo metatarso e as cabeças do primeiro, segundo e quinto metatarsos foram utilizadas para definição do segmento (marcadores anatômicos). O eixo ântero-posterior foi definido a partir da ligação dos pontos entre a cabeça e a base do segundo metatarso. O plano transversal foi definido a partir da base do segundo metatarso e das cabeças do primeiro e do quinto metatarsos. O eixo súpero-inferior foi criado em posição ortogonal ao plano transversal e o eixo médio-lateral ortogonal aos outros dois eixos criados. Para rastreamento do segmento, foram utilizadas as bases e as cabeças do primeiro, segundo e quinto metatarsos.
- Retropé (LEARDINI *et al.*, 2007): Os marcadores refletivos colocados sobre a parte posterior do calcâneo, o sustentáculo do tálus e o tubérculo fibular foram utilizadas para definição e rastreamento do segmento (marcadores anatômicos e de rastreamento). O eixo ântero-posterior foi definido pela linha que conecta o calcâneo e o ponto médio entre o sustentáculo do tálus e o tubérculo fibular. O eixo médio-lateral foi definido pela linha que conecta o sustentáculo do tálus e o tubérculo fibular. O eixo súpero-inferior foi criado ortogonal aos dois eixos anteriores.

- Perna (BRUENING; COONEY; BUCZEK, 2012b): Marcadores refletivos colocados em epicôndilos lateral e medial do fêmur e maléolos lateral e medial foram utilizados para definição do segmento (marcadores anatômicos). O eixo súpero-inferior foi definido pela linha que conecta o ponto médio entre os maléolos e o ponto médio entre os epicôndilos. O eixo médio-lateral foi definido pela linha que conecta os maléolos. O eixo ântero-posterior foi criado ortogonal aos dois eixos anteriores. Para rastreamento do segmento, o *cluster* composto por quatro marcadores refletivos foi utilizado (MANAL *et al.*, 2000).
- Coxa (WU *et al.*, 2002): A origem desse segmento foi definida pelo centro articular do quadril. O centro articular do quadril foi estimado a partir da seguinte fórmula proposta por Bell *et al.* (1989):

Centro articular do quadril direito calculado a partir da posição de origem da pelve (i.e. ponto médio entre EIAS) e utilizando os seguintes valores:

*Posição médio-lateral = Origem da pelve + (0,36 * Distância entre EIAS)*

*Posição ântero-posterior = Origem da pelve - (0,19 * Distância entre EIAS)*

*Posição súpero-inferior = Origem da pelve - (0,3 * Distância entre EIAS)*

Centro articular do quadril esquerdo calculado a partir da posição de origem da pelve (i.e. ponto médio entre EIAS) e utilizando os seguintes valores:

*Posição médio-lateral = Origem da pelve - (0,36 * Distância entre EIAS)*

*Posição ântero-posterior = Origem da pelve - (0,19 * Distância entre EIAS)*

*Posição súpero-inferior = Origem da pelve - (0,3 * Distância entre EIAS)*

O eixo súpero-inferior foi definido pela linha que conecta o centro articular do quadril e o ponto médio entre os epicôndilos do fêmur. O eixo médio-lateral foi definido pela linha que conecta os epicôndilos. O eixo ântero-posterior foi criado ortogonal aos dois eixos anteriores. O marcador do trocânter maior do fêmur foi utilizado para definir o raio proximal do segmento como sendo a distância entre o centro articular do quadril e o trocânter. Para rastreamento do segmento, o *cluster* composto por quatro marcadores refletivos foi utilizado (SCHACHE; BAKER; LAMOREUX, 2008).

- Pelve (WU *et al.*, 2002): o modelo CODA da pelve foi utilizado. Nesse modelo, a origem da pelve é definida como o ponto médio entre marcadores refletivos colocados sobre EIAS direita e esquerda. O eixo ântero-posterior foi definido pela linha que conecta a origem ao marcador posicionado no sacro. O plano transversal é definido como aquele que passa pelos marcadores refletivos colocados sobre o sacro e EIAS. Além disso, o eixo médio-lateral foi definido como aquele que passa da origem à EIAS direita e o eixo súpero-inferior foi perpendicular ao plano transversal. O rastreamento do segmento foi realizado pelos marcadores colocados no sacro, EIAS e por mais dois marcadores posicionados sobre a crista ilíaca direita e esquerda.

As trajetórias dos marcadores e os dados de força fornecidos pelas plataformas de força foram filtrados utilizando filtros passa-baixa Butterworth de quarta ordem com frequências de corte de 6 Hz (WINTER, 2009) e 10 Hz, respectivamente. Em seguida, os seguintes ângulos foram obtidos: (1) antepé: movimento do antepé em relação ao laboratório; (2) pé: movimento do pé cinemático em relação ao laboratório; (3) retropé-perna: movimento do retropé em relação à perna; (4) joelho: movimento da perna em relação à coxa; (5) quadril: movimento da coxa em relação à pelve. Para criação desses ângulos, foi utilizada a seguinte sequência de Cardan: eixo látero-medial, eixo ântero-posterior e eixo súpero-inferior. Os momentos internos articulares do tornozelo, joelho e quadril foram calculados utilizando os procedimentos da dinâmica inversa, normalizados pela massa corporal.

O contato inicial e a retirada do pé do solo foram determinados por meio do algoritmo do próprio Visual 3D, utilizando o componente vertical da força de reação do solo e a distância entre o centro de massa do pé e o centro de pressão da plataforma de força. Para o contato inicial, a força de reação do solo deveria ser superior a 10 N e a distância entre o centro de massa do pé e o centro de pressão da plataforma deveria ser inferior a 0,20 m. Os passos nos quais o participante cruzou a linha média da esteira foram excluídos, uma vez que, nesses casos, não era possível diferenciar a contribuição de cada pé para a geração da força de reação do solo. O número de passadas analisadas nos participantes variou entre 30 a 90.

A série de dados temporais com os ângulos e momentos internos articulares foi exportada do Visual 3D e uma rotina desenvolvida no software MATLAB® calculou as seguintes variáveis discretas dependentes: (1) ângulo do antepé no plano frontal no contato inicial, no qual a posição zero grau foi considerada aquela posição obtida durante a coleta estática (em graus); (2) amplitude de eversão do retropé-perna entre o contato inicial e o ângulo máximo de eversão (em graus); (3) duração da eversão do retropé-perna do contato inicial até o ângulo máximo de eversão (em porcentagem do ciclo da marcha); (4) amplitude de abdução do joelho entre o contato inicial e o ângulo máximo de abdução (em graus); (5) duração da abdução do joelho do contato inicial até o ângulo máximo de abdução (em porcentagem do ciclo da marcha); (6) amplitude de rotação medial do joelho do contato inicial até o ângulo máximo de rotação medial (em graus); (7) duração da rotação medial do joelho do contato inicial até o ângulo máximo de rotação medial (em porcentagem do ciclo da marcha); (8) amplitude de adução do quadril do contato inicial até o ângulo máximo de adução (em graus); (9) duração da adução do quadril do contato inicial até o ângulo máximo de adução (em porcentagem do ciclo da marcha); (10) amplitude de rotação medial do quadril do contato inicial até o ângulo máximo de rotação medial (em graus); (11) duração da rotação medial do quadril do contato inicial até o ângulo máximo de rotação medial (em porcentagem do ciclo da marcha); (12) momento interno máximo de inversão do tornozelo normalizado pela massa corporal (em Nm/kg); (13) momento interno máximo de abdução do joelho normalizado pela massa corporal durante a fase inicial do apoio (i.e. primeiro pico) (em Nm/kg); (14) momento interno máximo de abdução do joelho normalizado pela massa corporal durante a fase final do apoio (i.e. segundo pico) (em Nm/kg); (15) momento interno máximo de rotação lateral do joelho normalizado pela massa corporal (em Nm/kg); (16) momento interno máximo de abdução do quadril normalizado pela massa corporal (em Nm/kg); e (17) momento interno máximo de rotação lateral do quadril (em Nm/kg). Além disso, o ângulo do pé cinemático em relação ao laboratório no plano transversal no contato inicial da marcha foi extraído para verificar o critério de exclusão em relação à magnitude de abdução do pé.

4.1.6 Análise estatística

A distribuição dos dados relacionados às variáveis de caracterização dos participantes foi verificada por meio do teste estatístico Shapiro Wilk, assim como por meio de histogramas. Em caso de distribuição normal dos dados, testes *t* independentes foram utilizados para verificar se houve diferença nessas características entre os grupos com varismo grande e pequeno do complexo tornozelo-pé. Em caso de distribuição não normal, o teste não paramétrico de Mann-Whitney U foi utilizado para comparação dos grupos. Como sexo é uma variável categórica, o teste Qui-quadrado foi realizado para verificar se a frequência de homens e mulheres foi diferente entre os grupos.

Em relação às variáveis biomecânicas de marcha (i.e. variáveis dependentes), a normalidade também foi verificada pelo teste Shapiro Wilk e checada por meio de histogramas. As diferenças entre os grupos para cada variável dependente foram verificadas pelo teste *t* independente quando a distribuição foi normal ou pelo teste Mann-Whitney U quando a distribuição não foi normal.

Os tamanhos de efeito foram calculados para todas as análises. O *d* proposto por Cohen foi utilizado como tamanho de efeito para os testes *t* independentes, sendo que os valores iguais ou superiores a 0,20, 0,50 e 0,80 representam tamanhos de efeito pequeno, médio e grande, respectivamente (COHEN, 1988). Para o Mann-Whitney U, foi utilizado o tamanho de efeito *r*, no qual valores iguais ou superiores a 0,10, 0,30 e 0,50 representam tamanhos de efeito pequeno, médio e grande, respectivamente (FRITZ; MORRIS; RICHLER, 2012).

Para todas as análises, uma probabilidade de erro tipo I (α) de 5% foi estabelecida. A análise estatística foi realizada no software IBM SPSS (versão 22.0).

4.2 Estudo 2: Efeito do uso de uma palmilha inspirada no conceito da placa osteoligamentar do pé sobre a cinemática do complexo tornozelo-pé durante a marcha: uma prova de conceito

4.2.1 Delineamento do estudo

Trata-se de um estudo quasi-experimental (PORTNEY; WATKINS, 2009), do tipo pré-pós, realizado no Laboratório de Análise de Movimento da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG) entre setembro e dezembro de 2016.

4.2.2 Amostra

Participaram deste estudo 35 voluntários (17 homens e 18 mulheres) com idade de $22,7 \pm 3,1$ anos, massa corporal de $62,7 \pm 10,5$ kg e altura de $1,68 \pm 0,07$ m. O número de participantes foi determinado baseado no menor tamanho de efeito alcançado num estudo piloto com dez participantes ($d_z = 0.5$) com poder estatístico de 80% e probabilidade de erro tipo I de 0,05, utilizando o software G*Power versão 3.1.9.2 (Erdfelder, Faul, & Buchner, 1996) (FAUL *et al.*, 2007). Os critérios de inclusão foram: (1) ter idade entre 18 e 40 anos; (2) ter Índice de Massa Corporal (IMC) inferior a 30 kg/m^2 ; (3) calçar, de acordo com o padrão de medida brasileiro, tamanho 36 ou 40; (4) não apresentar dor ou lesão nos membros inferiores ou tronco nos últimos sete dias prévios à participação; (5) não apresentar histórico de cirurgia ortopédica ou fratura nos membros inferiores ou tronco; (6) não apresentar patologias neurológicas ou reumatológicas; e (7) não fazer uso de palmilha corretiva. Os critérios de exclusão foram: (1) apresentar dores nos membros inferiores ou tronco durante a avaliação; e (2) não ser capaz de desempenhar qualquer atividade da avaliação. A seleção de participantes foi realizada por conveniência, utilizando cartazes afixados na universidade e envio de mensagens para comunidade acadêmica da UFMG. O presente trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG (parecer n°. 50164515.7.0000.5149)

4.2.3 Instrumentos e medidas

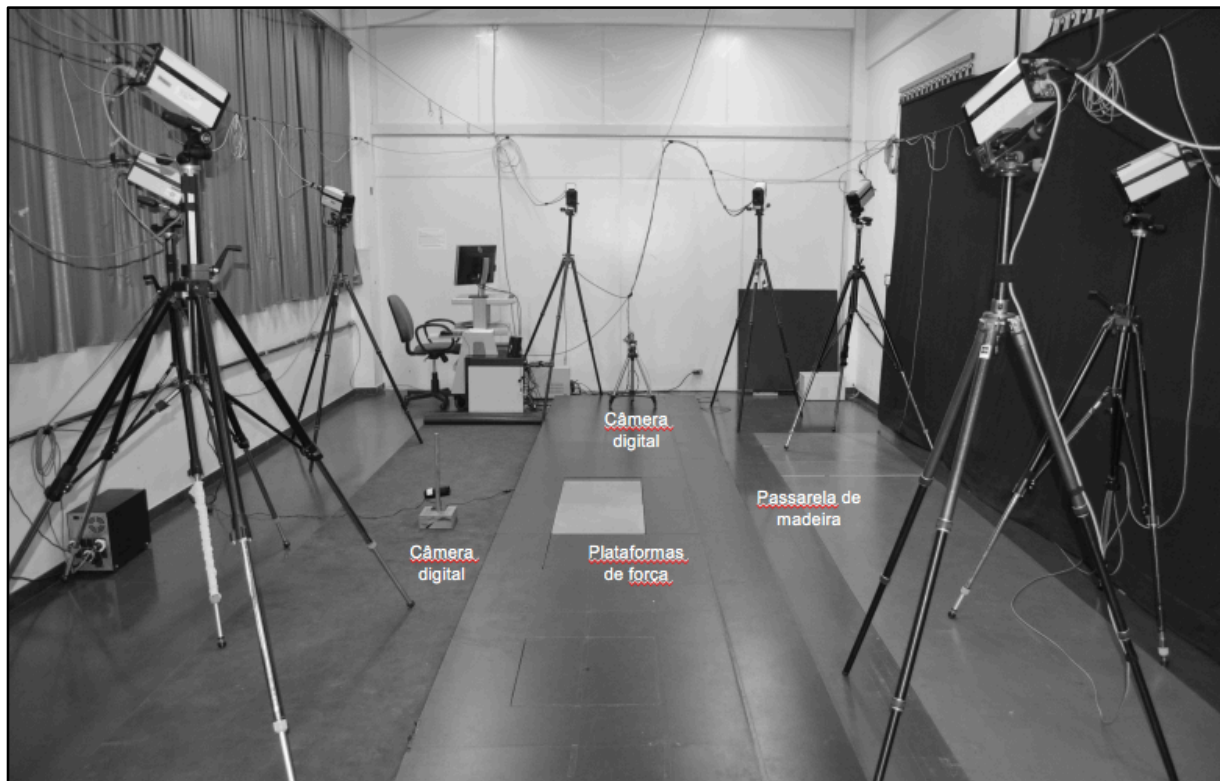
4.2.3.1 Ficha de identificação e avaliação dos dados antropométricos

Uma ficha de avaliação foi elaborada para descrição das características demográficas, verificação dos critérios de inclusão dos participantes e aplicação da escala visual analógica para conforto das palmilhas (APÊNDICE 3). As medidas de massa corporal e altura corporal dos participantes foram realizadas utilizando uma balança digital com altímetro (Filizola S.A., São Paulo, Brasil).

4.2.3.2 Sistema de análise biomecânica durante a marcha

O sistema de análise de movimento tridimensional Qualisys ProReflex com oito câmeras infravermelhas (Qualisys MEDICAL AB, Gotemburgo, Suécia) e duas plataformas de força OR6-6 (Advanced Mechanical Technology Inc. – AMTI, Watertown, Estados Unidos) instaladas na região central de uma passarela de madeira de 8 metros foram utilizados para avaliação cinemática do complexo tornozelo-pé durante a marcha e para determinação dos eventos da marcha (Figura 7). Os dados foram capturados utilizando o programa de aquisição Qualisys Track Manager (Qualisys MEDICAL AB, Gotemburgo, Suécia). Duas câmeras digitais foram utilizadas para verificar se o participante realizou a pisada correta sobre a plataforma de força.

Figura 7 - Visão geral do *set-up* utilizado para avaliação da cinemática do complexo tornozelo-pé durante a marcha demonstrando posicionando das câmeras Qualisys, das câmeras digitais e das plataformas de força.



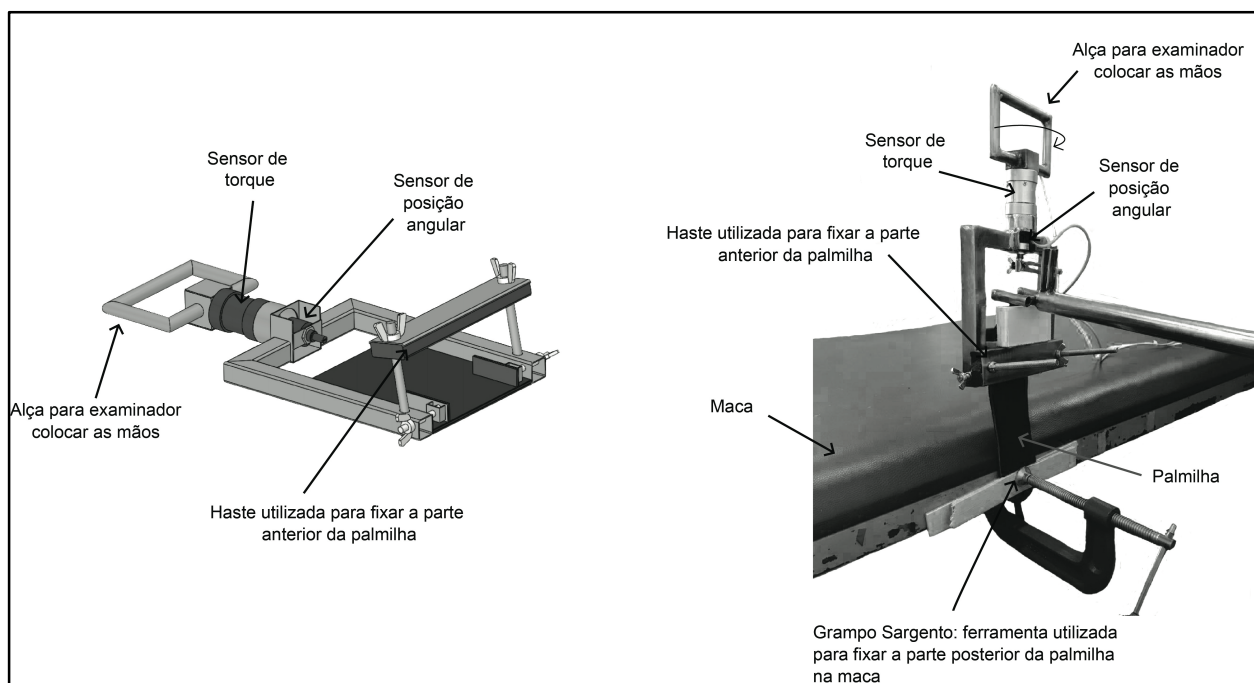
4.2.3.3 Equipamentos para mensurar características da palmilha inspirada no conceito da placa osteoligamentar torcida do pé

Um equipamento foi especificamente desenvolvido para medição de torque e ângulo durante movimento torsional da palmilha inspirada no conceito da placa osteoligamentar do pé (Figura 8). Este equipamento possui um sensor de torque (GSP930, Xi'an Gavin Electronic Technology Co. Ltd, Shaanxi, China) e outro sensor de posição angular (Potentiometer model 357, Vishay, Malvern, USA), os quais permitem a quantificação das variáveis pretendidas. Além disso, esses sensores foram acoplados a uma armação para dar suporte e fixar a estrutura a ser mensurada durante o movimento torsional. Esse equipamento foi desenvolvido, inicialmente, para mensurar o torque e ângulo durante movimento de inversão/eversão do antepé em relação ao retropé e está em processo de patente. Para mensurar o torque e ângulo da palmilha

inspirada na placa osteoligamentar torcida do pé, uma pequena adaptação foi feita na armação do equipamento para que o mesmo fosse capaz de fixar a palmilha. Os sensores de torque ângulo foram calibrados pela empresa que confeccionou o equipamento, STA Industrial Ltda. A incerteza expandida do sensor de torque foi 0,046 Nm e do sensor de ângulo foi 1,03°.

Um inclinômetro digital - Mini Digital Protactor (Cyntrax, Rio de Janeiro, Brasil) foi utilizado para mensurar a inclinação da parte posterior dessa palmilha.

Figura 8 - Equipamento utilizado para mensurar a curva torque *versus* ângulo da palmilha inspirada na placa osteoligamentar torcida do pé



(A) Equipamento utilizado para fixar a parte anterior da palmilha com o sensor de torque e o sensor de ângulo. (B) Avaliação do torque passivo e ângulo durante o movimento de torção da palmilha sobre o seu eixo longitudinal. Durante essa medida, a parte posterior da palmilha foi fixada na maca por meio de um grampo do tipo Sargento e o examinador segurava a alça do equipamento para realizar o movimento de torção de palmilha por 20° a uma velocidade baixa ($\pm 2^\circ/\text{s}$).

4.2.3.4 Palmilhas e tênis

Três palmilhas customizadas foram utilizadas: palmilha inspirada no conceito da placa osteoligamentar torcida do pé (nomeada como palmilha em mola), palmilha plana e palmilha rígida (Figura 9). A palmilha em mola tinha um formato similar a essa placa e foi confeccionada em material rígido e com comportamento similar a de uma mola (fibra de carbono), ou seja, que permitia resistência à deformação e retorno ao seu formato original (Figura 9A e B). As outras duas palmilhas foram consideradas controle para o efeito da palmilha em mola. A palmilha plana tinha uma superfície não inclinada e foi confeccionada em etil vinil acetato (EVA) de alta densidade (Figura 9C e D). O objetivo dessa palmilha plana foi simular o comportamento natural do pé e agir como controle para o efeito do formato e do material da palmilha em mola. A terceira palmilha, a palmilha rígida, tinha a sua superfície superior com o mesmo formato da palmilha em mola, mas assim como a palmilha plana, era feita em EVA de alta densidade (Figura 9E e F). A parte posterior da palmilha rígida era preenchida com o mesmo EVA que não permitia grande deformação da sua espessura. Portanto, a palmilha rígida não permitia o movimento de torção da palmilha sobre o seu eixo longitudinal, como a palmilha em mola. A palmilha rígida foi utilizada como controle para o efeito isolado do material da palmilha em mola. Os tamanhos de palmilha disponíveis foram 36 e 40, de acordo com o sistema brasileiro de medida de calçados. Mais detalhes de cada palmilha estão descritos abaixo:

4.2.3.4.1 *Palmilha em mola*

A palmilha em mola tinha a sua parte anterior plana para manter as cabeças dos metatarsos na horizontal e a sua parte posterior inclinada em relação a parte anterior em 17°. Essa inclinação permitia o apoio confortável do calcâneo e simulava a forma torcida da placa osteoligamentar do pé. O protótipo dessa palmilha foi manufaturado em impressora 3D (uPrint SE Plus, Stratasys, Eden Prairie, Estados Unidos). O protótipo permitiu a construção de um molde, que foi usado para confecção da palmilha com fibra de carbono. Esse material foi escolhido por permitir comportamento em mola. A fibra de carbono de 0,2 cm de espessura cobria desde a

parte anterior do calcâneo até as cabeças dos metatarsos. O EVA de 0,2 cm de espessura cobria a parte posterior do calcâneo e as falanges. A fibra de carbono não cobria a articulação metatarso-falangeana para não limitar a dorsiflexão dessa articulação durante a fase de impulsão da marcha. Além disso, a fibra de carbono não cobria a parte posterior do calcâneo (i.e. não alcançava a extremidade posterior do calcanhar, terminando em torno de 1,5 cm antes dessa região) para permitir apoio confortável do calcanhar durante contato inicial e prevenir um torque externo flexor plantar grande após o contato inicial. A superfície superior e inferior de toda a palmilha foi coberta por uma camada fina (2 mm) de EVA de baixa densidade para propiciar conforto. A espessura total dessa palmilha foi de 0,6 cm. Como a palmilha apresentava formato torcido e sua parte posterior era inclinada, a distância entre a sua parte posterior medial e o chão era de 2,2 cm.

A curva de torque *versus* ângulo dessa palmilha mensurada durante movimento torsional ao redor do eixo longitudinal da palmilha encontra-se na Figura 10 e os valores de rigidez e torque máximo estão apresentados na Tabela 1. É interessante comparar esses valores da palmilha com valores de torque e rigidez medidos no próprio pé. Um estudo realizado com 10 indivíduos jovens saudáveis mediu o torque passivo e ângulo durante movimento de inversão do antepé em relação ao retopé utilizando o mesmo equipamento descrito para mensurar as propriedades da palmilha nesta tese (FREITAS *et al.*, 2016). Resultados preliminares desse estudo mostraram que o valor de torque passivo eversor foi de $3,06 \pm 0,09$ Nm na amplitude máxima de inversão do antepé e $0,91 \pm 0,48$ Nm na amplitude de 25° de inversão do antepé. Além disso, a rigidez passiva foi $0,10$ Nm/ $^\circ$ durante teste na amplitude máxima de inversão do antepé e $0,04 \pm 0,02$ Nm/ $^\circ$ durante teste na amplitude de 25° de inversão do antepé. Estudo que mediu o torque eversor do antepé em relação ao retopé durante a marcha por meio da dinâmica inversa encontraram valores de pico de torque em torno de aproximadamente $0,05$ Nm/kg (BRUENING; COONEY; BUCZEK, 2012a), o que corresponde a aproximadamente 3 Nm em um indivíduo de 60 kg.

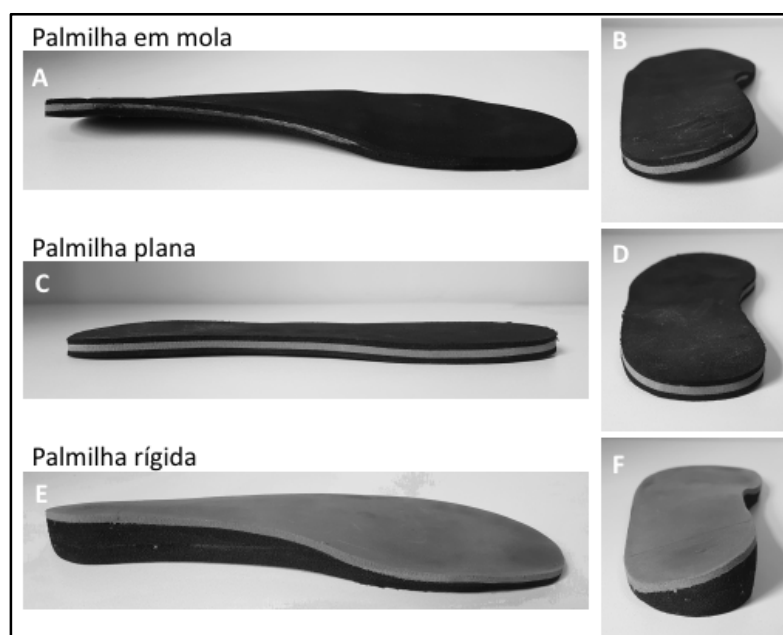
4.2.3.4.2 Palmilha plana

Essa palmilha tinha uma superfície plana e foi confeccionada de uma camada de EVA de alta densidade (0,3 cm) coberta superiormente e inferiormente por camada fina (0,2 cm) de EVA de baixa densidade para propiciar conforto. A espessura total dessa palmilha foi de 0,7 cm.

4.2.3.4.3 Palmilha rígida

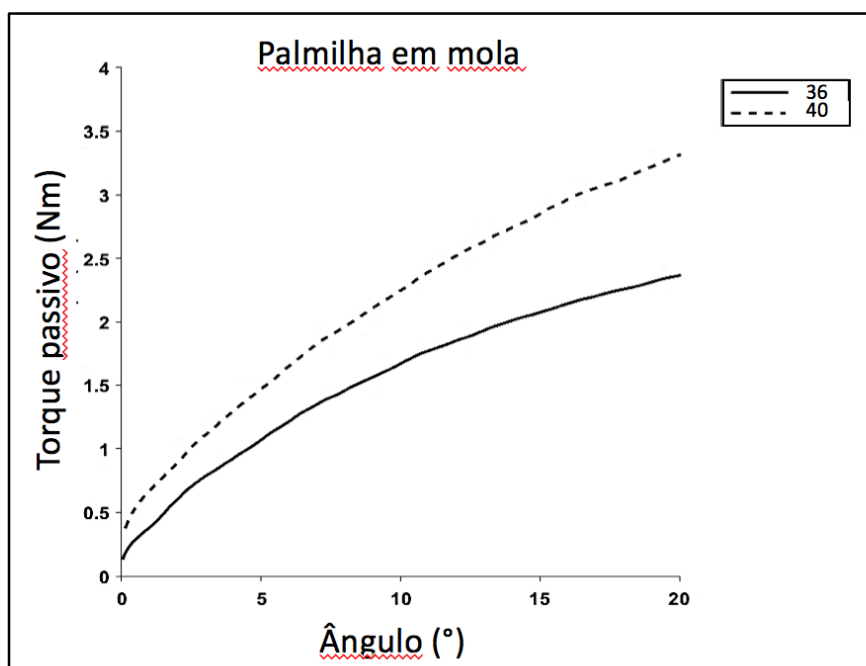
A palmilha rígida apresentava uma cunha medial no retropé e foi confeccionada de EVA de alta densidade coberto superiormente e inferiormente por uma camada fina (0,2 cm) de EVA de baixa densidade. A quantidade de cunha medial foi determinada para reproduzir a mesma inclinação e formato da palmilha em mola (i.e. 17° em relação a parte anterior da palmilha). A espessura total dessa palmilha foi de 0,7 cm na parte anterior e na parte lateral posterior, enquanto sua parte medial posterior apresentava espessura de 2,2 cm

Figura 9 - Palmilhas



(A) e (B) Visão medial e posterior da palmilha em mola; (C) e (D) Visão medial e posterior da palmilha plana; (E) e (F) Visão medial e posterior da palmilha rígida.

Figura 10 - Curva torque *versus* ângulo mensurado durante movimento torsional da palmilha realizado sobre seu eixo longitudinal a uma velocidade de 2°/s



A inclinação de cada curva representa a rigidez passiva, que é um pouco maior na palmilha de número maior quando comparado à palmilha de número menor. Isso pode ser explicado pela presença de maior quantidade de fibra de carbono para resistir à torsão dessa palmilha.

Tabela 1 - Características da palmilha inspirada na placa osteoligamentar do pé (palmilha em mola)

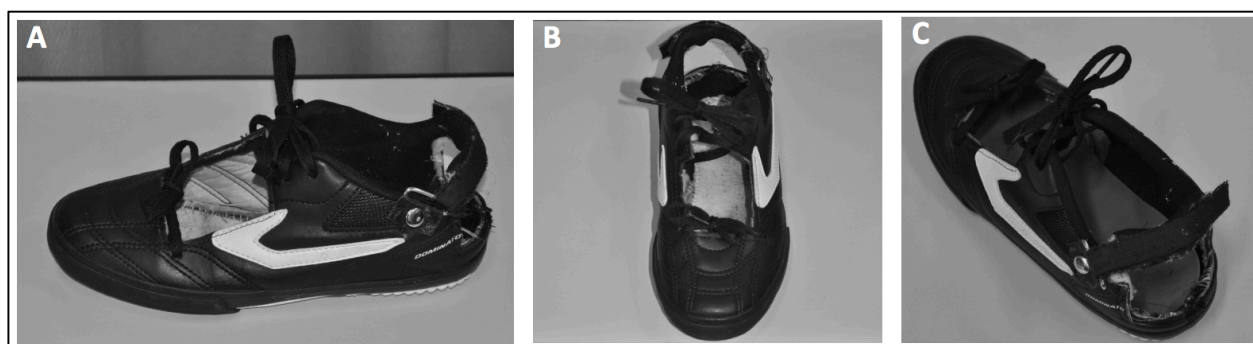
	Palmilha tamanho 36	Palmilha tamanho 40
Torque passivo máximo (Nm)	2,37	3,31
Rigidez passiva (Nm/°)	0,11	0,15

Nm= Newton-metros; Tamanho das palmilhas está de acordo com o padrão americano de medida de calçado

As palmilhas foram colocadas em tênis com pisada neutra e solado plano (Futsal Topper Dominator III, Topper, São Paulo, Brazil). Os tênis foram adaptados por meio da retirada da palmilha e da lingueta, bem como pela realização de aberturas anterior e posterior para permitir colocação dos *clusters* do antepé e retopé diretamente sobre a pele (Figura 11). Foram disponibilizados tênis da mesma

numeração das palmilhas. No tênis tamanho 36, a abertura anterior foi de 6 cm de largura e 4 cm de altura, e a abertura posterior foi de 6 cm de largura e 3,5 cm de altura. No tênis tamanho 40, a abertura anterior foi de 6 cm de largura e 5 cm de altura e a abertura posterior foi de 6,5 cm de largura e 5 cm de altura. Pesquisa prévia demonstrou que aberturas superiores a 1,7 cm por 2,5 cm modificam a integridade estrutural do tênis (SHULTZ; JENKYN, 2012). No entanto, as aberturas anterior e posterior foram realizadas para permitir uma avaliação adequada do movimento do antepé e retropé, visto que pesquisas prévias demonstraram que marcas posicionadas no tênis podem superestimar o movimento do retropé (STACOFF; REINSCHMIDT; STÜSSI, 1992). Como as três palmilhas foram testadas com o mesmo tênis modificado, os resultados ocorreram pelo uso da palmilha e não pela modificação do tênis.

Figura 11 - Tênis adaptado com abertura anterior e posterior para colocação dos *clusters* do antepé e retropé



4.2.4 Procedimentos

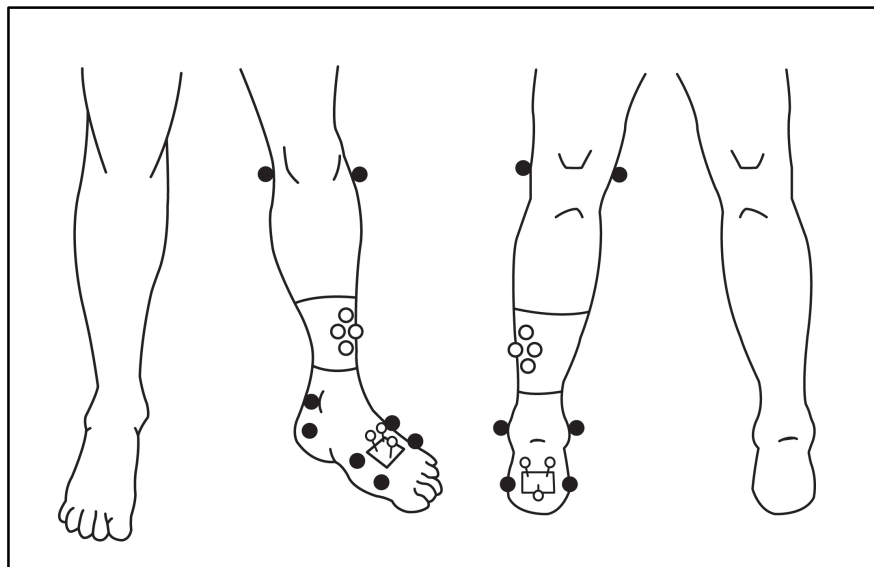
Após assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido deste estudo (APÊNDICE C), o participante vestiu um short da cor preta de poliéster/elastano para melhor identificação das proeminências ósseas. O participante teve sua massa corporal e altura medidos. Um sistema opto-eletrônico com oito câmeras foi utilizado para capturar os dados cinemáticos a uma frequência de amostragem de 120 Hz. Para determinar os eventos contato inicial e retirada dos artelhos da marcha, dados cinéticos foram adquiridos por duas plataformas de força alinhadas na trajetória que o indivíduo deambulou com uma separação de 2 mm entre elas, sendo esses dados coletados a

uma frequência de amostragem de 1200 Hz. O sistema Qualisys foi calibrado e as plataformas de força foram zeradas antes da aquisição dos dados.

Vinte marcadores passivos refletivos de 8 mm foram posicionados no pé e na perna esquerda dos participantes como demonstrado nas Figuras 12 e 13. A avaliação cinemática do complexo tornozelo-pé foi realizada por meio da captura dos movimentos dos seguintes segmentos: antepé, retropé perna. Cada segmento avaliado foi considerado um corpo rígido com seus respectivos marcadores de rastreamento e marcadores anatômicos. Segue abaixo explicação dos marcadores que foram utilizadas em cada segmento (Figura 12):

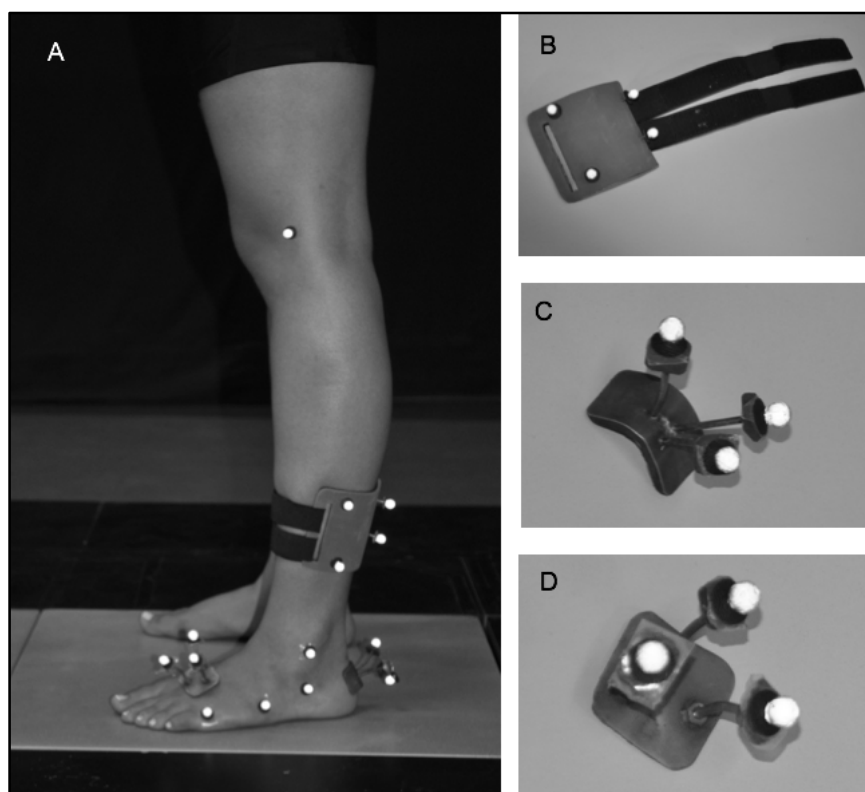
- Antepé (SOUZA *et al.*, 2014a): Marcadores refletivos foram colocados sobre as cabeças e bases do primeiro e quinto metatarsos para definição do segmento. Um *cluster* com três marcadores passivos composto de uma base de metal flexível e três hastes rígidas fixadas à base foi utilizado. Esse *cluster* foi fixado ao aspecto superior dos ossos metatarsos, sendo o limite medial da base localizado no espaço entre o primeiro e segundo metatarsos e o limite lateral localizado no espaço entre o quarto e quinto metatarsos.
- Retropé (SOUZA *et al.*, 2014a): Marcadores refletivos foram colocados sobre o sustentáculo do tálus, o tubérculo fibular, maléolo medial e maléolo lateral. Um *cluster* com três marcadores composto por uma base de metal flexível e três hastes rígidas fixadas à base foi utilizado. Esse *cluster* foi fixado inferiormente à inserção do tendão no calcâneo e de forma a envolver os aspectos posterior, medial e lateral desse segmento.
- Perna (BRUENING; COONEY; BUCZEK, 2012b; MANAL *et al.*, 2000): Marcadores refletivos foram colocados em epicôndilos lateral e medial do fêmur e maléolos lateral e medial. Um *cluster* composto por quatro marcadores refletivos foi colocado sobre o terço distal da perna por meio de uma cinta de elástico.

Figura 12 - Desenho dos marcadores passivos utilizados durante coleta com o participante em posição ortostática relaxada para posterior criação do modelo biomecânico de corpos rígidos para os segmentos antepé, retropé e perna.



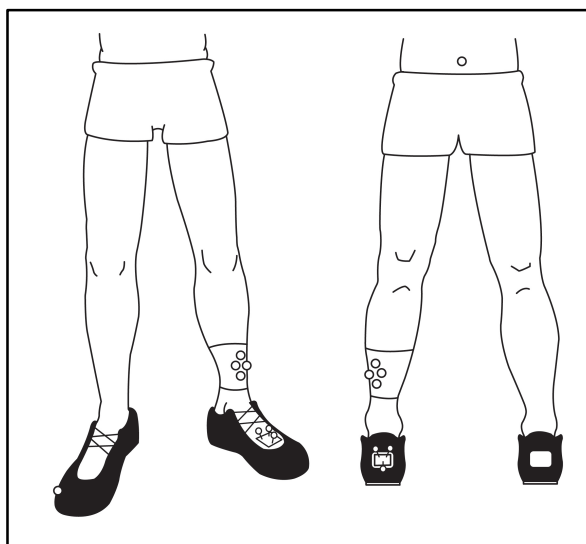
Os marcadores representados em preto foram utilizados somente para definição dos segmentos corporais. Os marcadores representados em branco foram utilizados somente para rastreamento dos segmentos corporais.

Figura 13 - Foto com detalhe dos marcadores e *clusters* utilizados.



Após posicionamento dos marcadores passivos e *clusters*, uma coleta de cinco segundos foi realizada com o participante estático na posição ortostática relaxada. Em sequência, os marcadores anatômicos foram removidos e foram realizadas outras três coletas estáticas, de mesma duração, na posição ortostática com a subtalar posicionada em neutro pelo examinador (HOUCK; TOME; NAWOCZENSKI, 2008). O $CCI_{3,3}$ para o posicionamento da articulação subtalar em neutro para o ângulo relativo entre retropé e perna no plano frontal foi de 0,93, o que representa uma excelente confiabilidade intra-examinador (FLEISS, 1986). Os participantes calçaram os tênis com uma das três possíveis condições de palmilha, alternadamente: (a) palmilha em mola; (b) palmilha plana; (c) palmilha rígida. A ordem dessas condições foi randomizada para cada participante por meio de sorteio. Para determinar os eventos da marcha e a velocidade da marcha, após a primeira colocação do calçado para cada paciente, marcadores adicionais foram posicionados no tênis direito, na cabeça do quinto metatarso e sobre o sacro (entre as espinhas ilíacas póstero-superiores) (Figura 14).

Figura 14 - Marcadores passivos utilizados no participante durante coleta de marcha com as diferentes palmilhas para avaliação da cinemática dos segmentos antepé, retropé e perna e rastreamento dos marcadores para posterior determinação de eventos de marcha e cálculo da velocidade de marcha.



Os marcadores estão representados em branco, pois foram utilizados somente para rastreamento dos segmentos corporais.

Após colocar cada tipo de palmilha, o participante deambulou por cinco minutos na velocidade de marcha autoselecionada para familiarizar-se com a palmilha. Para avaliar o movimento do complexo tornozelo-pé e determinar os eventos de marcha, o participante deambulou em uma plataforma de madeira de 8 m contendo duas plataformas de força embutidas (Figura 7). Os participantes foram instruídos a andar de forma natural e o ponto de início da caminhada foi ajustado para aumentar a chance do correto posicionamento de todo o pé esquerdo sobre uma das plataformas. O correto posicionamento dos pés foi verificado por duas câmeras digitais localizadas na parte lateral e anterior da passarela. Os participantes deambularam com os três tipos de palmilha. Foram consideradas, para cada condição, seis coletas em que (1) o sistema capturou todos os marcadores em uma fase de apoio completa, (2) todo o pé esquerdo fez contato com a plataforma de força, enquanto o pé direito não tocou as plataformas. Após cada condição, os participantes marcaram na escala visual analógica suas percepções sobre o conforto das palmilhas. Essa escala de conforto consistiu de uma linha horizontal de 10 cm, com os termos “muito confortável” e “muito desconfortável” nos seus extremos (MILLS; BLANCH; VICENZINO, 2010). Além disso, para verificar se as características da palmilha em mola foram mantidas ao longo do estudo, a inclinação da sua parte posterior, bem como o torque passivo máximo e rigidez passiva durante o movimento de torção sobre o eixo longitudinal da palmilha foram mensurados (Figura 10). As medidas das características da palmilha foram realizadas no início, meio e fim das coletas de todos os voluntários deste estudo, sendo que a coleta de dados durou três meses.

4.2.5 Redução dos dados

Os dados cinemáticos e cinéticos foram processados no programa Visual 3D. Um modelo cinemático dos segmentos antepé, retropé e perna foi criado a partir da coleta de dados na posição ortostática relaxada. Cada segmento foi considerado um corpo rígido com seus respectivos marcadores de rastreamento e marcadores anatômicos. O modelo cinemático de Souza *et al.* (2014a) foi escolhido por ser um modelo simples e confiável para avaliar o deslocamento angular do antepé e retropé

durante a marcha com o indivíduo calçado. Segue abaixo a explicação dos arranjos de marcadores utilizados para definir o sistema de coordenadas local e rastrear cada segmento (Figura 12):

- Antepé (SOUZA *et al.*, 2014a): Os marcadores refletivos colocados sobre as cabeças e bases do primeiro e quinto metatarsos foram utilizadas para definição do segmento (marcadores anatômicos). O eixo ântero-posterior foi determinado pela linha que conecta o ponto médio entre as cabeças e o ponto médio entre as bases. O eixo médio-lateral foi criado utilizando os mínimos quadrados, de forma que a soma dos quadrados da distância entre os quatro marcadores e o eixo médio-lateral foi minimizado. O eixo súpero-inferior foi criado ortogonal aos dois eixos anteriores. O rastreamento do segmento foi realizado por meio dos três marcadores posicionados no *cluster*.
- Retropé (SOUZA *et al.*, 2014a): Os marcadores refletivos colocados sobre o sustentáculo do tálus, o tubérculo fibular, o maléolo medial e o maléolo lateral foram utilizados para definição do segmento (marcadores anatômicos). O eixo súpero-inferior foi determinado pela linha que conecta o ponto médio entre os maléolos e o ponto médio entre o sustentáculo do tálus e o tubérculo fibular. O eixo médio-lateral foi criado utilizando os mínimos quadrados da distância entre os quatro marcadores, de forma que a soma dos quadrados da distância entre os quatro marcadores e o eixo médio-lateral é minimizada. O eixo ântero-posterior foi criado ortogonal aos dois eixos anteriores. O rastreamento do segmento foi realizado por meio dos três marcadores posicionados no *cluster*.
- Perna (BRUENING; COONEY; BUCZEK, 2012b; MANAL *et al.*, 2000): Marcadores refletivos colocados nos epicôndilos lateral e medial do fêmur e maléolos lateral e medial foram utilizados para definição do segmento (marcadores anatômicos). O eixo súpero-inferior foi definido pela linha que conecta o ponto médio entre os maléolos e o ponto médio entre os epicôndilos. O eixo médio-lateral foi definido pela linha que conecta os maléolos. O eixo súpero-inferior foi criado ortogonal aos dois eixos anteriores. Para rastreamento do segmento, o *cluster* composto por quatro marcadores

refletivos foi utilizado (MANAL *et al.*, 2000). O modelo da perna dos Estudos 1 e 2 foram iguais (vide página 39).

As trajetórias de cada marcador foram interpoladas em intervalos de coleta sem dados de até dez quadros e filtradas utilizando filtros passa-baixa Butterworth de quarta ordem com frequência de corte de 6 Hz (WINTER, 2009). Além disso, os dados de força fornecidos pelas plataformas de força foram filtrados utilizando filtros passa-baixa Butterworth de quarta ordem com frequências de corte 10 Hz. Os seguintes ângulos foram obtidos: (1) retropé-perna: movimento do retropé em relação à perna; (2) antepé-retropé: movimento do antepé em relação ao retropé. Para criar esses ângulos, a sequência de Cardan usada foi eixo médio-lateral, eixo ântero-posterior e eixo súpero-inferior. A posição neutra (0°) dos ângulos foi definida como aquela posição média registrada durante as três coletas com a subtalar posicionada em neutro pelo examinador. O contato inicial e a retirada dos artelhos do pé esquerdo foram determinados por meio do algoritmo do Visual 3D, como descrito para o Estudo 1 (vide página 40). A retirada dos artelhos do pé direito foi determinada por meio do deslocamento ântero-posterior do marcador da cabeça do quinto metatarso em relação ao marcador do sacro (ZENI; RICHARDS; HIGGINSON, 2008). O quadro em que ocorreu o vale (valor mínimo) dessa curva foi considerado como o instante em que houve a retirada dos artelhos (ZENI; RICHARDS; HIGGINSON, 2008). A retirada do calcâneo esquerdo do chão foi determinada por meio da velocidade vertical da marca do calcâneo esquerdo (marca mais inferior do *cluster* do retropé), utilizando um limiar de 100 mm/s (GHOUSSAYNI *et al.*, 2004).

Uma rotina do MATLAB® foi escrita para extrair as variáveis utilizadas na análise estatística. Todas as variáveis foram mensuradas para cada passo, e a média de todos os passos de cada condição foi utilizada para análise. Os ângulos escolhidos para análise foram: retropé-perna no plano frontal, para operacionalizar pronação e supinação do pé; antepé-retropé no plano frontal, para indexar a quantidade de torção da placa osteoligamentar do pé; e antepé-retropé no plano sagital, para indexar o abaixamento e levantamento do arco longitudinal do pé (WILKEN *et al.*, 2011). A média desses ângulos foi calculada durante as fases de resposta à carga (entre o contato inicial do pé esquerdo e a retirada dos artelhos do pé direito), apoio médio (entre a

retirada dos artelhos do pé direito e a retirada do calcâneo esquerdo) e propulsão (entre a retirada do calcâneo esquerdo e a retirada dos artelhos do pé esquerdo). Além disso, o pico de eversão do retropé-perna durante a fase de apoio, o tempo para o pico de eversão desse ângulo e o pico de inversão do retropé-perna na fase de propulsão foram calculados. Por fim, o pico de dorsiflexão do antepé-retropé durante a fase de apoio, o tempo para o pico de dorsiflexão desse ângulo e o pico de flexão plantar do antepé-retropé na fase de propulsão foram calculados.

As variáveis controle utilizadas nesse estudo foram: velocidade de marcha, conforto das palmilhas e características da palmilha em mola (inclinação, torque máximo e rigidez). A velocidade de marcha foi calculada, em m/s, como a divisão entre a distância ântero-posterior percorrida pelo marcador posicionado no sacro durante a fase de apoio e a duração dessa fase (entre o contato inicial e a retirada dos artelhos do pé esquerdo). O conforto de cada palmilha foi mensurado pelo comprimento, em centímetros, na escala visual analógica. A inclinação da palmilha em mola foi diretamente mensurada com um inclinômetro posicionado na sua parte posterior. Os dados de torque e ângulo mensurados durante o teste de torção da palmilha sobre o seu eixo longitudinal foram processados em uma rotina desenvolvida no MATLAB®. Esses dados foram filtrados com filtro passa-baixa com frequência de corte de 4 Hz. O torque máximo foi calculado como o torque máximo atingido no teste e a rigidez como a inclinação da curva torque *versus* ângulo.

4.2.6 Análise estatística

A distribuição dos dados relacionados às variáveis dependentes e às variáveis controle velocidade de marcha e conforto das palmilhas foi verificada por meio do teste estatístico Kolmogorov-Smirnov e por meio da análise de histogramas. Considerando-se que todas as variáveis apresentaram distribuição normal, análises de variância (ANOVAs) para medidas repetidas foram utilizadas para investigar se essas variáveis modificaram entre as condições de palmilhas estudadas. Uma ANOVA com um fator (palmilha) e três níveis (palmilha em mola, palmilha plana e palmilha rígida) foi realizada para cada variável dependente e para as variáveis de controle velocidade de

marcha e conforto da palmilha. Quando diferenças estaticamente significativas foram encontradas nos efeitos principais das ANOVAs, contrastes pré-planejados foram utilizados para identificar as diferenças específicas (palmilha em mola *versus* palmilha plana e palmilha em mola *versus* palmilha rígida). Tendo em vista que o presente estudo utilizou as palmilhas plana e rígida como controle da palmilha em mola, ou seja, não teve o objetivo de investigar se a palmilha plana foi diferente da palmilha rígida, a comparação entre essas condições não foi realizada. Para todas as análises, uma probabilidade de erro tipo I (α) de 5% foi estabelecida. A análise estatística foi realizada no software IBM SPSS versão 22.0. O tamanho de efeito foi calculado para o efeito principal das ANOVAs e para o efeito dos contrastes. O eta quadrado parcial foi utilizado como tamanho do efeito principal, sendo que os valores iguais ou superiores a 0,01, 0,06 e 0,14 representam tamanhos de efeito pequeno, médio e grande, respectivamente (COHEN, 1988). O d_z proposto por Cohen para amostras pareadas foi utilizado como tamanho de efeito dos contrastes, sendo que os valores iguais ou superiores a 0,20, 0,50 e 0,80 representam tamanhos de efeito pequeno, médio e grande, respectivamente (COHEN, 1988).

Considerando as variáveis controle relacionadas às características da palmilha em mola (inclinação, torque máximo e rigidez), apenas análise descritiva foi realizada por meio do cálculo de média e desvio padrão nos três dias em que essas medidas foram realizadas.

5 ARTIGO 1

Effects of foot-ankle complex frontal plane alignment on lower limb kinematics and kinetics during walking

Vanessa L. Araújo¹, Thiago R. T. Santos¹, Anne Khuu², Cara L. Lewis², Thales R. Souza¹, Kenneth G. Holt², Sergio T. Fonseca^{*1}

¹ Department of Physical Therapy, School of Physical Education, Physical Therapy and Occupational Therapy, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, MG, Brazil

² Department of Physical Therapy and Athletic Training, College of Health and Rehabilitation Sciences: Sargent College, Boston University, Boston, MA, USA

*Author to whom written correspondence should be mailed:

Graduate Program in Rehabilitation Science, Department of Physical Therapy,
Universidade Federal de Minas Gerais, Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 Campus
Pampulha, CEP 31270-901, Belo Horizonte, MG, Brazil

First author contact info:

Phone: +55 31 3409 4783, Fax: +55 31 3409 4781, Email: laraujo.vanessa@gmail.com

Keywords: varus alignment, walking, foot pronation, knee, hip

Abstract

Background: The alignment of the foot-ankle complex in the frontal plane may influence the kinematics and kinetics of the lower limb during walking.

Objectives: This study investigated the effect of different magnitudes of varus alignment of the foot-ankle complex (small *versus* large) on the kinematics and kinetics of foot, ankle, knee and hip in the frontal and transverse planes during walking.

Design: Cross-sectional study.

Method: Foot-ankle complex alignment in the frontal plane was defined as the angle between the metatarsal heads and the inferior edge of the examination table, measured with the volunteer in prone maintaining the ankle at 0° in the sagittal plane. The participants (n = 28) were divided into two groups according to their individual alignment angles, by means of percentile analysis: the first group with values equal to or inferior to the 45 percentile, and the second group with values equal to or above the 55 percentile. The kinematics and kinetics of lower limb joints were evaluated with the participant walking at self-select speed in an instrumented treadmill.

Results: The group of large varus showed significant greater ($p < 0.03$) forefoot inversion angle at initial contact, amplitude of rearfoot-shank eversion and peak of inversion ankle moment. There were no significant differences ($p > 0.05$) between the groups for knee and hip amplitudes and moments in the frontal and transverse planes. The durations of rearfoot-shank eversion, knee abduction, knee medial rotation, hip adduction and hip medial rotation were also not different between groups ($p > 0.05$).

Conclusion: Large varus alignment of the foot-ankle complex may increase the magnitude of foot pronation and ankle inversion moment during walking. However, the large-varus group had no influence on the knee and hip during the stance phase of walking, when compared to the small varus group.

INTRODUCTION

Excessive foot pronation during walking is a commonly observed movement pattern that is characterized by increased magnitude and/or duration of pronation (Michaud, 1993). One of the factors that seems to influence foot pronation is a varus alignment of the foot-ankle complex, in which forefoot, rearfoot and/or shank are in inverted position, relative to the proximal segment, in non weight-bearing (Donatelli, 1987; Michaud, 1993; Tiberio, 1988). During weight bearing activities such as walking, it is suggested that forefoot, rearfoot and/or shank varus alignment favours the foot to contact the ground in an excessively inverted position (Monaghan *et al.*, 2014, 2013; Tiberio, 1988). In this situation, the ground reaction force is applied more laterally to the foot (Lugade and Kaufman, 2014), which increases the external eversion moment, and thus, may lead to excessive foot pronation (Tiberio, 1988). Moreover, when forefoot, rearfoot, or shank are varus, pronation increases to allow the foot medial border to contact the ground, for full support, during weight bearing activities (Villarroya-Aparicio *et al.*, 2015). Therefore, an excessive varus alignment of forefoot, rearfoot and/or shank may influence foot pronation during weight bearing activities.

Studies have shown an association between varus foot-ankle complex alignment and excessive foot pronation (Buchanan and Davis, 2005; Monaghan *et al.*, 2014, 2013; Silva *et al.*, 2014; Souza *et al.*, 2014; Villarroya-Aparicio *et al.*, 2015). Specifically during walking, studies have found an association of varus alignment of the foot-ankle complex with greater range and/or duration of foot pronation (Monaghan *et al.*, 2013; Souza *et al.*, 2014; Villarroya-Aparicio *et al.*, 2015). However, Monaghan *et al.* (2013) have only evidenced an increase in forefoot eversion and not in rearfoot

eversion, whereas Souza *et al.* (2014) and Villarroya-Aparicio *et al.* (2015) observed this effect on rearfoot eversion. Other studies, in contrast, have not found effects of foot varus on rearfoot eversion (Alonso-Vázquez *et al.*, 2009; Cornwall *et al.*, 2004; Donatelli *et al.*, 1999; Hamill *et al.*, 1989; Jarvis *et al.*, 2017; McPoil and Cornwall, 1996). As rearfoot motion in the frontal plane is often used to index foot pronation, these inconsistent and/or contradictory findings need to be clarified. It should be also noted that most studies that have found a significant relationship between rearfoot eversion and foot-ankle complex alignment performed a measure that combines forefoot, rearfoot, and shank alignment, and not alignment measures of isolated segments.

During closed kinematic chain activities such as walking, motions of different joints are interdependent. Foot pronation is often coupled with shank, thigh and hip medial rotation, as the talus is relatively stabilized by the ankle mortise (Khamis and Yizhar, 2007; Souza *et al.*, 2010). In addition, it has been proposed that calcaneus eversion is coupled to knee abduction and hip adduction (Barwick *et al.*, 2012; Tateuchi *et al.*, 2011). However, there is limited evidence of the effect of foot-ankle complex varus alignment on the kinematics and kinetics of the entire lower limb during walking, since most studies restricted their analysis only to ankle and foot kinematics. Studies including knee and hip kinematics were conducted with children (Alonso-Vázquez *et al.*, 2009; Villarroya-Aparicio *et al.*, 2015) or with subjects performing squatting or jumping activities (Bittencourt *et al.*, 2012; Silva *et al.*, 2015). Knowledge about the impact of excessive varus alignment on the kinematics and kinetics of the entire lower limb during walking would help improve understanding of foot mechanics during this activity and its consequences in other lower limb joints. This information may contribute to clarify possible mechanisms related to some injuries, such as patellofemoral pain (Lun *et al.*,

2004), patellofemoral cartilage damage (Lufler *et al.*, 2016), hip osteoarthritis (Gross *et al.*, 2007) and back pain (Rothbart *et al.*, 1995).

The goal of the present study was to investigate the effect of different magnitudes (small *versus* large) of varus alignment of the foot-ankle complex on the kinematics and kinetics of foot, ankle, knee and hip in the frontal and transverse planes, during the stance phase of walking. The hypothesis was that the group of individuals with large varus alignment would have greater foot-ankle complex pronation, with its associated proximal lower limbs' effects, compared to the group with small varus alignment. Specifically, the effects of larger varus alignment would be evidenced by (i) increased forefoot inversion at initial contact; (ii) increased magnitude and duration of rearfoot eversion relative to shank; (iii) increased magnitude and duration of knee abduction, knee medial rotation, hip adduction and hip medial rotation; and (iv) increased internal moments of ankle inversion, knee abduction, knee lateral rotation, hip abduction, and hip lateral rotation.

METHODS

Participants

This cross-sectional study was approved by the respective University's Institutional Review Board and counted with the participation of 36 volunteers. These volunteers were selected based on the following inclusion criteria: age between 18 and 40 years; no lower extremity or trunk pain or injury in the last seven days; no history of lower limb or trunk surgery; and no current use of foot orthoses. The exclusion criteria were: any strikingly visible walking abnormalities (e.g. limping); and inability to perform

any of the procedures required during this study. Given that increased toe-out angle may be related to foot pronation (Rosenbaum, 2013; Wright *et al.*, 1964) and knee moment in the frontal plane (Simic *et al.*, 2013), we have excluded participants with large toe out angle. As no reference values are available for toe out classification, we have opted to establish the cut-off value as corresponding to the percentile equal or above 80 of our sample (i.e. toe out angle greater than 17°). Eight participants were excluded due to presence of toe out angle greater than this established cut-off value. Therefore, data from 28 participants (10 men and 16 women) with mean age of 22.54 ± 4.02 years, mean body mass of 64.38 ± 10.60 kg and mean height of 1.69 ± 0.89 m were analyzed.

Procedures

Firstly, each volunteer signed an informed consent. Next, an examiner measured the frontal plane alignment of the foot-ankle complex with the participant in prone position, the medial malleolus aligned with the inferior border of the table and the hip in neutral abduction/adduction (Figure 1) (Mendonça *et al.*, 2013). A digital camera stabilized in a tripod was positioned at the lower end of the examination table, an inclinometer was used to horizontally level the camera and a goniometer was used to align the camera screen parallel to the inferior border of the table. The participant's lower limb was positioned with the calcaneus facing up (i.e. with its posterior aspect horizontal). The evaluator attached a metal rod to the metatarsal head by means of a velcro strip. The examiner positioned the ankle at 0° in the sagittal plane with a goniometer, asked the participant to actively hold this position and took the photo. This

last procedure was carried out three times. The foot-ankle complex alignment was determined as the angle between the metatarsal head and the inferior border of the examination table (Gross *et al.*, 2007; Monaghan *et al.*, 2013).

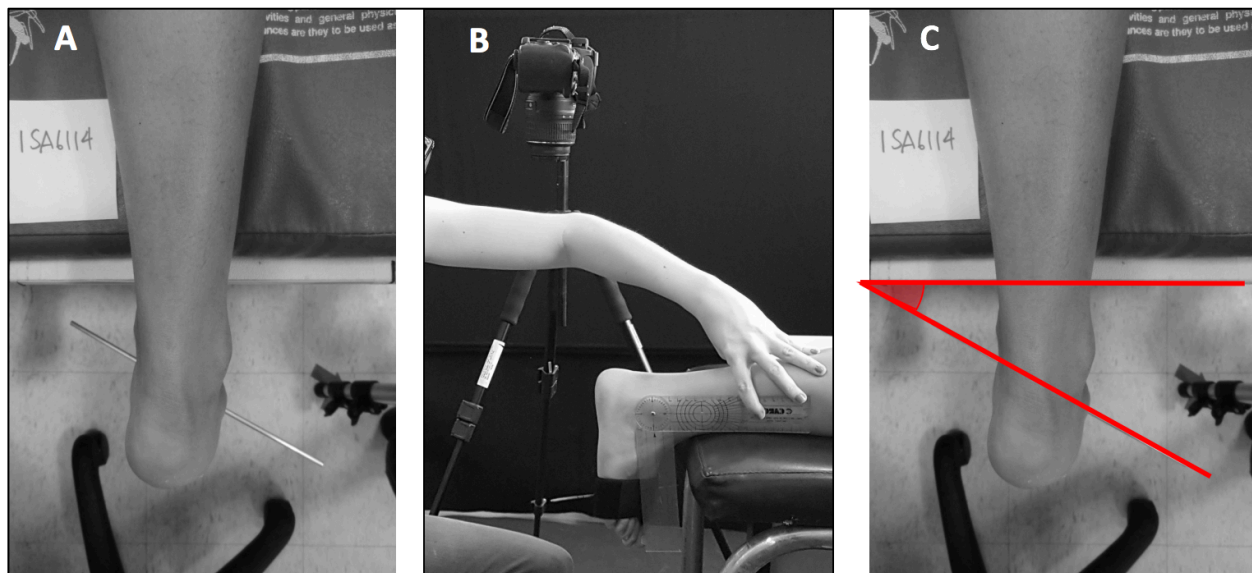


Figure 1 – Measure of foot-ankle complex alignment of the right lower limb: (A) Superior view; (B) Lateral view; (C) The angle analysed corresponded to the angle in the frontal plane between the inferior edge of the examination table and the line of the metatarsal heads.

The frontal plane alignment of the foot-ankle complex (i.e. varus or valgus alignment) described above was developed to capture the combined effects of bone alignment (i.e. bones from forefoot, rearfoot and shank) and foot mobility, especially the inversion mobility at the midfoot joint complex (Souza *et al.*, 2014). The result of this measure is influenced by the rearfoot alignment, as the increase in rearfoot varus will also increase metatarsal head inversion angle (Mendonça *et al.*, 2013). The horizontal reference line used, instead of the traditional distal third of the shank bisection, allowed including shank varus/valgus alignment in the measured angle. Finally, by asking the participant to maintain the ankle positioned at 0° in the sagittal plane, the inversion

mobility of the midfoot joints influenced the measured angle, as the contraction of the tibialis anterior muscle pulls the midfoot joints into inversion, and the inversion magnitude will depend on the mobility (Souza *et al.*, 2014).

The walking speed was obtained by asking the participant to walk barefoot, at his/her natural speed, for ten trials around a 15 m walkway. The walking speed was measured using a mechanized gait carpet (GAITRite Inc., Clifton, USA) positioned on the walkway. The final walking speed, that was later used to set the instrumented treadmill, was defined as the mean of the ten measured repetitions.

The biomechanical evaluation of the lower limbs was performed by capturing the movements of the following segments: foot (analyzed as a single segment as well as segmented in forefoot and rearfoot), shank, thigh and pelvis. Each segment was considered a rigid body with its respective tracking markers and anatomical markers. Reflective markers and clusters were placed in the lower limbs as shown in Figure 2.

After placing the reflective markers and rigid clusters of markers, a five-second static trial was performed with the participant in orthostatic posture on a split belt instrumented force plate treadmill (Bertec Corporation, Columbus, USA). This trial was used to create the biomechanical model and to measure body mass. In sequence, the participant walked for two minutes on the instrumented treadmill for familiarization. Afterwards, data was collected during 80 seconds with the participant walking on the treadmill at his/her self-selected speed. Data was recorded with a Vicon three-dimensional analysis system (Oxford Metrics, Oxford, UK). The sample rates of the cameras and force plates were 100 Hz and 1000 Hz, respectively.

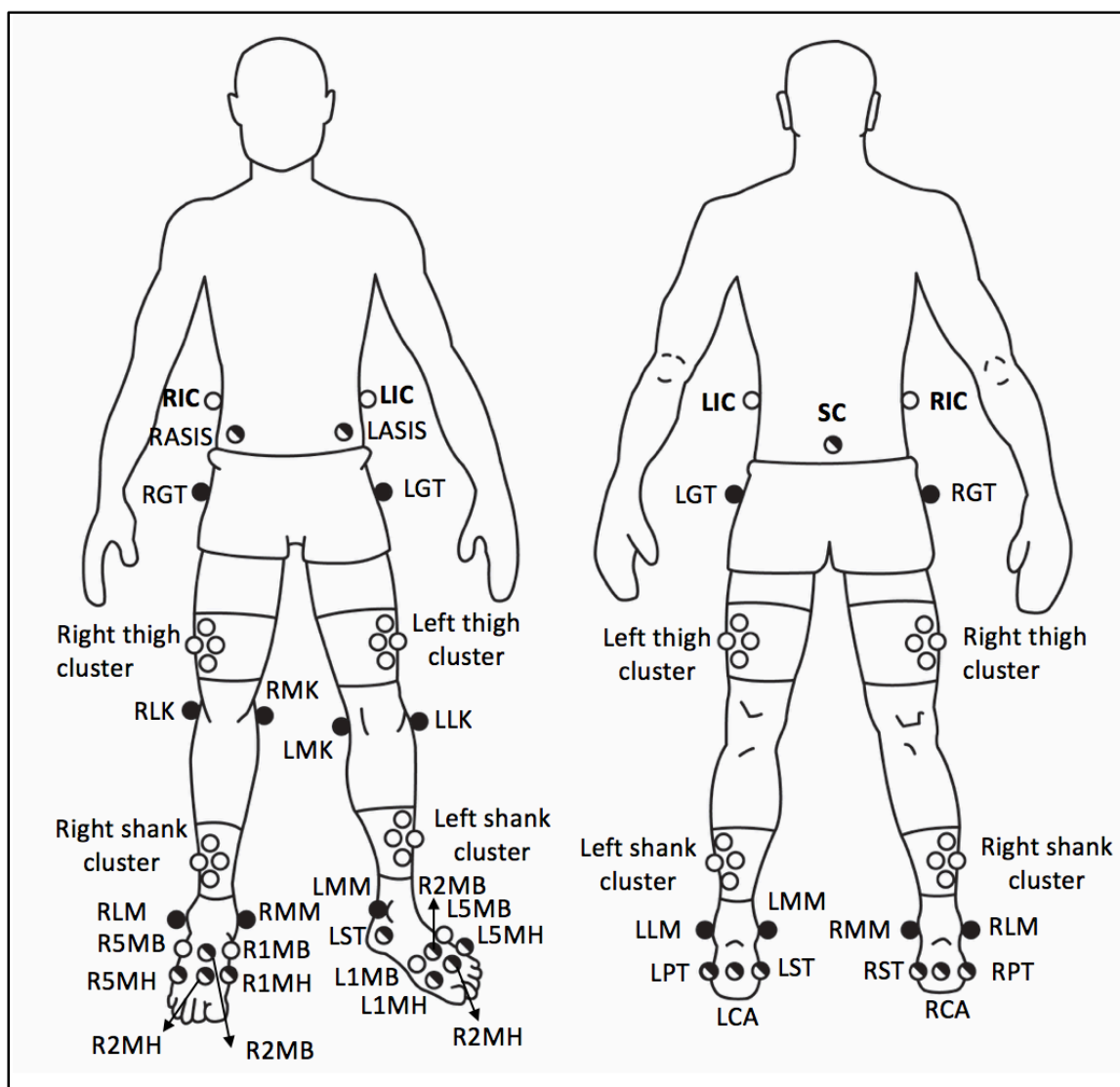


Figure 2 - Set up of reflective markers. Anatomical markers are displayed in black, whereas tracking markers are displayed in white. Markers that are both anatomical and tracking are displayed in black and white. RIC = right iliac crest; LIC = left iliac crest; RASIS = right anterior superior iliac spine; LASIS = left anterior superior iliac spine; SC = sacrum marker placed between the posterior superior iliac spines; RGT = right great trochanter; LGT = left great trochanter; RLK = lateral epicondyle of the right femur; LLK = lateral epicondyle of the left femur; RMK = medial epicondyle of the right femur; LMK = medial epicondyle of the left femur; RLM = right lateral malleoli; LLM = left lateral malleoli; RMM = right medial malleoli; LMM = left medial malleoli; R5MB = right fifth metatarsal base; L5MB = left fifth metatarsal base; R5MH = right fifth metatarsal head; L5MH = left fifth metatarsal head; R2MB = right second metatarsal base; L2MB = left second metatarsal base; R2MH = right second metatarsal head; L2MH = left second metatarsal head; R1MB = right first metatarsal base; L1MB = left first metatarsal base; R1MH = right first metatarsal head; L1MH = left first metatarsal head; RPT = right peroneal tuberosity; LPT = left peroneal tuberosity; RST = right sustentaculum tali; LST = left sustentaculum tali.

Data processing and reduction

Foot-ankle complex alignment and participant categorization

The right lower limb was chosen for all analyses. The foot-ankle complex alignment was determined by analyzing the photos with a routine written in MATLAB® software. The angle formed by the metatarsals heads line and the lower edge of the assessment table was calculated in each photo, and the mean angle of the three photos was used for statistical analysis. The sample was split into two groups, by means of percentiles analysis, according to the measurement of the foot-ankle complex alignment. The group with small varus alignment (small-varus group) consisted of participants presenting values equal to or less than the 45 percentile. The group with large varus alignment (large-varus group) was with the percentile equal to or greater than 55.

Walking kinematics and kinetics

The kinematic and kinetic data collected during walking was processed with the Visual 3D software (C-Motion Inc, Rockville, United States). The biomechanical model of forefoot (Leardini *et al.*, 2007), rearfoot (Leardini *et al.*, 2007), foot (C-Motion Visual3D Documentation, 2015), shank (Bruening *et al.*, 2012; Manal *et al.*, 2000), thigh (Schache *et al.*, 2008; Wu *et al.*, 2002) and pelvis (Wu *et al.*, 2002) were implemented. The length of each segment was calculated according to the positions of the anatomical markers and the inertial data of the segments (mass, position of the center of mass and moment of inertia) was estimated according to Hanavan (1964). The marker trajectories and ground reaction force were filtered using fourth-order Butterworth low-pass filters with 6 Hz and 10 Hz cut-off frequencies, respectively. The following angles were obtained: (1) forefoot: movement of the forefoot relative to the laboratory; (2) foot:

movement of the foot relative to the laboratory; (3) rearfoot-shank: movement of the rearfoot relative to the shank; (4) knee: movement of the shank relative to the thigh; (5) hip: movement of the thigh relative to the pelvis. To create these angles, the following Cardan sequence was used: the medial-lateral axis, the antero-posterior axis and the superior-inferior axis. The internal moments of the ankle, knee and hip were calculated using inverse dynamics and were normalized by body mass. Foot initial contact and foot toe off were determined using the vertical component of the ground reaction force. The trials in which the participant crossed the midline of the treadmill were excluded, since one foot contacted the two force plates.

The angle and moment data were exported from Visual 3D and a custom-made MATLAB® routine was developed to calculate the following dependent variables: (1) forefoot angle in the frontal plane at initial contact, for which the zero-degree position was considered the position of the forefoot in the static trial; (2) range of rearfoot-shank eversion between initial contact and maximum eversion angle; (3) duration of rearfoot-shank eversion, in percentage of walking cycle, from initial contact until maximum eversion; (4) range of knee abduction between initial contact and maximum abduction angle; (5) duration of knee abduction, in percentage of walking cycle, from initial contact until maximum abduction; (6) range of knee medial rotation between initial contact and maximum medial rotation angle; (7) duration of knee medial rotation, in percentage of walking cycle, from initial contact until maximum medial rotation; (8) range of hip adduction between initial contact and maximum adduction angle; (9) duration of hip adduction, in percentage of walking cycle, from initial contact until maximum adduction; (10) range of hip medial rotation between initial contact and maximum medial rotation angle; (11) duration of hip medial rotation, in percentage of walking cycle, from initial

contact until maximum medial rotation; (12) maximum internal moment of ankle inversion; (13) maximum knee abduction internal moment during early stance (i.e. first peak); (14) maximum knee abduction internal moment during late stance (i.e. second peak); (15) maximum internal moment of knee lateral rotation; (16) maximum internal moment of hip abduction; and (17) maximum internal moment of hip lateral rotation. Furthermore, toe-out angle was calculated as the angle between the foot and the laboratory in the transverse plane to be used as an exclusion criterion.

Statistical analysis

The normality assumption for data distribution was verified using the Shapiro-Wilk test. Depending on data distribution, independent t-tests or Mann-Whitney tests were used to verify if age, height, body mass and self-selected walking speed were different between groups. As sex is a categorical variable, the chi-square test was performed to investigate if the frequency of man and women was different between the groups. For the dependent variables (i.e. kinematic and kinetic variables during walking), Independent t-tests or Mann-Whitney tests were also used to investigate differences between groups. A probability of error type I (α) of 5% was established for all analyses.

RESULTS

The small-varus group ($n = 13$) had mean foot-ankle complex alignment of $11.54^\circ \pm 4.37^\circ$ (ranging from 4.64° to 17.32°), whereas the large-varus group ($n = 13$) had mean foot-ankle complex alignment of $22.46^\circ \pm 4.56^\circ$ (ranging from 19.23° to

26.36°). The statistical analysis demonstrated that these groups were not different ($p > 0.18$) for the sample characteristics. Descriptive and inferential statistics for these variables are presented in Table 1.

There was a significant difference between groups ($p < 0.03$) for forefoot angle in the frontal plane at initial contact, amplitude of rearfoot-shank eversion and peak of inversion ankle moment. There were no other differences between groups. Mean, standard deviation and median values of the dependent variables per group and the results of the inferential statistics are shown in Table 2. The mean curves of lower limb angles and moments are displayed in Figures 3 and 4.

Table 1- Descriptive and inferential statistics of the control variables measured for small and large varus groups

Variables	Mean (SD)		Median (P25; P75)		Independent t-test or Mann-Whitney or Chi-square test	
	Small varus	Large varus	Small varus	Large varus	p	t or U or χ^2
Age (years) ^b	22.69 (3.92)	22.46 (4.56)	21.00 (19.50 ; 25.00)	21.00 (19.00 ; 25.50)	0.69	76.00
Body mass (kg) ^a	63.33 (10.39)	66.75 (9.50)	61.92 (55.57 ; 75.18)	65.09 (59.65 ; 73.48)	0.39	-0.88
Height (cm) ^a	1.69 (0.08)	1.69 (0.10)	1.70 (1.63 ; 1.75)	1.68 (1.63 ; 1.76)	0.97	-0.03
Sex (men/women) ^c	6/7	4/9	---	---	0.42	0.65
Walking speed (m/s) ^a	1.21 (0.16)	1.13 (0.15)	1.18 (1.06 ; 1.32)	1.10 (1.01 ; 1.24)	0.18	1.38

^a = Independent test-t; ^b = Mann-Whitney test; ^c = Chi-square test;

SD = standard deviation; P25 = percentile 25; P75 = percentile 75; t = statistic for Independent t-test; U = statistic for Mann-Whitney test; χ^2 = statistic for Chi-square test.

Table 2- Descriptive and inferential statistics of the dependent variables measured for small and large varus groups

Variables	Mean (SD)		Median (P25, P75)		Independent t-test or Mann-Whitney			
	Small varus	Large varus	Small varus	Large varus	p	t or U	d or r	Power
Forefoot at initial contact in FP (°) ^a	2.82 (4.13)	6.72 (3.73)	3.34 (0.17; 6.21)	6.46 (3.91; 8.10)	0.02*	-2.52	0.99	0.68
Amp. of rearfoot-shank eve. (°) ^a	-6.41 (1.90)	-8.26 (2.14)	-6.51 (-8.21; -4.76)	-7.11 (-9.62; -6.67)	0.03*	2.33	0.91	0.61
Amp. of knee abd. (°) ^a	-6.94 (3.77)	-5.98 (4.32)	-7.33 (-9.73; -5.21)	-6.53 (-9.02; -1.47)	0.55	-0.60	0.23	0.09
Amp. of knee medial rot. (°) ^a	12.60 (4.68)	9.97 (4.30)	13.09 (9.12; 15.22)	9.77 (7.01; 13.61)	0.15	-1.49	0.58	0.29
Amp. of hip add. (°) ^a	5.73 (1.80)	6.53 (2.78)	5.81 (4.39; 6.94)	6.81 (5.44; 8.60)	0.39	-0.87	0.34	0.13
Amp. of hip medial rot. (°) ^b	3.07 (3.11)	4.34 (2.29)	2.44 (0.65; 4.76)	3.68 (2.79; 6.79)	0.11	65.00	0.32	0.12
Durat. of rearfoot-shank eve. (%) ^b	31.61 (5.60)	33.90 (4.61)	33.27 (25.23; 35.96)	33.94 (29.29; 38.82)	0.34	156.0	0.20	0.08
Durat. of knee abd. (%) ^b	56.19 (16.39)	51.55 (19.14)	61.00 (60.23; 61.00)	61.00 (48.76; 61.00)	0.96	83.00	0.02	0.05
Durat. of knee medial rot. (%) ^b	46.01 (12.62)	49.15 (9.30)	52.62 (38.15; 53.27)	51.98 (49.23; 53.88)	0.84	80.50	0.05	0.05
Durat. of hip add. (%) ^a	17.58 (2.57)	16.95 (2.74)	16.87 (15.85; 19.26)	16.97 (15.69; 18.90)	0.56	0.60	0.23	0.09
Durat. of hip medial rot. (%) ^a	22.13 (14.06)	27.95 (12.60)	21.03 (9.96; 34.16)	32.35 (14.99; 36.86)	0.28	-1.11	0.44	0.19
Peak of ankle inv. mom. (Nm/Kg) ^a	0.21 (0.08)	0.29 (0.08)	0.20 (0.15; 0.26)	0.32 (0.24; 0.35)	0.01*	-2.89	1.13	0.79
1° peak of knee abd. mom. (Nm/Kg) ^a	-0.33 (0.09)	-0.32 (0.08)	-0.31 (-0.38; -0.25)	-0.33 (-0.39; -0.26)	0.74	-0.34	0.13	0.06
2° peak of knee abd. mom. (Nm/Kg) ^a	-0.33 (0.11)	-0.26 (0.09)	-0.31 (-0.42; -0.25)	-0.25 (-0.32; -0.18)	0.08	-1.85	0.73	0.43
Peak of knee lat. rot. mom. (Nm/Kg) ^a	-0.14 (0.04)	-0.13 (0.02)	-0.13 (-0.17; -0.10)	-0.13 (-0.14; -0.11)	0.37	-0.92	0.36	0.14
Peak of hip abd. mom. (Nm/Kg) ^a	-0.89 (0.12)	-0.88 (0.15)	-0.93 (-0.99; -0.77)	-0.89 (-0.99; -0.73)	0.86	-0.17	0.07	0.05
Peak of hip lat. rot. mom. (Nm/kg) ^a	-0.23 (0.12)	-0.27 (0.09)	-0.19 (-0.35; -0.14)	-0.27 (-0.33; -0.20)	0.41	0.84	0.33	0.13

^a = Independent test-t; ^b = Mann-Whitney test; SD = standard deviation; t = statistic for Independent t-test; U = statistic for Mann-Whitney; d = Cohen's effect size; r = effect size for Mann-Whitney; * = significant effect; amp. = amplitude; FP = frontal plane; eve. = eversion; inv. = inversion; abd. = abduction; add. = adduction; rot. = rotation; lat. = lateral. Negative values of angles and moments indicate eversion, abduction or lateral rotation, and positive values indicate inversion, adduction or medial rotation.

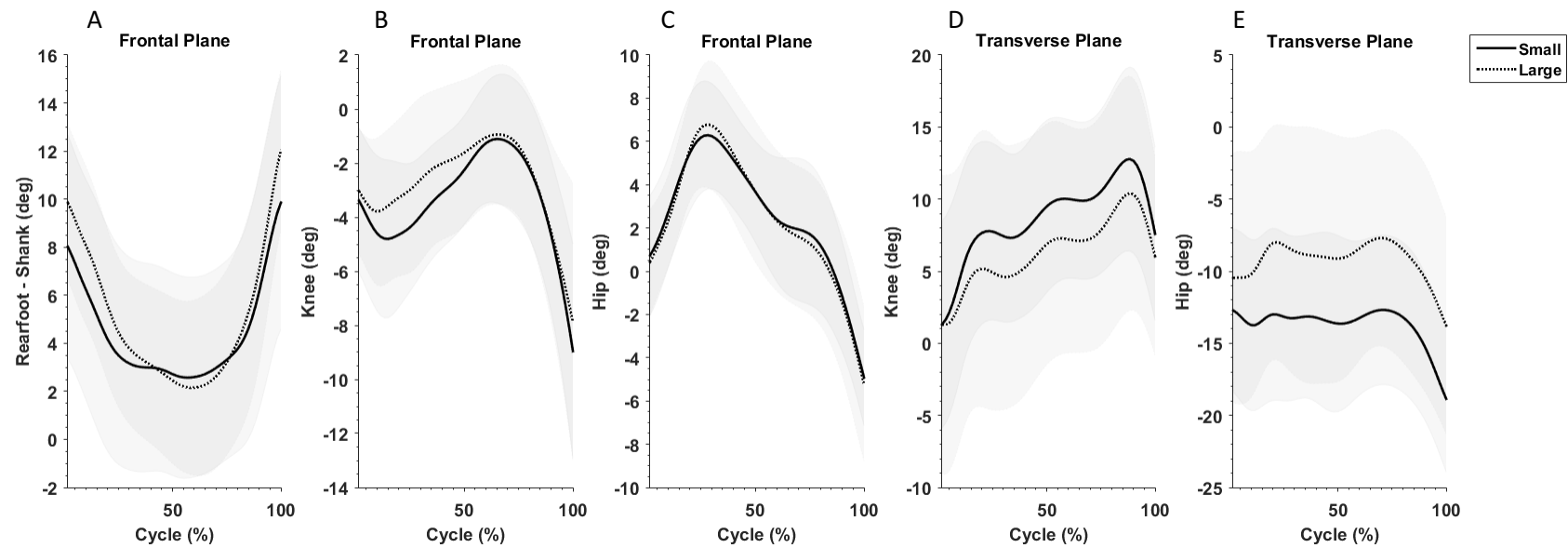


Figure 3: Mean curves of all participants per group for the following angles: (A) rearfoot-shank in the frontal plane; (b) knee in the frontal plane; (c) hip in the frontal plane; (d) knee in the transverse plane; and (e) hip in the transverse plane. Negative values of angles indicate eversion, abduction or lateral rotation, and positive values indicate inversion, adduction or medial rotation.

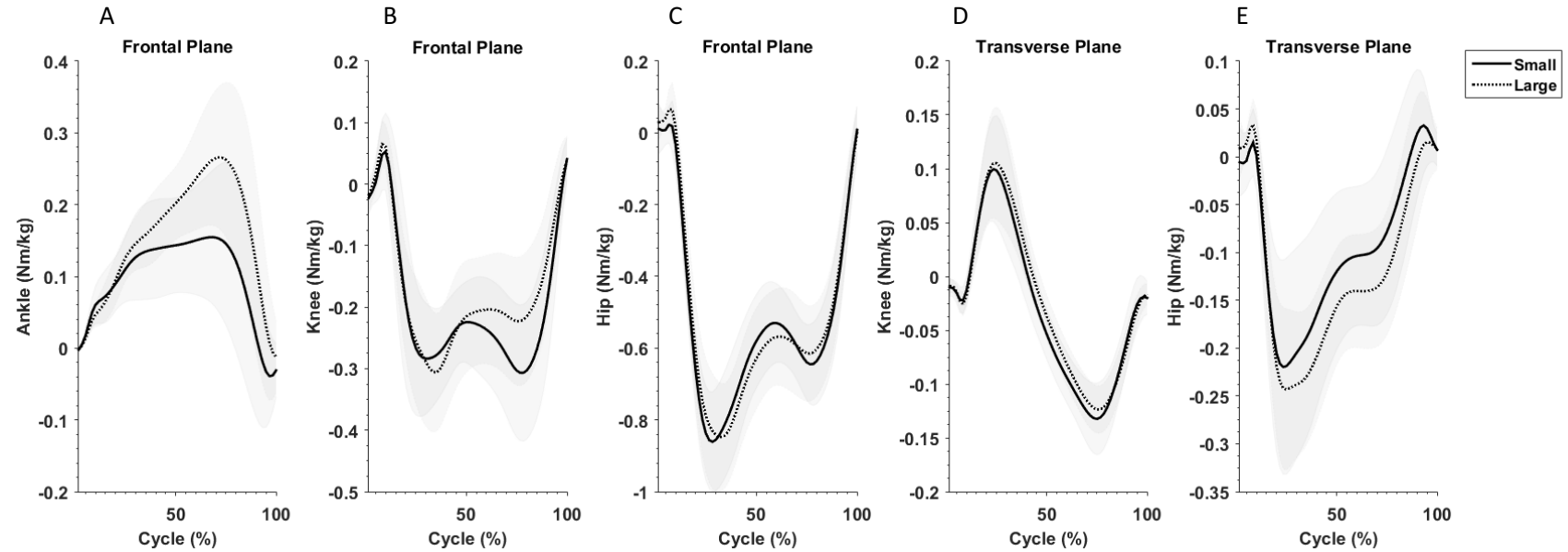


Figure 4: Mean curves of all participants per group for the following internal moments: (A) ankle in the frontal plane; (b) knee in the frontal plane; (c) hip in the frontal plane; (d) knee in the transverse plane; and (e) hip in the transverse plane. Negative values of moments indicate eversion, abduction or lateral rotation, and positive values indicate inversion, adduction or medial rotation.

DISCUSSION

The goal of this study was to investigate the effect of different magnitudes of varus alignment of the foot-ankle complex (small *versus* large) on the kinematics and kinetics of the foot, ankle, knee and hip in the frontal and transverse planes during the stance phase of walking. As expected, results showed that the large-varus group had greater values of forefoot inversion angle at initial contact, increased range of rearfoot-shank eversion and higher peak of ankle inversion moment compared to the small-varus group. However, contrary to our hypotheses, no significant differences between the groups were observed for amplitudes and moments of the knee and hip joints in the frontal and transverse planes. The durations of rearfoot-shank eversion, knee abduction and medial rotation, hip adduction and medial rotation were also not different between groups, which was contrary to our hypotheses. Therefore, the large-varus group had the expected influences at the foot-ankle complex, but no influence on the knee and hip during the stance phase of walking, when compared to the small varus group.

The groups with small and large-varus were established according to percentiles analysis. The small-varus group consisted of participants presenting values of foot-ankle complex alignment between 4.64° to 17.32°, whereas the large-varus group presented values ranging from 19.23° to 26.36°. A previous study (Mendonça *et al.*, 2013) provided normative values of this measure obtained from 200 athletes (400 lower limbs), and the mean $\pm$ SD alignment angle was 13.90° $\pm$ 9.88°. Another study (Gross *et al.*, 2007) conducted with 385 older adults found that the mean $\pm$ SD alignment angle was 9.90° $\pm$ 9.9°. Moreover, Gross *et al.* (2007) suggested that the

extreme values of varus alignment ($>20^\circ$) had an impact on hip injury. Thus, the alignment value of the small-varus group of the present study is close to the mean value found in large sample population studies, whereas the value of the large-varus group is similar to those that can lead to hip injury.

This study indicated that individuals with greater values of varus alignment of the foot-ankle complex had greater values of forefoot inversion angle at initial contact. This result corroborates those of Monaghan *et al.* (2013) and Monaghan *et al.* (2014), who reported that clinical forefoot angle predicted forefoot landing angle during walking and running, respectively. The present study also demonstrated that the large-varus group had also increased amplitude of rearfoot-shank eversion during the stance phase of walking. These findings are consistent with those reported by Souza *et al.* (2014) and Villarroya-Aparicio *et al.* (2015). However, contrary to our findings, Monaghan *et al.* (2013) found that individuals with large varus did not have increased rearfoot eversion. One possible explanation for this result is the difference in values of foot-ankle complex alignment between the studies. Monaghan *et al.* (2013) established as inclusion criteria a foot-ankle complex alignment above 15° , and compared two groups with the following values of varus alignment: $18.5 \pm 2.6^\circ$ and $28.9 \pm 2.9^\circ$. The present study did not establish this inclusion criteria, and compared two groups with the following values of varus alignment: $11.54 \pm 4.37^\circ$ and $22.46^\circ \pm 4.56^\circ$. A recent study (Jarvis *et al.*, 2017) also did not find any association between rearfoot varus alignment and foot kinematic during walking. However, this last study measured only rearfoot alignment according to Root's method (Root *et al.*, 1971), in which the alignment angle measured is between rearfoot bisection and bisection of the shank distal third with the subtalar joint in neutral

position. Differently, the angle measured in the present study combines shank, rearfoot, forefoot alignments and foot mobility. Hence, the present study showed that greater magnitude of foot-ankle complex varus alignment led to greater inversion at initial contact and greater foot pronation during the stance phase of walking. The increased foot pronation during weight bearing activities supports the theoretical background of ground reaction force acting more laterally on the foot, which increases the external eversion moment. Moreover, the increase in foot pronation may be explained by the greater magnitude of eversion necessary to allow foot medial border contact the ground.

No difference in duration of rearfoot-shank eversion was found in the present study, a result that is not supported by our hypotheses. This effect has already been evidenced during running (Monaghan *et al.*, 2014), but not during walking (Monaghan *et al.*, 2013). Perhaps differences in the duration of rearfoot-shank eversion is more pronounced in activities of greater loads, as greater torques are applied on the musculoskeletal system. Consequently, during running, subjects with large varus alignment may be exposed to larger external ankle eversion moment, leading to a stronger effect on duration of rearfoot-shank eversion. It should be highlighted that time-related variables demonstrated greater variability between trials, which might have hindered our ability to find statistical significance.

The present study showed that the large-varus group present a greater peak of ankle inversion moment compared with the small-varus group. Again, large-varus group may be subjected to a more laterally applied ground reaction force, which might increase the external eversion moment. Consequentially, the inversion internal moment may have to increase to compensate the large external eversion moment. The tibialis anterior and tibialis posterior muscles serve to decelerate ankle eversion in the early

stance (Hunt *et al.*, 2001; Maharaj *et al.*, 2016), and thus we can speculate that these muscles may be some of the structures capable of increasing ankle inversion internal moment. However, the internal moment calculated through inverse dynamics represents the net moment produced by various structures of musculoskeletal system (Robertson *et al.*, 2014), and it is not possible to deduce which structures are responsible for the increased moment observed. Hsu *et al.* (2014) found that orthoses with medial forefoot and rearfoot posting (i.e. designed to correct greater varus alignment) increased ankle inversion moment. Orthoses, in theory, should simulate a foot with small varus, since its aim was to correct its effect. On the other hand, Resende *et al.* (2015) investigated the ankle moment in individuals wearing pronation inducing sandals and found that increased foot pronation was accompanied by greater ankle inversion internal moment, which is consistent with our findings (i.e. the group with greater rearfoot-shank eversion was the one with greater ankle inversion moment).

Divergent from our hypothesis, the kinematics and kinetics of the knee and hip during the stance phase of walking were not different between the groups with large and small varus alignments. Other studies (Hsu *et al.*, 2014; Resende *et al.*, 2015; Telfer *et al.*, 2013) that induced increases or reductions of foot pronation during walking were able to identify effects on these joints. In these studies, the statistical analysis involved paired comparisons, and the same participants were compared before and after the intervention. The paired analysis is usually statistically more powerful than independent analysis because between-subjects variability is larger than the within-subject variability (Field, 2009). When comparing different subjects, it seems that each subject compensates for excessive foot pronation differently at their proximal lower limb joints. Despite evidence that forefoot varus is related to knee and hip injuries (Gross *et al.*,

2007; Lufler *et al.*, 2016; Lun *et al.*, 2004), the present study did not demonstrate effects in the knee and hip joints between groups, which is in accordance with Alonso-Vázquez *et al.* (2009). However, a marginal effect ($p = 0.08$) was observed in the present study for second peak of knee abduction and, perhaps, a larger sample size (31 participants per group) could have evidenced this difference between groups.

One of the exclusion criteria of the present study was having a large toe out gait, since previous researches (Rosenbaum, 2013; Wright *et al.*, 1964) showed that individuals with greater toe out had excessive pronation regardless of the forefoot varus. An additional analysis was done in the present study without excluding these participants and different results were observed. The comparison of the entire sample size (i.e. without excluding participants with large toe out) showed no differences between the groups with large and small varus. Therefore, this result indicates that the presence of increased toe out angle is a confounding factor when establishing the relationship of foot pronation and varus alignment.

Some limitations of the present study must be recognized. The small number of subjects per group ($n=13$) was enough to detect only differences of large effect size between the groups. Some variables (i.e. amplitude of knee medial rotation and second peak of knee abduction moment) showed moderate effect size and moderate statistical power. Statistical differences between the groups could be found in these variables if the statistical power increases by means of increasing the sample size. In addition, we evaluated walking biomechanics in a treadmill, which may be different from overground walking. Finally, the extent of the findings is limited to healthy subjects. Future studies should evaluate the effect of large magnitudes of foot-ankle complex varus alignment among patients with injuries.

The results of this study indicated that individuals with large magnitudes of foot-ankle complex varus alignment show increased forefoot inversion at initial contact, increased rearfoot-shank eversion and greater ankle inversion moment during walking. Therefore, the contribution of foot-ankle complex varus alignment to foot pronation was clearly established. When evaluating and treating excessive foot pronation, foot-ankle complex alignment should be considered as a potential cause of this movement dysfunction. However, the observed effect seems to be restricted to the foot mechanics, as no difference between groups was observed in kinematic and kinetic variables of the knee and hip joints during walking.

Conflict of Interest Statement

None.

Acknowledgments

The authors gratefully acknowledge the financial support offered by the Brazilian government agencies CNPq (Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico), FAPEMIG (Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais) and CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior).

References

Alonso-Vázquez A, Villarroya MA, Franco MA, Asín J, Calvo B. Kinematic assessment of paediatric forefoot varus. *Gait Posture* 2009;29:214–9. doi:10.1016/j.gaitpost.2008.08.009.

Barwick A, Smith J, Chuter V. The relationship between foot motion and lumbopelvic-hip function: A review of the literature. *Foot* 2012;22:224–31. doi:10.1016/j.foot.2012.03.006.

Bittencourt NFN, Ocarino JM, Mendonça LDM, Hewett TE, Fonseca ST. Foot and Hip Contributions to High Frontal Plane Knee Projection Angle in Athletes: A Classification and Regression Tree Approach. *J Orthop Sports Phys Ther* 2012;42:996–1005. doi:10.2519/jospt.2012.4041.

Bruening DA, Cooney KM, Buczek FL. Analysis of a kinetic multi-segment foot model. Part I: Model repeatability and kinematic validity. *Gait Posture* 2012;35:529–34. doi:10.1016/j.gaitpost.2011.10.363.

Buchanan KR, Davis I. The relationship between forefoot, midfoot, and rearfoot static alignment in pain-free individuals. *J Orthop Sports Phys Ther* 2005;35:559–66. doi:10.2519/jospt.2005.1541.

C-Motion Visual3D Documentation. Tutorial: Foot and Ankle Angles 2015. http://www.c-motion.com/v3dwiki/index.php?title=Tutorial:_Foot_and_Ankle_Angles.

Cornwall MW, McPoil TG, Fishco WD, Hunt L, Lane C, O'Donnell D. The relationship between forefoot alignment and rearfoot motion during walking. *Australas J Podiatr Med* 2004;38:35–40.

Donatelli R. Abnormal biomechanics of the foot and ankle. *J Orthop Sports Phys Ther* 1987;9:11–6.

Donatelli R, Wooden M, Ekedahl SR, Wilkes JS, Cooper J, Bush a J. Relationship between static and dynamic foot postures in professional baseball players. *J Orthop Sports Phys Ther* 1999;29:316–325–330. doi:10.2519/jospt.1999.29.6.316.

Field A. *Discovering Statistics using SPSS*. 3rd ed. London, England: SAGE Publications Ltd; 2009.

Gross KD, Niu J, Yu QZ, Felson DT, McLennan C, Hannan MT, *et al*. Varus foot alignment and hip conditions in older adults. *Arthritis Rheum* 2007;56:2993–8. doi:10.1002/art.22850.

Hamill J, Bates BT, Knutzen KM, Kirkpatrick GM. Relationship between selected static and dynamic lower extremity measures. *Clin Biomech* 1989;4:217–25. doi:10.1016/0268-0033(89)90006-5.

Hanavan EP. A Mathematical Model of the human body. *Aerosp Med Rsearch Lab* 1964:1–149.

Hsu WH, Lewis CL, Monaghan GM, Saltzman E, Hamill J, Holt KG. Orthoses posted in both the forefoot and rearfoot reduce moments and angular impulses on lower extremity joints during walking. *J Biomech* 2014;47:2618–25. doi:10.1016/j.jbiomech.2014.05.021.

Hunt AE, Smith RM, Torode M. Extrinsic muscle activity, foot motion and ankle joint moments during the stance phase of walking. *Foot Ankle Int / Am Orthop Foot Ankle Soc [and] Swiss Foot Ankle Soc* 2001;22:31–41. doi:10.1177/107110070102200105.

Jarvis HL, Nester CJ, Bowden PD, Jones RK. Challenging the foundations of the clinical model of foot function: further evidence that the Root model assessments fail to appropriately classify foot function 2017;1–11. doi:10.1186/s13047-017-0189-2.

Khamis S, Yizhar Z. Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position. *Gait Posture* 2007;25:127–34. doi:10.1016/j.gaitpost.2006.02.005.

Leardini a., Benedetti MG, Berti L, Bettinelli D, Nativio R, Giannini S. Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. *Gait Posture* 2007;25:453–62. doi:10.1016/j.gaitpost.2006.05.017.

Lufner RS, Stefanik JJ, Niu J, Sawyer FK, Hoagland TM, Gross KD. The Association of Forefoot Varus Deformity with Patellofemoral Cartilage Damage in Older Adult Cadavers. *Anat Rec* 2016;1–23. doi:10.1002/ar.23524.

Lugade V, Kaufman K. Center of pressure trajectory during gait: A comparison of four foot positions. *Gait Posture* 2014;40:719–22. doi:10.1016/j.gaitpost.2014.07.001.

Lun V, Meeuwisse WH, Stergiou P, Stefanyshyn D. Relation between running injury and static lower limb alignment in recreational runners. *Br J Sports Med* 2004;38:576–80. doi:10.1136/bjsm.2003.005488.

Maharaj JN, Cresswell AG, Lichtwark GA. The mechanical function of the tibialis posterior muscle and its tendon during locomotion. *J Biomech* 2016;49:3238–43. doi:10.1016/j.jbiomech.2016.08.006.

Manal K, McClay I, Stanhope S, Richards J, Galinat B. Comparison of surface mounted markers and attachment methods in estimating tibial rotations during walking: An in vivo study. *Gait Posture* 2000;11:38–45. doi:10.1016/S0966-6362(99)00042-9.

McPoil TG, Cornwall MW. The relationship between static lower extremity measurements and rearfoot motion during walking. *J Orthop Sports Phys Ther* 1996;24:309–14. doi:10.2519/jospt.1996.24.5.309.

Mendonça LDM, Bittencourt NFN, Amaral GM, Diniz LS, Souza TR, Fonseca ST da. A Quick and Reliable Procedure for Assessing Foot Alignment in Athletes. *J Am Podiatr Med Assoc* 2013;103:405–10. doi:10.7547/1030405.

Michaud TC. *Foot Orthoses and Other Forms of Conservative Foot Care*. Baltimore: Williams & Wilkins; 1993.

Monaghan GM, Lewis CL, Hsu WH, Saltzman E, Hamill J, Holt KG. Forefoot angle determines duration and amplitude of pronation during walking. *Gait Posture* 2013;38:8–13. doi:10.1016/j.gaitpost.2012.10.003.

Monaghan GM, Hsu W-H, Lewis CL, Saltzman E, Hamill J, Holt KG. Forefoot angle at initial contact determines the amplitude of forefoot and rearfoot eversion during running. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2014;29:936–42. doi:10.1016/j.clinbiomech.2014.06.011.

Resende RA, Deluzio KJ, Kirkwood RN, Hassan EA, Fonseca ST. Increased unilateral foot pronation affects lower limbs and pelvic biomechanics during walking. *Gait Posture* 2015;41:395–401. doi:10.1016/j.gaitpost.2014.10.025.

Robertson DGE, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey SN. *Research Methods in Biomechanics*. 2nd ed. Champaign, IL: Human Kinetics; 2014.

Root ML, Orien WP, Weed JH, R.J. H. *Biomechanical Examination of the Foot*. Los Angeles, USA: Clinical Biomechanics Corporation; 1971.

Rosenbaum D. Foot loading patterns can be changed by deliberately walking with in-toeing or out-toeing gait modifications. *Gait Posture* 2013;38:1067–9. doi:10.1016/j.gaitpost.2013.04.001.

Rothbart BA, K. H, Liley P, Yerratt MK. Resolving Low Back Pain - The Foot Connection. *Am J Pain Manag* 1995;5:84–90.

Schache AG, Baker R, Lamoreux LW. Influence of thigh cluster configuration on the estimation of hip axial rotation. *Gait Posture* 2008;27:60–9. doi:10.1016/j.gaitpost.2007.01.002.

Silva RS, Ferreira ALG, Serrao F V, Veronese LM, Serrão F V. Forefoot varus predicts subtalar hyperpronation in young people. *J Am Podiatr Med Assoc* 2014;104:594–600. doi:10.7547/8750-7315-104.6.594.

Silva RS, Maciel CD, Serrão F V. The effects of forefoot varus on hip and knee kinematics during single-leg squat. *Man Ther* 2015;20:79–83. doi:10.1016/j.math.2014.07.001.

Simic M, Wrigley TV, Hinman RS, Hunt M a., Bennell KL. Altering foot progression angle in people with medial knee osteoarthritis: the effects of varying toe-in and toe-out angles are mediated by pain and malalignment. *Osteoarthr Cartil* 2013;21:1272–80. doi:10.1016/j.joca.2013.06.001.

Souza TR, Pinto RZ, Trede RG, Kirkwood RN, Fonseca ST. Temporal couplings between rearfoot-shank complex and hip joint during walking. *Clin Biomech* 2010;25:745–8. doi:10.1016/j.clinbiomech.2010.04.012.

Souza TR, Mancini MC, Araújo VL, Carvalhais VOC, Ocarino JM, Silva PL, *et al*. Clinical measures of hip and foot–ankle mechanics as predictors of rearfoot motion and posture. *Man Ther* 2014;19:379–85. doi:10.1016/j.math.2013.10.003.

Tateuchi H, Wada O, Ichihashi N. Effects of calcaneal eversion on three-dimensional kinematics of the hip, pelvis and thorax in unilateral weight bearing. *Hum Mov Sci* 2011;30:566–73. doi:10.1016/j.humov.2010.11.011.

Telfer S, Abbott M, Steultjens MPM, Woodburn J. Dose-response effects of customised foot orthoses on lower limb kinematics and kinetics in pronated foot type. *J Biomech* 2013;46:1489–95. doi:10.1016/j.jbiomech.2013.03.036.

Tiberio D. Pathomechanics of structural foot deformities. *Phys Ther* 1988;68:1840–9.

Villarroya-Aparicio A, Franco-Sierra MÁ, García-Muñoz I, Marcén-Román Y, Alonso-Vázquez A, Rodríguez-Blanco C. Impact of forefoot varus on standing and gait kinematics in children. *Int J Osteopath Med* 2015;18:171–80. doi:10.1016/j.ijosm.2014.11.002.

Wright DG, Desai SM, Henderson WH. Action of the Subtalar and Ankle-Joint Complex During the Stance Phase of Walking. *J Bone Joint Surg Am* 1964;46:361–82.

Wu G, Siegler S, Allard P, Kirtley C, Leardini A, Rosenbaum D, *et al.* ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *J Biomech* 2002;35:543–8.

6 ARTIGO 2

Effects of a foot orthosis inspired by the concept of a twisted osteoligamentous plate on the kinematics of foot-ankle complex during walking: a proof of concept

Vanessa L. Araújo¹, Thales R. Souza¹, Fabricio A. Magalhães¹, Thiago R. T. Santos¹, Kenneth G. Holt², Sergio T. Fonseca^{*1}

¹ Department of Physical Therapy, School of Physical Education, Physical Therapy and Occupational Therapy, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, MG, Brazil

² Department of Physical Therapy and Athletic Training, College of Health and Rehabilitation Sciences: Sargent College, Boston University, Boston, MA, USA

*Author to whom written correspondence should be mailed:

Graduate Program in Rehabilitation Science, Department of Physical Therapy, Universidade Federal de Minas Gerais, Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 Campus Pampulha, CEP 31270-901, Belo Horizonte, MG, Brazil

First author contact info:

Phone: +55 31 3409 4783, Fax: +55 31 3409 4781, Email: laraujo.vanessa@gmail.com

Keywords: kinematics, foot-ankle complex, orthoses, twisted osteoligamentous plate, walking

Abstract

The foot acting as a twisted osteoligamentous plate has been suggested as one of the mechanisms that control pronation and facilitate supination during walking. This mechanism could be tested by building an orthosis that mimics the action of this plate. The aim of this study was to investigate the effect of an orthosis inspired by the concept of a foot's twisted osteoligamentous plate on the kinematics of foot-ankle complex. Thirty-five subjects underwent a kinematic assessment of the foot-ankle complex during walking using three different orthoses: (1) Spring orthosis: inspired by the concept of a twisted osteoligamentous plate shape and constructed with a stiff and elastic material (carbon fiber); (2) Flat orthosis: control orthosis made of a non-elastic material with a non-inclined surface; and (3) Rigid orthosis: control orthosis made of a non-elastic material, with the same shape of the Spring orthosis. Repeated measures analyses of variance demonstrated that the Spring orthosis reduced the duration and magnitude of rearfoot eversion ($p \leq 0.03$), increased rearfoot inversion relative to shank ($p < 0.01$), increased forefoot eversion relative to rearfoot ($p < 0.01$), and increased peak of plantar flexion of forefoot relative to rearfoot during the propulsive phase ($p = 0.01$) compared to Flat orthosis. The effects of the Spring orthosis were different from the Rigid orthosis, demonstrating that, alongside shape, material properties were a determinant factor for the obtained results. The findings of this study help clarify the role of a mechanism similar to a twisted osteoligamentous plate on controlling foot pronation and facilitating its supination during the stance phase of walking.

1. Introduction

The foot structure can be described as a twisted osteoligamentous plate (Fig. 1A) (Flanagan, 2013; Leardini *et al.*, 2014; Sarrafian, 1987). The anterior part of this plate corresponds to the metatarsal heads, which are horizontally oriented, and the posterior part of this plate corresponds to the calcaneus, which is vertically oriented. This twisted plate determines the shape of the longitudinal and transverse arches of the foot (Sarrafian, 1987). In this view, many soft tissues are responsible for maintaining this twisted plate and establishing its stiffness, such as fascia, ligaments and muscles (Flanagan, 2013).

During the midstance phase of walking (i.e. phase in which the metatarsal heads are rested and stabilized on the ground), weight bearing tends to untwist the plate, which corresponds to the occurrence of foot pronation. This motion can be visualized as rearfoot eversion and longitudinal arch flattening (i.e. movement of dorsiflexion of forefoot relative to rearfoot) (Fig. 1B) (Flanagan, 2013; Sarrafian, 1987). As rearfoot everts and forefoot dorsiflexes relative to rearfoot, the foot soft tissues elongate and store elastic energy (Ker *et al.*, 1987). The deformation-related increased tension at these tissues may help decelerating foot pronation. During the propulsive phase of walking, when weight bearing is transferred from rearfoot to forefoot after heel rise, the same tissue tension inverts the rearfoot and returns the foot longitudinal arch to its original shape (i.e. plantar flexion of forefoot relative to rearfoot) (Flanagan, 2013; Sarrafian, 1987). Therefore, we suggested that one of the mechanisms that control foot pronation and facilitate its supination is the torsional spring behavior of the twisted plate resisting both rearfoot eversion and longitudinal arch flattening (Souza *et al.*, 2014b). The “foot spring” would be able to store energy during its deformation into pronation

and, then, return to its original length by means of elastic energy release (Riddick and Kuo, 2016; Willwacher *et al.*, 2013), which facilitates foot supination (i.e. rearfoot inversion and forefoot plantar flexion in relation to rearfoot). Foot supination convert the foot into a rigid lever, which is necessary to carry out effective propulsion during push-off phase of walking (Blackwood *et al.*, 2005).

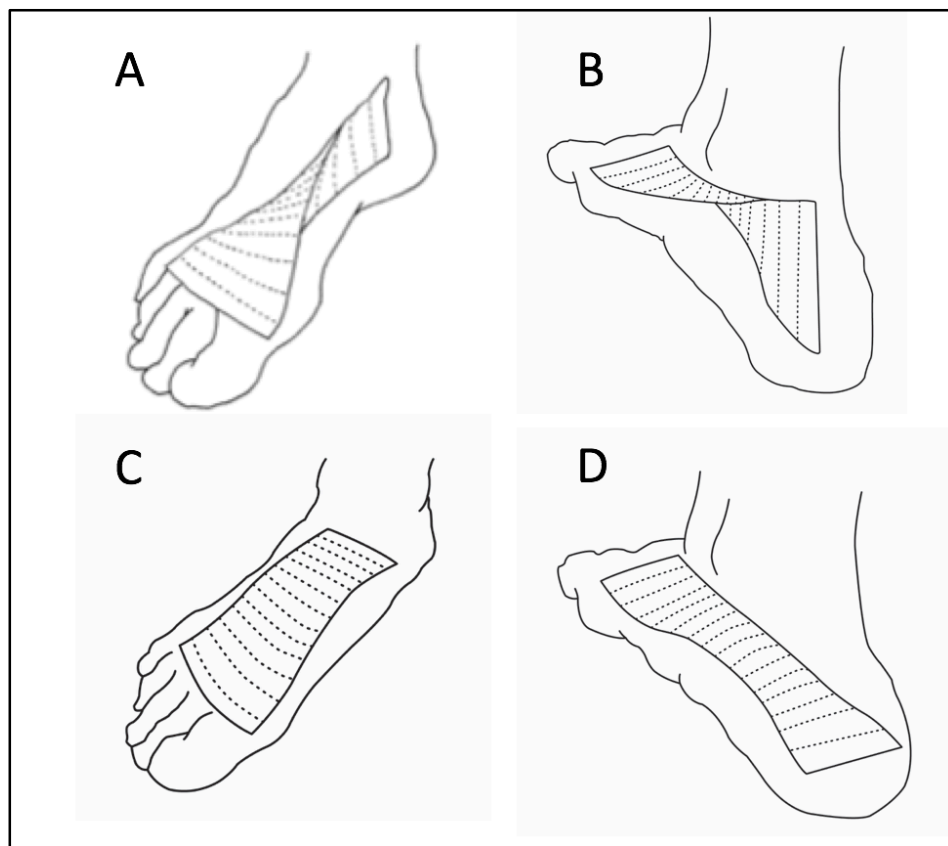


Figure 1 – The concept of a twisted foot osteoligamentous plate, in which the anterior part represents the metatarsal heads and the posterior part represents the calcaneus. (A) and (B): foot in the neutral position of pronation/supination with the osteoligamentous plate twisted (i.e. posterior part of the plate is vertical). (C) and (D): pronated foot in closed kinematic chain with the osteoligamentous plate untwisted (i.e. posterior part of the plate is less vertical).

Despite the existence of a theoretical framework for the role of the foot's twisted osteoligamentous plate on foot pronation and supination, empirical evidence supporting this role is lacking. One possible way to test this theoretical framework is to investigate the effects of using a foot orthosis that mimics the twisted plate, and verify whether this "added" plate leads to expected kinematic changes. This orthosis should have a shape similar to the osteoligamentous plate and should be made of a rigid, but elastic material, which would allow deformation and return to its original format, to provide energy absorption and the aforementioned return during walking. During walking, this orthosis would generate resistance to rearfoot eversion and longitudinal arch flattening after the forefoot contact the ground, and would facilitate rearfoot inversion and longitudinal arch raising during propulsion phase. In addition, during the phases that the forefoot is not supported on the ground (i.e. loading response phase), this orthosis could increase the eversion and plantar flexion of the forefoot relative to the rearfoot and the inversion of the rearfoot relative to shank, since the foot would tend to follow the twisted shape of the orthosis (i.e. anterior part horizontally oriented and its posterior part more vertically). Thus, the aim of the present proof of concept study is to investigate the effects of an orthosis inspired by the foot's twisted osteoligamentous plate on kinematics of the foot-ankle complex during the stance phase of walking. We hypothesized that the orthosis inspired by the twisted plate would decrease foot pronation and increase supination. Specifically, we expected that this orthosis would: (i) reduce the magnitude and duration of rearfoot eversion relative to shank and forefoot dorsiflexion relative to rearfoot during both the loading response and midstance phases; (ii) increase the magnitude of rearfoot inversion relative to shank and forefoot plantar flexion relative rearfoot during the propulsive phase; and (iii) increase the magnitude of

forefoot eversion relative to rearfoot during the loading response, midstance and propulsive phases.

2. Methods

2.1. Participants

Thirty-five subjects (17 men and 18 women, aged 22.7 ± 3.1 years, body mass of 62.7 ± 10.5 kg, height of 1.68 ± 0.07 m) participated in this study. The eligibility criteria were: (1) to age between 18 and 40 years; (2) having Body Mass Index (BMI) inferior to 30 kg/m^2 ; (3) wearing a shoe size of 7.5", for women, or a shoe size of 8.5", for men, according to United States system; (4) experiencing no pain or injury in the lower limbs or trunk during the week before testing; (5) having no history of orthopedic surgery or fracture in the lower limbs or trunk; (6) being free of neurological or rheumatologic pathologies; and (7) not currently using foot orthoses. The exclusion criteria were: (1) presence of lower limbs or trunk pains; and (2) inability to perform any task of the evaluation. The number of participants was determined based on the effect size achieved in a pilot study with 10 participants ($d_z = 0.5$), a statistical power of 80% and a probability of type I error of 0.05, using G*Power software version 3.1.9.2 (Faul *et al.*, 2007). This work was approved by the institution's Ethics in Research Committee.

2.2. Foot orthoses and shoes

This study used three custom-made foot orthoses (Fig. 2). The orthosis inspired by the foot's twisted osteoligamentous plate (hereafter referred to as Spring orthosis) (Fig. 2A and B) had a shape similar to this plate and was made of a rigid

spring-like material (carbon fiber) that resists deformation and returns to its original shape. The other two orthoses worked as control to the effects of the Spring one. A Flat orthosis had a non-inclined surface to simulate the natural behavior of the foot (Fig. 2C and D), and worked as a control the effect of the shape and material of the Spring one. The last orthosis (hereafter referred to as Rigid orthosis) had its upper surface with the same shape of the Spring one but, with no spring-like behavior (Fig. 2E and F). The Rigid orthosis was then used to control for the effect of only the shape of the upper surface of the Spring orthosis. The orthoses were available for women's shoe size of 7.5" and men's shoe size of 8.5", according to the United States shoe size measurement system. The orthoses were inserted into neutral sneakers (Futsal Topper Dominator III, Topper, São Paulo, Brazil). The sneakers' insole was removed, and an anterior and posterior opening was made in the sneakers to allow direct placement of forefoot and rearfoot clusters (Fig. 3). The sneakers sizes were chosen to correspond with the orthoses sizes. More details of each orthosis are described below.

2.2.1. Spring orthosis

The Spring orthosis had its anterior part flat to keep the metatarsal heads in horizontal, and its posterior part is inclined at 17° , thus providing a still comfortable support for the calcaneus and yet simulating the twisted shape of the foot osteoligamentous plate. The Spring orthosis' torsion torque *versus* torsion angle curve, specifically around its longitudinal axis, is showed in Figure 4, and its stiffness and maximum torque values are presented in Table 3. This orthosis had, initially, its prototype manufactured in a 3D printer (uPrint SE Plus, Stratasys, Eden Prairie, USA). The prototype allowed the construction of a mold, which was used to create the orthosis, with carbon fiber to provide a spring-like behavior. The carbon fiber covered (thickness of

0.2 cm) from posterior part of the calcaneus up to the metatarsal heads, and high-density ethyl vinyl acetate (EVA) (thickness of 0.2 cm) covered the phalanges and the posterior part of calcaneus (Fig. 2A). The carbon fiber did not cover the metatarsophalangeal joints to prevent limiting their dorsiflexion during the propulsive phase of gait. Furthermore, the carbon fiber did not cover the least posterior part of the calcaneus (approximately 1.5 cm) in order to allow comfortable heel contact during walking (i.e. help to cushioning the calcaneus for initial contact) and prevent a large external plantar flexion torque after initial contact. Finally, the surface of the orthosis was superiorly and inferiorly covered with a thin layer (0.2 cm) of low-density EVA to provide comfort. The total thickness of this orthosis was 0.6 cm. As this orthosis had a twisted shape and its posterior part was inclined, the distance between its medial posterior part and the ground was of 2.2 cm.

2.2.2. Flat orthosis

This orthosis had a flat surface and was made of high-density EVA (thickness of 0.3 cm) covered with a thin layer (2 mm) of low-density EVA superiorly and inferiorly. The total thickness of this orthosis was 0.7 cm.

2.2.3 Rigid orthosis

The Rigid orthosis was posted medially in the rearfoot using high-density EVA covered superiorly and inferiorly with a thin layer (2 mm) of low-density EVA. The amount of posting produced the same inclination and shape of the Spring orthosis (i.e. 17°). However, the Rigid orthosis' upper surface could not undergo torsion as opposed to the Spring orthosis. The total thickness of the Rigid orthosis was 0.7 cm in the anterior and lateral parts, whereas the posterior medial part had 2.2 cm thickness.

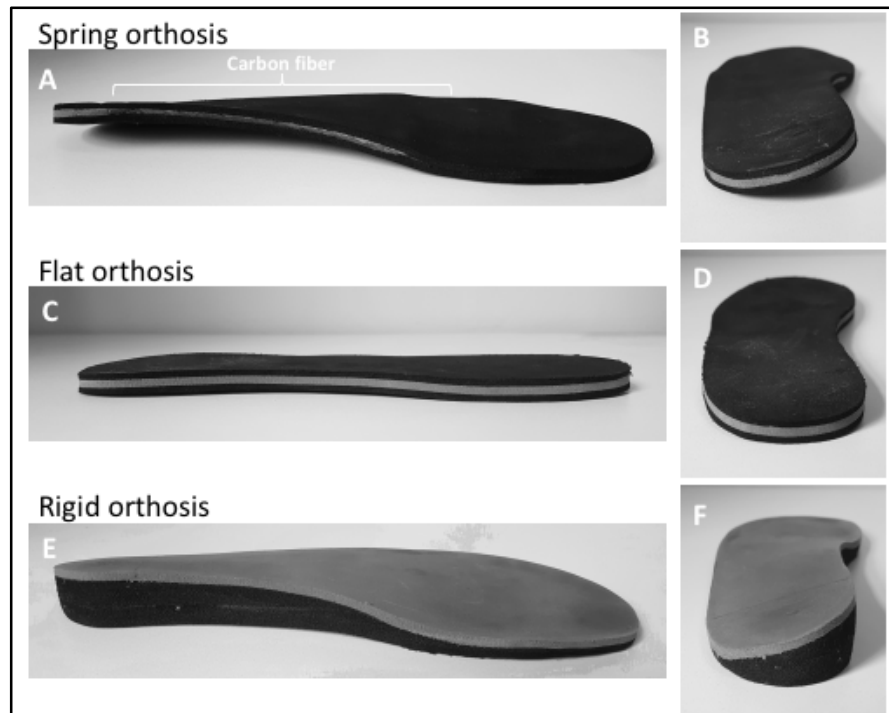


Figure 2: Foot orthoses: (A) and (B) Medial and posterior views of the Spring orthosis; (C) and (D) Medial and posterior views of the Flat orthosis; (E) and (F) Medial and posterior views of the Rigid orthosis.

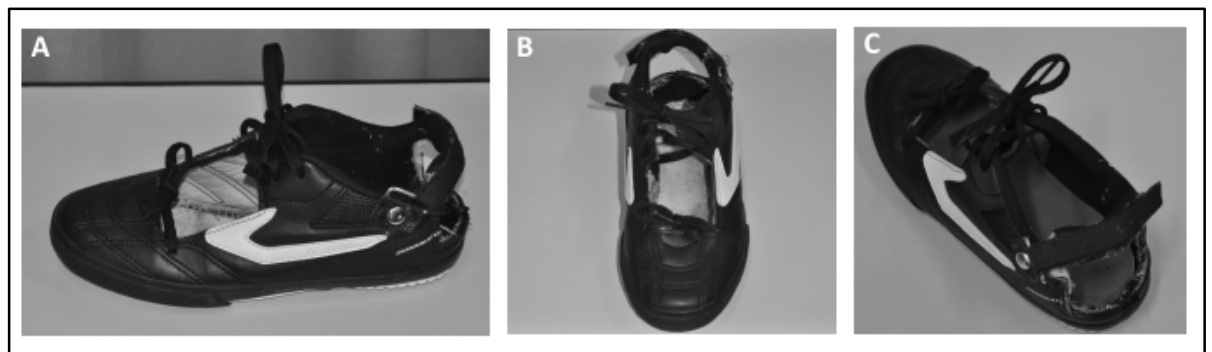


Figure 3: Lateral, superior and posterior views of the adapted sneaker with anterior and posterior custom made opening.

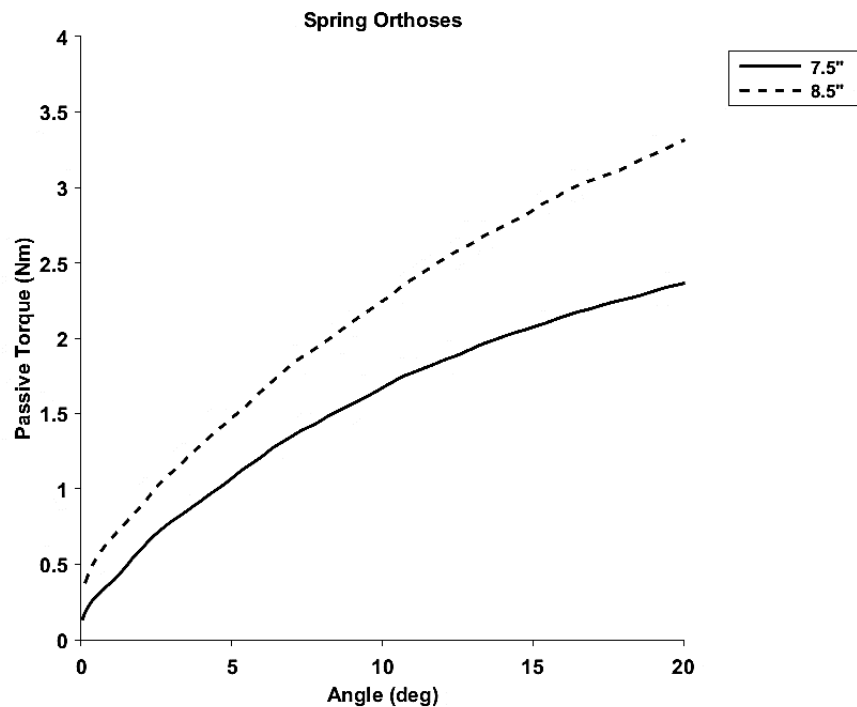


Figure 4: Torque-angle curve of the Spring orthoses. The slope of each curve represents the passive stiffness, which is lightly higher for the larger orthosis than for the smaller one. This might be due to its more amount of resisting material to deformation when applied a same force at a same range of motion.

2.3. Procedures

After signing the written informed consent, volunteers had their body mass and height measured. An opto-electronic system with eight infrared cameras (ProReflex, Qualisys AB, Gothenburg, Sweden) was used to collect the kinematic data at 120 Hz. To determine gait events, kinetic data were acquired by two inline force plates 2-mm apart (AMTI OR6-7-1000, Watertown, USA) at 1200 Hz. Passive reflexive markers of 8 mm were attached to the participant's left foot and shank as shown in Figure 5. Firstly, a static trial of five seconds was carried out with the participant in the relaxed standing position. Then, the anatomical markers were removed, and three additional static trials of five seconds in the standing position were conducted with the subtalar joint positioned in neutral by an experienced examiner (Houck *et al.*, 2008). The Intraclass Correlation

Coefficient ($ICC_{3,3}$) for the subtalar joint placement in neutral was 0.93 for the relative angle between rearfoot and shank in the frontal plane, which represents an excellent intra-examiner reliability (Fleiss, 1986). The following steps were repeated once for each orthosis conditions. First, the participants put on the sneakers with one of the three conditions: (a) Spring orthosis, (b) Flat orthosis, or (c) Rigid orthosis. The order of these conditions was randomized for each volunteer. Furthermore, additional markers were placed over the right shoe on the fifth metatarsal head and over the sacrum (between the posterior superior iliac spines) to determine gait events and calculate gait speed (Fig. 5).

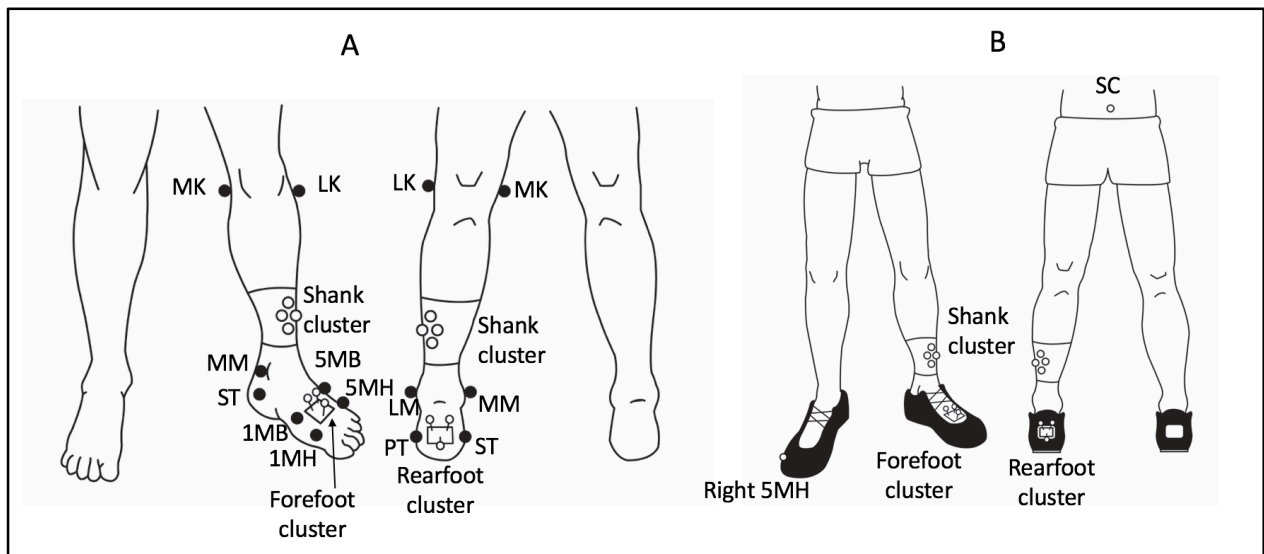


Figure 5: (A) Markers and clusters used to collect kinematic data of the foot-ankle complex during static trial of five seconds with the participant in the relaxed standing position. (B) Markers and clusters used to collect kinematic data of the foot-ankle complex during walking trials. Anatomical markers are displayed in black, whereas tracking markers are displayed in white. MK = medial epicondyles of the femur; LK = lateral epicondyles of the femur; MM = medial malleoli; LM = lateral malleoli; 1MB = first metatarsal base; 1MH = first metatarsal head; 5MB = fifth metatarsal base; 5MH = fifth metatarsal head; PT = peroneal tuberosity; ST = sustentaculum tali; SC = sacrum marker placed between posterior superior iliac spine

The participant walked 5 minutes at self-selected speed to familiarize with each foot orthosis and sneakers. To evaluate the motion of the foot-ankle complex and determine gait events, the participant walked on an 8m wooden walkway containing the force plates. In order to increase the chance of correct foot positioning (i.e. the entire left foot over the force plates) participants were instructed to walk naturally from an adjustable starting point. The correct foot positioning was verified by two digital video cameras located on both lateral and anterior sides of the walkway. Subjects walked at their self-selected speed, until six valid trials were obtained for each condition. A valid trial was considered when: (1) the system captured all markers; and (2) the volunteers' left foot landed fully on force plate and right foot did not touch the force plate to correctly determine gait events. Subsequently, as soon as the valid trials were obtained for each condition, the participants filled a comfort visual analog scale (VAS). The comfort VAS was represented by a horizontal line measuring 10 cm with the terms "not comfortable at all" and "most comfort imaginable" in each extremity (Mills *et al.*, 2010). Moreover, to verify if the Spring orthosis kept its characteristics throughout the study, the slope of its posterior part and its stiffness and maximum passive torque, during the movement of untwisting the orthosis, were measured during the beginning, middle and end of data collection.

2.4. Data processing and reduction

The kinematic and kinetic data were processed using the Visual 3D™ v5 (C-motion Inc., Germantown, USA) software. The forefoot, rearfoot and shank kinematic model (Souza *et al.*, 2014a) were implemented. Markers trajectories and ground reaction forces were filtered using low-pass Butterworth with a cut-off frequency of 6 Hz

and 10 Hz, respectively. The relative angles between forefoot and shank as well as between rearfoot and shank were calculated using the following Cardan sequence: medio-lateral axis, antero-posterior axis and longitudinal axis. The neutral positions (0°) for all angles were defined as the mean joint position of three static trials in standing position with the subtalar joint in neutral position. Initial contact and toe-off of the left foot were determined using vertical ground reaction force. Right foot's toe-off was determined based on the anterior-posterior displacement of the fifth metatarsal head marker relative to sacral marker (Zeni *et al.*, 2008). The valley (minimum value) of this curve was considered the toe-off (Zeni *et al.*, 2008). Left foot's heel rise was determined based on vertical velocity of the heel marker (most inferior marker of the rearfoot cluster), using a threshold of 100 mm/s (Ghoussayni *et al.*, 2004).

A MATLAB® routine (version 8.5.0.197613) was written to extract the variables used in the data analysis. All variables were measured for each stride, and the average across all measured strides in each condition was used for analysis. The variables chosen to be analyzed were the following: (1) mean rearfoot-shank angle in the frontal plane—foot pronation and supination indexing; (2) mean forefoot-rearfoot angle in the frontal plane—amount of twist of the osteoligamentous plate indexing; and (3) mean forefoot-rearfoot angle in the sagittal plane—longitudinal arch flattening and raising indexing (Wilken *et al.*, 2011). These mean angles values were calculated during loading response (between left initial contact and right toe-off), midstance (between right toe-off and left heel rise) and propulsive (between left heel rise and left toe-off) phases. Moreover, rearfoot-shank eversion peak, time elapsed until rearfoot-shank eversion peak and rearfoot-shank inversion peak during propulsive phase were calculated. Finally, forefoot-rearfoot dorsiflexion peak, time elapsed until forefoot-rearfoot

dorsiflexion peak and forefoot-rearfoot plantar flexion peak were also calculated during the propulsive phase.

The control variables used were gait speed, orthosis comfort and Spring orthosis characteristics (inclination, maximum torque and stiffness). Gait speed (m/s) was calculated as the antero-posterior distance covered by the sacrum marker during the stance phase (between left initial contact and left toe-off) divided by the time spent. The volunteers' comfort for each orthosis was measured as the length (cm) in the VAS. The Spring orthosis inclination was directly measured with a digital inclinometer - Mini Digital Protactor (Cyntrex, Rio de Janeiro, Brazil). The maximum torque of the Spring orthosis was calculated as the maximum torque achieved during the orthosis untwisting movement, and the stiffness as the slope of the torque-angle curve during the orthosis untwisting movement.

2.5. Statistical analysis

Repeated measures analyses of variance (ANOVA) were conducted to verify if the study's dependent and control variables changed among the three conditions. For all variables tested, when main effects were significant, the following pre-planned contrasts were conducted to test the specific study's hypothesis (a) Spring *versus* Flat orthoses, and (b) Spring *versus* Rigid orthoses. The probability of type I error was set at 0.05 for all analyses.

3. Results

Mean and standard deviation of the dependent variables as well as the results of the ANOVA are presented in Table 1. Mean curves of rearfoot-shank and forefoot-rearfoot motion are plotted in Figure 06.

There was a significant main effect of the foot orthoses on all variables related to rearfoot-shank in the frontal plane. Contrasts showed that the Spring orthosis condition reduced eversion peak, increased inversion peak and decreased mean eversion angles of rearfoot-shank during all walking phases compared to the Flat orthosis condition. On the other hand, when compared to Rigid orthosis condition, the Spring orthosis condition presented greater eversion peak angle, reduced inversion peak and mean greater eversion angles in all the walking phases. Moreover, Spring orthosis condition decreased time to reach eversion peak in comparison with both Flat and Rigid orthoses conditions.

Regarding the forefoot-rearfoot in the frontal plane, there was a significant main effect of the foot orthoses on all variables. Contrasts demonstrated that the Spring orthosis condition increased mean eversion angle during all walking phases compared to the Flat orthosis condition. In addition, the Spring orthosis condition had reduced eversion angles during all walking phases compared to the Rigid orthosis condition.

In relation to the forefoot-rearfoot in the sagittal plane, no significant main effect was observed for mean angles during the loading response phase. However, there was a significant main effect of the foot orthoses on the following variables during the midstance and propulsive phases: dorsiflexion and plantar flexion peaks; time to achieve dorsiflexion peak; and mean angle. Contrasts showed that Spring orthosis condition was not different from Flat orthosis condition for dorsiflexion peak, time to

dorsiflexion peak and mean angle during midstance and propulsive phase. However, contrasts demonstrated that the Spring orthosis reduced dorsiflexion peak, time to achieve dorsiflexion peak and mean dorsiflexion angle during midstance and propulsive phases when compared to the Rigid orthosis condition. Finally, Spring orthosis condition showed greater plantar flexion peak during the propulsive phase than both Flat and Rigid orthoses conditions.

Regarding the control variables, means and standard deviations for gait speed and orthoses comfort and the results of the ANOVA are presented in Table 2. The ANOVA did not show significant effect for gait speed, suggesting that self-selected speed did not change across conditions. Furthermore, ANOVA revealed significant main effect for orthoses comfort. The contrasts demonstrated no difference between Flat and Spring orthoses, and Spring orthosis was more comfortable than Rigid orthosis. The Spring orthosis characteristics did not present large variation during the study. The values of orthosis inclination, maximum torque and stiffness, measured in the beginning, midpoint and end of data collection, are shown in Table 3.

Table 1: Descriptive and inferential statistics of the dependent variables measured during walking trials in the three test conditions: (a) Spring orthosis, (b) Flat orthosis, and (c) Rigid orthosis.

Variables		Mean (SD)			ANOVA			Contrasts				
		Spring	Flat	Rigid	p	F	η^2p	Spring X Flat		Spring X Rigid		
								p	d _z	p	d _z	
Frontal plane	Rearfoot-shank	Loading resp. phase (°)	-4.23 (3.63)	-4.77 (3.52)	-0.12 (3.47)	<0.01*	109.98	0.76	0.03*	0.38	<0.01*	1.80
		Midstance phase (°)	-6.78 (3.43)	-7.71 (3.59)	-1.94 (3.60)	<0.01*	216.83	0.86	<0.01*	0.58	<0.01*	2.98
		Propulsive phase (°)	-2.82 (4.00)	-4.24 (3.98)	-0.22 (4.08)	<0.01*	87.39	0.72	<0.01*	0.72	<0.01*	1.57
		EV peak (°)	-8.48 (3.70)	-9.44 (3.77)	-4.02 (3.88)	<0.01*	202.94	0.86	<0.01*	0.63	<0.01*	2.82
		Time to EV peak (%)	44.33 (15.17)	49.17 (14.71)	58.03 (19.49)	<0.01*	9.43	0.22	0.01*	0.47	<0.01*	0.60
		INV peak (°)	1.72 (4.28)	0.34 (4.67)	3.32 (4.38)	<0.01*	39.28	0.54	<0.01*	0.67	<0.01*	0.87
	Forefoot-rearfoot	Loading resp. phase (°)	-1.86 (3.51)	1.10 (3.58)	-3.46 (3.01)	<0.01*	181.07	0.84	<0.01*	0.52	<0.01*	0.91
		Midstance phase (°)	-3.06 (2.99)	-1.24 (2.97)	-5.77 (2.84)	<0.01*	134.76	0.80	<0.01*	1.26	<0.01*	1.67
		Propulsive phase (°)	-3.89 (3.12)	-2.01 (3.25)	-5.74 (3.18)	<0.01*	96.83	0.74	<0.01*	1.26	<0.01*	1.08
Sagittal plane	Forefoot-rearfoot	Loading resp. phase (°)	1.14 (2.32)	1.69 (2.72)	1.79 (3.19)	0.16	1.97	0.06	--	---	---	---
		Midstance phase (°)	3.65 (2.28)	3.99 (3.04)	5.10 (3.15)	<0.01*	10.15	0.23	0.25	0.20	<0.01*	0.67
		Propulsive phase (°)	0.23 (2.79)	0.46 (3.30)	1.96 (3.51)	<0.01*	17.17	0.34	0.46	0.12	<0.01*	0.92
		DF peak (°)	5.24 (2.53)	5.51 (3.02)	6.66 (3.38)	<0.01*	8.97	0.21	0.40	0.15	<0.01*	0.64
		Time to DF peak (%)	46.83(16.53)	42.99(16.42)	55.20(14.53)	<0.01*	16.40	0.33	0.09	0.30	<0.01*	0.71
		PF peak (°)	-7.34 (3.56)	-6.24 (3.67)	-5.11 (4.18)	<0.01*	15.81	0.32	0.01*	0.50	<0.01*	0.89

SD = standard deviation; resp: response; EV = eversion; INV = inversion; DF = dorsiflexion; PF = plantar flexion; η^2p = partial eta squared; d_z = Cohen's effect size for paired sample; * = significant effect.

Negative values of angles indicate eversion or plantar flexion, and positive values indicate inversion or dorsiflexion.

The angles during loading response phase, midstance and propulsive phase were calculated as the mean angle of each phase. The INV and PF peaks were extracted as the peaks of the angle curves during the propulsive phase.

Table 2: Descriptive and inferential statistics for gait speed and orthoses comfort measured during walking trials in the three test conditions: (a) Spring orthosis, (b) Flat orthosis, and (c) Rigid orthosis.

Variables	Mean (SD)			ANOVA			Contrasts			
	Spring	Flat	Rigid	p	F	η^2p	Spring X Flat		Spring X Rigid	
							p	d _z	p	d _z
Gait speed (m/s)	1.26 (0.13)	1.25 (0.15)	1.26 (0.15)	0.86	0.16	0.01	---	---	---	---
Orthoses comfort (cm)	6.97 (1.92)	7.08 (1.67)	3.51 (1.90)	<0.01*	60.28	0.64	0.71	0.06	<0.01*	1.42

SD = standard deviation; * = significant effect.

For orthoses comfort, the greater is the value, better is the comfort.

Table 3: Descriptive statistics of Spring orthosis characteristics.

	Orthosis women's size 7.5"			Orthosis men's size 8.5"		
	Measure 1	Measure 2	Measure 3	Measure 1	Measure 2	Measure 3
Inclination (°)	17.00	17.50	16.20	16.40	17.00	16.60
Passive torque peak (Nm)	2.37	2.51	3.02	3.31	3.47	3.87
Passive stiffness (Nm/°)	0.11	0.12	0.14	0.15	0.17	0.17

Measure 1 = in the beginning of data collection. Measure 2 = in the middle of data collection. Measure 3 = in the end of data collection.

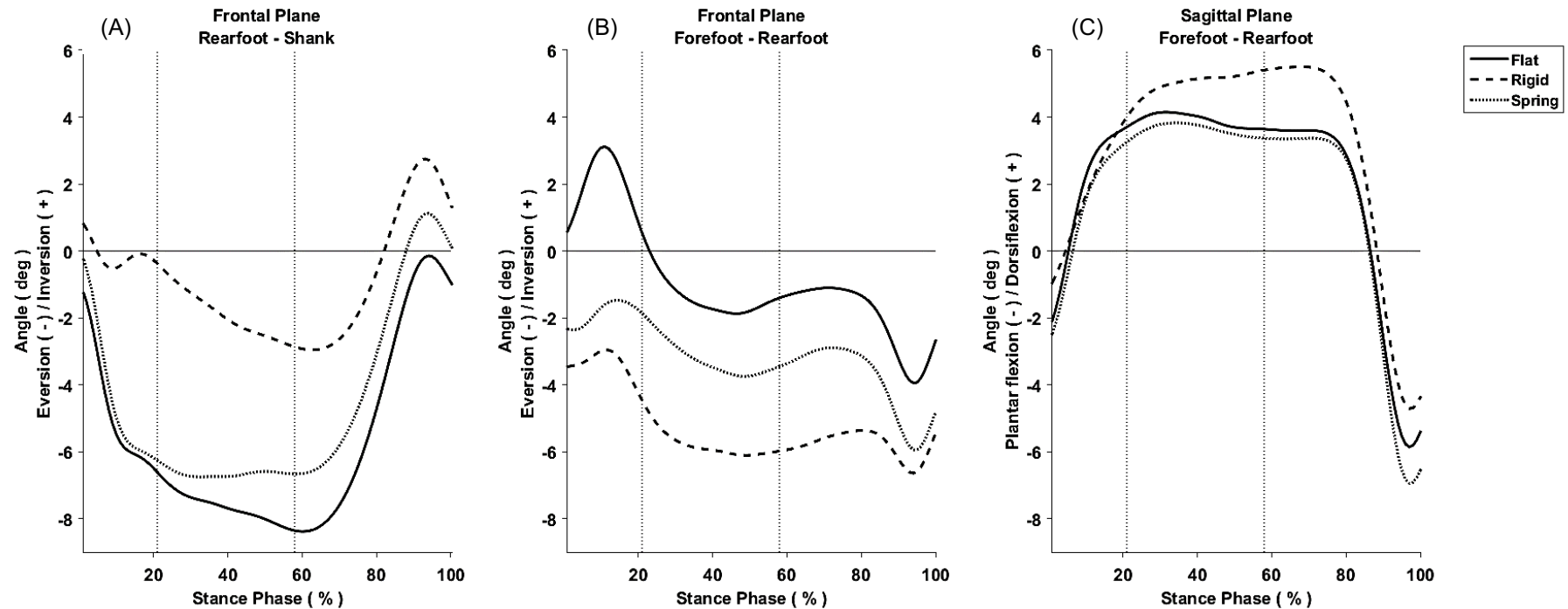


Figure 6: Curves of the mean values of all subjects for each condition for rearfoot-shank in the frontal plane (A), forefoot-rearfoot in the frontal plane (B), and forefoot-rearfoot in the sagittal plane (C) during stance phase of gait. Vertical lines are for right foot's toe-off and left foot's heel rise, and divide the stance phase into three sub phases: loading response phase (0 to $\pm 20\%$), midstance ($\pm 20\%$ to $\pm 60\%$) and propulsive phase ($\pm 60\%$ to 100%).

4. Discussion

The findings of the present study support the hypothesis that the foot's osteoligamentous plate inspired orthosis (i.e. Spring orthosis) reduced the duration and magnitude of rearfoot eversion and facilitated rearfoot inversion relative to shank during the stance phase of walking compared to the Flat orthosis. The Spring orthosis, as expected, also increased forefoot eversion relative to rearfoot during the entire stance, and increased peak of plantar flexion of forefoot relative to rearfoot during the propulsive phase in comparison with the Flat orthosis. These findings suggest that the Spring orthosis kept the osteoligamentous plate more twisted during stance, and raised the longitudinal arch during propulsion. Moreover, the effects of Spring orthosis were different from the Rigid orthosis, demonstrating that the orthosis shape was not the only determinant for the observed effects. This fact indicates that the orthosis' material also contributed for the findings. Therefore, these results reinforce the hypotheses that the twisted osteoligamentous plate with torsional spring behavior can be an important mechanism for controlling foot pronation and facilitating foot supination during walking.

The results of this study corroborate those of Sarrafian (1987), who stated that the foot behaves as a twisted plate, according to the counter motion of the rearfoot and forefoot. The outcomes of the present study also reinforce the idea that the torsional torque generated by midfoot joints and its tissues (i.e. tissues connecting rearfoot to forefoot) can contribute to foot pronation and supination during weight bearing activities. Therefore, it seems that midfoot stiffness, and resulting mobility, can play an important role in normal foot motion during walking, as suggested by Hunt *et al.* (2001) and Souza *et al.* (2014b).

The observed effects of the orthosis inspired by the concept of a foot's twisted osteoligamentous plate (i.e. Spring orthosis) was different from the Rigid orthosis for almost all variables, except for forefoot-rearfoot in the sagittal plane during loading response phase. Considering the rearfoot-shank in the frontal plane, the Rigid orthosis decreased eversion in comparison to the Spring orthosis for the eversion peak during loading response and midstance phases. During loading response phase, the mean rearfoot-shank eversion for the Rigid orthosis was extremely limited (0.12°), indicating that this orthosis blocked eversion. On the other hand, the Spring orthosis, which is built from a deformable material, allowed rearfoot eversion to occur. Consequently, the mean rearfoot-shank eversion during loading response phase was 4.23° , which represents a desirable effect, as foot pronation is necessary to allow energy absorption (Leardini *et al.*, 2014; McPoil and Knecht, 1985). Eventhough the Spring orthosis reduced rearfoot eversion when compared to the Flat orthosis condition, it did not hamper, considering the values rearfoot-shank range of motion in the frontal plane reported in the literature (10.5°) (Rankine *et al.*, 2008), which is similar to the value found at this study for Spring condition (10.2°). Examining forefoot-rearfoot in the sagittal plane, the Spring orthosis, compared to Rigid orthosis, decreased forefoot-rearfoot dorsiflexion during the entire stance (i.e. decreased arch flattening). It seems that the Rigid orthosis locked the rearfoot into plantar flexion, leading to arch flattening. During the propulsive phase, the Spring orthosis increased forefoot-rearfoot plantar flexion peak compared to Rigid orthosis, suggesting the importance of a spring behavior to allow the desirable and hypothesized effect of raising the arch during propulsion. In addition, the Spring orthosis decreased duration of rearfoot-shank eversion (i.e. time to achieve rearfoot-shank eversion peak) compared to Rigid orthosis. It seems that the Spring orthosis

acted to store and return mechanical energy, anticipating foot supination. This important effect was not produced by the Rigid orthosis, and indicates that the combination of the osteoligamentous plate shape with its material properties (stiffness provided by the soft tissues) are essential to produce the desired foot behavior during walking. It should be noted that the Rigid orthosis did not intend to mimic any foot orthosis proposed in the literature, as it has a large amount of medial wedge than the ones usually used. The aim of this orthosis was only to serve as a control for the Spring orthosis.

The effect size analyses of the pairwise comparison between Spring and Flat orthoses revealed that the magnitude of the effects were greater at propulsive phase ($d_z = 0.72$), followed by midstance ($d_z = 0.58$) and loading response phase ($d_z = 0.38$). During the beginning of loading response phase, the metatarsal heads does not contact the ground and are not properly stabilized and, thus, the orthosis are not in proper position to generate resistance moment to rearfoot eversion and longitudinal arch flattening. The effect at this phase may be explained mainly by the forefoot and rearfoot following the twisted shape of the orthosis. During midstance, however, the effect produced by the Spring orthosis increased, as the forefoot rested on the ground, allowing the full functioning of the spring. During the propulsive phase, the observed effect size was even greater than that of the midstance, since weight bearing is partially removed from rearfoot, allowing the orthosis to increase rearfoot inversion by means of elastic energy return. Therefore, the greater effect magnitude of the Spring orthosis was related to foot supination facilitation after heel rise, when the weight bearing is partially removed from the rearfoot.

Contrary to our hypotheses, the Spring orthosis did not reduce the duration and magnitude of forefoot dorsiflexion relative to forefoot during the stance

phase of walking in comparison to the Flat orthosis. This finding may be explained by the heel elevation produced by the Spring orthosis, which may have increased rearfoot plantar flexion and, as a consequence, increased forefoot-rearfoot dorsiflexion. This effect of increasing forefoot-rearfoot dorsiflexion may counterbalance the possible increase in forefoot-rearfoot plantar flexion caused by an increase in forefoot plantar flexion. It is possible that a stiffer Spring orthosis might be necessary to produce greater effects in forefoot-rearfoot behavior in the sagittal plane.

Examining the control variables, the gait speed was not different among conditions. As the amount of foot pronation and supination is influenced by gait speed (Hornestam *et al.*, 2016), it was important to make sure that differences found were due to the foot orthoses effects. Moreover, the Spring orthosis comfort was not different from that reported for the Flat orthosis. It suggests that the orthosis architecture produced in carbon fiber did not promote any additional discomfort. On the other hand, although the Spring and Rigid orthosis had similar shapes, the latter orthosis was found to be quite uncomfortable, when compared to the other orthosis. This difference probably exists because the Rigid orthosis hampered foot pronation and even caused supination at initial foot contact, which is not desired during walking. This discomfort could be a confounding factor when analyzing the effect of the Rigid orthosis, as it may have caused the participants to modify their motion pattern and/or increase muscle contraction. It should be highlighted that the comfort was only measured after using the orthosis for a short period (around 10 minutes). Different results could have been achieved if the participants used the orthoses for longer periods. Finally, the Spring orthoses characteristics did not change meaningfully throughout the study (maximum variation of 1.3° in inclination,

0.65 Nm in torque peak and 0.03 Nm/° in stiffness), which ensured its correct functioning for all participants.

Despite the consistency in the responses, an analysis of individual results of all dependent variables revealed a relatively large variability in the magnitude of these responses. When the difference between Flat and Spring orthoses at peak of rearfoot-shank eversion was analyzed, we observed seven subjects with no or opposite effect than the expected, i.e., no change or an increase in rearfoot-shank eversion when using the Spring orthosis. In contrast, the other 28 participants demonstrated the expected effect, i.e., reduction in eversion peak with Spring orthosis. As there are a lot of factors contributing to foot pronation and supination, future investigations should verify factors that may influence the effect of Spring orthosis on kinematics during walking, such as body weight and hip and foot alignment and mobility. For example, the Spring orthosis may not have decreased rearfoot eversion during midstance in individuals with high body mass, as the Spring orthosis may be completely deformed (i.e. untwisted). The present study was designed as a proof of concept about the acute influence of an orthosis inspired by the foot's twisted plate on foot kinematics during walking. Before using this Spring orthosis in clinical practice, additional studies are required to compare this orthosis with others currently used to modify foot motion. In addition, it would be necessary to investigate which individuals would benefit or not from this orthosis, as well as the effect of the chronic use of this type of foot orthosis.

The present study has some limitations. Firstly, the electromyographic activity of both foot's intrinsic and extrinsic muscles was not recorded during tests. Muscle contraction could be a confounding factor when investigating whether the effect of the orthosis was purely mechanical. Furthermore, this study did not measure

the effect of Spring orthosis with different stiffness magnitudes. This manipulation may be important to understand the role of the foot's osteoligamentous plate stiffness on foot kinematic during walking. In addition, the effects of the orthoses were tested on neutral sneakers (Futsal Topper Dominator III, Topper, São Paulo, Brazil) that were modified through anterior and posterior openings. The effect of the orthoses may be different if they were inserted in sneakers with different characteristics, such as different midsole stiffness.

The orthosis inspired by the concept of a foot's twisted osteoligamentous plate was able to control foot pronation and facilitate/anticipate supination during walking. The results showed that both shape and spring like behavior are linked to these effects. Therefore, the findings of this study help to understand the function of the twisted osteoligamentous plate on foot motion, and may guide the development of strategies to prevent and treat individuals with dysfunctions related to improper foot motion, such as excessive foot pronation.

Conflict of Interest Statement

None.

Acknowledgments

The authors gratefully acknowledge the financial support offered by the Brazilian government agencies CNPq (Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico), FAPEMIG (Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais) and CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior).

References

- Blackwood, C.B., Yuen, T.J., Sangeorzan, B.J., Ledoux, W.R., 2005. The midtarsal joint locking mechanism. *Foot ankle Int.* 26, 1074–1080.
- Faul, F., Erdfelder, E., Lang, A.G., Buchner, A., 2007. G*Power: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behav. Res. Methods* 39, 175–191.
- Flanagan, S.P., 2013. *Biomechanics: a case-based approach*. Jones & Barlett Learning, Burlington, USA.
- Fleiss, J.L., 1986. Reliability of Measurement. In: Fleiss, J.L. (Ed.), *The Design and Analysis of Clinical Experiments*. John Wiley & Sons, Inc, New York, USA, pp. 32–56.
- Ghoussayni, S., Stevens, C., Durham, S., Ewins, D., 2004. Assessment and validation of a simple automated method for the detection of gait events and intervals. *Gait Posture* 20, 266–272.
- Hornestam, J.F., Souza, T.R., Arantes, P., Ocarino, J., Silva, P.L., 2016. The Effect of Walking Speed on Foot Kinematics is Modified When Increased Pronation is Induced. *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.* 106, 419–426.
- Houck, J.R., Tome, J.M., Nawoczinski, D.A., 2008. Subtalar neutral position as an offset for a kinematic model of the foot during walking. *Gait Posture* 28, 29–37.
- Hunt, A.E., Smith, R.M., Torode, M., Keenan, A.M., 2001. Inter-segment foot motion and ground reaction forces over the stance phase of walking. *Clin. Biomech.* 16, 592–600.
- Ker, R.F., Bennett, M.B., Bibby, S.R., Kester, R.C., Alexander, R.M., 1987. The spring in the arch of the human foot. *Nature* 325, 147–149.
- Leardini, A., O'Connor, J.J., Giannini, S., 2014. Biomechanics of the natural, arthritic, and replaced human ankle joint. *J. Foot Ankle Res.* 7, 8.
- McPoil, T.G., Knecht, H.G., 1985. Biomechanics of the foot in walking: a function approach. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 7, 69–72.

- Mills, K., Blanch, P., Vicenzino, B., 2010. Identifying clinically meaningful tools for measuring comfort perception of footwear. *Med. Sci. Sports Exerc.* 42, 1966–1971.
- Rankine, L., Long, J., Canseco, K., Harris, G.F., 2008. Multisegmental foot modeling: a review. *Crit. Rev. Biomed. Eng.* 36, 127–181.
- Riddick, R.C., Kuo, A.D., 2016. Soft tissues store and return mechanical energy in human running. *J. Biomech.* 49, 436–441.
- Sarrafian, S.K., 1987. Functional characteristics of the foot and plantar aponeurosis under tibiotalar loading. *Foot Ankle* 8, 4–18.
- Souza, T.R., Fonseca, H.L., Vaz, A.C.A., Antero, J.S., Marinho, C.S., Fonseca, S.T., 2014a. Between-Day Reliability of a Cluster-Based Method for Multisegment Kinematic Analysis of the Foot-Ankle Complex. *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.* 104, 601–609.
- Souza, T.R., Mancini, M.C., Araújo, V.L., Carvalhais, V.O.C., Ocarino, J.M., Silva, P.L., Fonseca, S.T., 2014b. Clinical measures of hip and foot–ankle mechanics as predictors of rearfoot motion and posture. *Man. Ther.* 19, 379–385.
- Wilken, J., Rao, S., Saltzman, C., Yack, H.J., 2011. The effect of arch height on kinematic coupling during walking. *Clin. Biomech.* 26, 318–323.
- Willwacher, S., König, M., Potthast, W., Brüggemann, G., 2013. Does Specific Foot Wear Facilitate Energy Storage and Return at the Metatarsophalangeal Joint in Running ? 29, 583–592.
- Zeni, J.A., Richards, J.G., Higginson, J.S., 2008. Two simple methods for determining gait events during treadmill and overground walking using kinematic data. *Gait Posture* 27, 710–714.

7 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A presente tese se propôs a investigar a influência do alinhamento do complexo tornozelo-pé e de uma palmilha que simula a placa osteoligamentar torcida do pé nos movimentos de pronação e supinação durante a marcha. Os resultados demonstraram que ambos fatores foram capazes de modificar o movimento de pronação e supinação do pé durante a fase de apoio da marcha. No estudo 1, foi investigado o fator alinhamento do complexo tornozelo-pé no plano frontal, o qual foi mensurado com o participante em decúbito ventral mantendo ativamente o tornozelo a 0° no plano sagital. Os indivíduos com altos valores de alinhamento em varo nessa medida demonstraram aumento da amplitude de eversão do retropé em relação à perna quando comparados à indivíduos com menores valores de varismo. No entanto, o alinhamento em varo não modificou a duração da eversão do retropé-perna. No estudo 2, foi investigada uma palmilha inspirada no conceito da placa osteoligamentar torcida do pé. A utilização dessa palmilha resultou em uma diminuição da magnitude e duração de eversão do retropé em relação à perna e aumento da magnitude de inversão do retropé em relação à perna.

É interessante destacar que os dois fatores investigados nessa tese (i.e. alinhamento e palmilha inspirada no conceito da placa osteoligamentar do pé) parecem ser associados, e não independentes. Possivelmente, a mensuração do alinhamento do antepé sem descarga de peso é influenciada pela mobilidade/resistência passiva do antepé em relação ao retropé no plano frontal. Nessa perspectiva, o varismo acentuado do complexo tornozelo-pé mensurado neste estudo parece ser influenciado, dentre outros fatores, pela alta mobilidade e/ou baixa resistência de inversão do antepé em relação ao retropé. A palmilha inspirada na placa osteoligamentar torcida do pé, por sua vez, parece gerar efeitos na pronação e supinação também devido à resistência oferecida no plano frontal para movimento do antepé em relação ao retropé. Portanto, a mobilidade/resistência durante o movimento do antepé em relação ao retropé no plano frontal parece contribuir tanto com o alinhamento do pé como com o efeito da palmilha inspirada no conceito da placa osteoligamentar do pé. Ao analisar os resultados dos estudos 1 e 2, podemos especular que o aumento da mobilidade em inversão do antepé em relação ao retropé (i.e. representado pelas condições aumento do alinhamento em

varo e ausência da palmilha inspirada na placa osteoligamentar) resultaria em aumento da pronação do pé durante a fase de apoio da marcha. No entanto, ainda são necessários estudos que quantifiquem isoladamente essa mobilidade/resistência passiva do movimento do antepé em relação ao retropé. Um instrumento está sendo desenvolvido na UFMG para mensurar isoladamente essa propriedade de forma confiável (FREITAS *et al.*, 2016).

Além de examinar o efeito do alinhamento do complexo tornozelo-pé sobre os movimentos do retropé em relação à perna no plano frontal, o estudo 1 investigou o efeito desse alinhamento sobre (1) o ângulo do antepé no contato inicial, (2) a cinética do tornozelo e (3) a cinemática e cinética do joelho e quadril nos planos frontal e transversal. Os resultados demonstraram que o grupo com altos valores de varismo do complexo tornozelo-pé apresentou aumento do ângulo de inversão do antepé no contato inicial e aumento do momento interno máximo inversor do tornozelo quando comparado ao grupo com varismo pequeno. Esses resultados sugerem que aumento do ângulo de inversão do antepé no contato inicial da marcha no grupo com varismo alto fez com que a força de reação de solo ficasse mais lateralmente ao pé, o que aumentaria o momento externo eversor no pé e justificaria o aumento do momento interno inversor do tornozelo observado. Além disso, foi observada ausência de diferença entre os grupos para as variáveis cinemáticas e cinéticas do joelho e quadril. Apesar da dependência entre movimentos das articulações dos membros inferiores durante atividades em cadeia cinemática fechada, o presente estudo não evidenciou efeitos nas articulações proximais ao comparar grupos com valores maiores e menores de varismo do complexo tornozelo-pé. Pode ser que as consequências ou repercussões do aumento do movimento de uma articulação distal da cadeia cinemática nas articulações proximais seja variável em diferentes pessoas. Em outras palavras, pode ser que indivíduos tenham estratégias diferentes para lidar com o aumento da pronação do pé nas articulações do joelho e quadril.

Apesar da teoria sobre a influência do varismo do complexo tornozelo-pé ser antiga (TIBERIO, 1988), as evidências empíricas sobre o impacto do alinhamento nos movimentos de pronação e supinação são conflitantes na literatura. Um dos fatores que precisa ser levado em consideração é a grande variabilidade na forma de mensurar o alinhamento. A medida de alinhamento realizada no presente estudo é uma combinação do alinhamento da perna, retropé e antepé com

mobilidade do mediopé. As medidas tradicionais de alinhamento tentam medir alinhamentos ósseos de segmentos isolados, baseadas em pressupostos teóricos questionáveis das posições articulares neutras (ROOT *et al.*, 1971). Outro fator que pode explicar esses resultados divergentes são os valores de alinhamento da amostra. Isto é, é preciso observar se as amostras avaliadas nos estudos apresentam indivíduos apenas com valores moderados de varismo ou com valores extremos de varismo. Por fim, como os movimentos de pronação e supinação do pé podem ser influenciados não apenas pelo alinhamento do complexo tornozelo-pé, mas também pelo alinhamento, mobilidade e força de outras articulações do membro inferior, a seleção da amostra e o controle de fatores de confusão devem ser levados em consideração ao comparar os resultados contraditórios entre estudos. No presente estudo, por exemplo, indivíduos com valores altos de abdução do pé no contato inicial foram excluídos.

O estudo 2, além de investigar o efeito da palmilha inspirada na placa osteoligamentar do pé sobre os movimentos do retropé em relação à perna no plano frontal, também avaliou o efeito dessa palmilha sobre a cinemática do antepé em relação ao retropé nos planos sagital e frontal. Foi necessário incluir essa variável visto que o conceito da placa do pé envolve a relação entre o antepé e o retropé. A forma torcida da placa osteoligamentar do pé é responsável por manter a flexão plantar do antepé em relação ao retropé (i.e. arco longitudinal medial do pé) e por manter o antepé mais evertido em relação ao retropé. Os resultados do presente estudo demonstraram que a palmilha inspirada na placa osteoligamentar do pé aumentou a eversão do antepé-retropé e aumentou o pico de flexão plantar do antepé-retropé durante a fase de impulsão quando comparado à palmilha plana. Além disso, foi demonstrado que a palmilha inspirada na placa aumentou a flexão plantar do antepé-retropé em relação à palmilha rígida (i.e. palmilha com mesmo formato da placa osteoligamentar, mas com material não deformável). Esse resultado esclarece a importância do material cujas propriedades permitem armazenar e retornar energia, o que gerou o aumento do arco longitudinal do pé durante a impulsão, mensurado por meio do aumento da flexão plantar do antepé-retropé.

O estudo 2 consiste em uma prova de conceito que busca evidências sobre a importância da placa osteoligamentar torcida do pé para os movimentos de pronação e supinação do pé. Não foi objetivo deste estudo realizar um ensaio clínico

sobre uma nova palmilha ou comparar o efeito da palmilha inspirada na placa osteoligamentar com palmilhas atualmente disponíveis no mercado. A ideia do presente estudo foi apenas verificar a direção do efeito desse tipo de palmilha em uma população de indivíduos saudáveis. Para uso clínico desse tipo de palmilha, seriam necessários estudos com populações com disfunções específicas de movimento e/ou patologias do sistema musculoesquelético. Além disso, pesquisas devem ser realizadas para investigar e comparar os efeitos a curto e longo prazo dessa palmilha com outras palmilhas atualmente utilizadas para corrigir a pronação excessiva do pé.

Os resultados dessa tese ajudam a esclarecer o papel do varismo do complexo-tornozelo-pé e de uma palmilha similar à placa osteoligamentar torcida do pé para o controle da pronação e facilitação da supinação durante a fase de apoio da marcha. Esse conhecimento pode ser utilizado na prática clínica para o entendimento de disfunções do movimento de pronação e supinação durante a marcha. Por exemplo, a medida de alinhamento do complexo tornozelo-pé pode ser realizada na prática clínica em pacientes com pronação excessiva do pé para entender se a alteração de movimento observada é causada ou não pelo varismo do complexo tornozelo-pé. Além disso, os achados dessa tese podem ajudar no desenvolvimento de estratégias de prevenção e tratamento de pacientes com pronação excessiva do pé. Esse tratamento poderia envolver, por exemplo, o uso de uma palmilha para uso clínico que use o conceito da placa osteoligamentar do pé ou a realização de exercícios que modifiquem os tecidos que formam a placa osteoligamentar do pé, tornando-a mais torcida e/ou potencializando o efeito em mola de armazenar e retornar energia.

REFERÊNCIAS

ALONSO-VÁZQUEZ, A. *et al.* Kinematic assessment of paediatric forefoot varus. **Gait and Posture**, v. 29, n. 2, p. 214–219, 2009.

ANTUNES, R.; SOUZA, T. R.; ARAÚJO, V. L.; MAGALHAES, F. A.; OLIVEIRA, L. M.; ANDRADE, C. M.; TEIXEIRA, S. T. **Estimativa do fluxo de energia no retropé no plano frontal gerado pelos momentos internos do tornozelo e do complexo articular do mediopé durante a marcha.** Anais do IV Congresso Brasileiro de Eletromiografia e Cinesiologia. Ribeirão Preto: 2016.

ARNOLD, A S.; KOMATTU, A V; DELP, S. L. Internal rotation gait: a compensatory mechanism to restore abduction capacity decreased by bone deformity. **Developmental medicine and child neurology**, v. 39, p. 40–44, 1997.

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.

BARTON, C. J. *et al.* Foot and ankle characteristics in patellofemoral pain syndrome: a case control and reliability study. **The Journal of orthopaedic and sports physical therapy**, v. 40, n. 5, p. 286–96, 2010.

BARWICK, A.; SMITH, J.; CHUTER, V. The relationship between foot motion and lumbopelvic-hip function: a review of the literature. **Foot**, v. 22, n. 3, p. 224–231, 2012.

BELL, A. L.; BRAND, R. A.; PEDERSEN, D. R. Prediction of hip joint centre location from external landmarks. **Human Movement Science**, v. 8, n. 1, p. 3–16, 1989.

BITTENCOURT, N. F. N. *et al.* Foot and Hip Contributions to High Frontal Plane Knee Projection Angle in Athletes: A Classification and Regression Tree Approach. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 42, n. 12, p. 996–1005, 2012.

BLACKWOOD, C. B. *et al.* The midtarsal joint locking mechanism. **Foot & ankle international**, v. 26, n. 12, p. 1074–1080, 2005.

BRUENING, D. A.; COONEY, K. M.; BUCZEK, F. L. Analysis of a kinetic multi-segment foot model part II: Kinetics and clinical implications. **Gait and Posture**, v.

35, n. 4, p. 535–540, 2012a.

BRUENING, D. A.; COONEY, K. M.; BUCZEK, F. L. Analysis of a kinetic multi-segment foot model. Part I: Model repeatability and kinematic validity. **Gait and Posture**, v. 35, n. 4, p. 529–534, 2012b.

BUCHANAN, K. R.; DAVIS, I. The relationship between forefoot, midfoot, and rearfoot static alignment in pain-free individuals. **The Journal of orthopaedic and sports physical therapy**, v. 35, n. 9, p. 559–566, 2005.

BUTLER, R. J.; CROWELL, H. P.; DAVIS, I. M. Lower extremity stiffness: Implications for performance and injury. **Clinical Biomechanics**, v. 18, n. 6, p. 511–517, 2003.

C-MOTION VISUAL3D DOCUMENTATION. **Tutorial: Foot and Ankle Angles**. Disponível em: http://www.c-motion.com/v3dwiki/index.php?title=Tutorial:_Foot_and_Ankle_Angles.

CAPPOZZO, A. *et al.* Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background. **Gait & posture**, v. 21, n. 2, p. 186–196, 2005.

CHUTER, V. H.; JANSE DE JONGE, X. A. K. Proximal and distal contributions to lower extremity injury: A review of the literature. **Gait & Posture**, v. 36, n. 1, p. 7–15, 2012.

COHEN, J. **Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences**. 2. ed. Hillsdale, New Jersey: Associates, Lawrence Erlbaum, 1988.

CORNWALL, M. W. *et al.* The relationship between forefoot alignment and rearfoot motion during walking. **Australasian Journal of Podiatric Medicine**, v. 38, n. 2, p. 35–40, 2004.

DEMPSTER, W. Space Requirements of the Seated Operator. WADC Technical Report 55-159, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio. **Journal of biomechanical engineering**, 1955.

DONATELLI, R. Abnormal biomechanics of the foot and ankle. **The Journal of orthopaedic and sports physical therapy**, v. 9, n. 1, p. 11–16, 1987.

DONATELLI, R. *et al.* Relationship between static and dynamic foot postures in professional baseball players. **The Journal of orthopaedic and sports physical therapy**, v. 29, n. 6, p. 316-330, 1999.

DOWLING, G. J. *et al.* Dynamic foot function as a risk factor for lower limb overuse injury: a systematic review. **Journal of Foot and Ankle Research**, v. 7, n. 1, p. 1-13, 2014.

EVANS, E. L.; CATANZARITI, A. R. Forefoot supinatus. **Clinics in Podiatric Medicine and Surgery**, v. 31, n. 3, p. 405–413, 2014.

FAUL, F. *et al.* G*Power: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. **Behavior Research Methods**, v. 39, n. 2, p. 175–191, 2007.

FLANAGAN, S. P. **Biomechanics: a case-based approach**. Burlington, USA: Jones & Barlett Learning, 2013.

FLEISS, J. L. Reliability of Measurement. In: FLEISS, J. L. (Ed.). . **The Desing and Analysis of Clinical Experiments**. New York, USA: John Wiley & Sons, Inc, 1986. p. 32–56.

FONSECA, H. L. **Análise dos efeitos de três métodos de correção do alinhamento do pé na cinemática do complexo do pé-tornozelo na marcha**. 60f. Dissertação (Mestrado em Ciências da Reabilitação) - Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Federal de Minas Gerais, 2011.

FONSECA, S. T. *et al.* Intergration of stress and their relation to the kinetic chain.pdf. In: MAGEE, D. J.; ZACHAZEWSKI, J. E.; QUILLEN, W. S. (Eds.). **Scientific foundations and principles of practice in musculoskeletal rehabilitation**. St Louis: Saunders, 2007. p. 476–486.

FREITAS, F. C.; *et al.* Confiabilidade intra- e inter-examinadores das medidas das propriedades passivas do complexo articular do médio-pé no plano frontal. **Anais... SEMANA DO CONHECIMENTO DA UFMG**, 25. Belo Horizonte: 2016

FRITZ, C. O.; MORRIS, P. E.; RICHLER, J. J. Effect size estimates: current use, calculations, and interpretation. **Journal of experimental psychology. General**, v. 141, n. 1, p. 2–18, 2012.

GARBALOSA, J. C. *et al.* The frontal plane relationship of the forefoot to the rearfoot in an asymptomatic population. **The Journal of orthopaedic and sports physical therapy**, v. 20, n. 4, p. 200–206, 1994.

GHOUSSAYNI, S. *et al.* Assessment and validation of a simple automated method for the detection of gait events and intervals. **Gait and Posture**, v. 20, n. 3, p. 266–272, 2004.

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

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

HAMILL, J. *et al.* Relationship between selected static and dynamic lower extremity measures. **Clinical Biomechanics**, v. 4, n. 4, p. 217–225, 1989.

HANAVAN, E. P. A Mathematical Model of the human body. **Aerospace Medical Research Laboratories**, p. 1–149, 1964.

HOUCK, J. R.; TOME, J. M.; NAWOCZENSKI, D. A. Subtalar neutral position as an offset for a kinematic model of the foot during walking. **Gait and Posture**, v. 28, n. 1, p. 29–37, 2008.

HUNT, A. E. *et al.* Inter-segment foot motion and ground reaction forces over the stance phase of walking. **Clinical Biomechanics**, v. 16, n. 7, p. 592–600, 2001.

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

KADABA, M. P. *et al.* Repeatability of Kinematic, Kinetic, and EMG Data in Normal Adult Gait.pdf. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 7, n. 6, p. 849–860, 1989.

KENDALL, J. C.; BIRD, A. R.; AZARI, M. F. Foot posture, leg length discrepancy and low back pain - Their relationship and clinical management using foot orthoses - An overview. **Foot**, v. 24, n. 2, p. 75–80, 2014.

KER, R. F. *et al.* The spring in the arch of the human foot. **Nature**, v. 325, n. 8, p.

147–149, 1987.

KHAMIS, S.; YIZHAR, Z. Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position. **Gait and Posture**, v. 25, n. 1, p. 127–134, 2007.

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. 8, 2014.

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

LEE, S. J.; HIDLER, J. Biomechanics of overground vs. treadmill walking in healthy individuals. **Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 104, n. 3, p. 747–755, 2008.

LIU, J.; LOCKHART, T. E. Comparison of 3D joint moments using local and global inverse dynamics approaches among three different age groups. **Gait & Posture**, v. 23, n. 4, p. 480–485, 2006.

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

LUFLER, R. S. *et al.* The Association of Forefoot Varus Deformity with Patellofemoral Cartilage Damage in Older Adult Cadavers. **The Anatomical Record**, n. 617, p. 1–23, 2016.

LUGADE, V.; KAUFMAN, K. Center of pressure trajectory during gait: A comparison of four foot positions. **Gait and Posture**, v. 40, n. 4, p. 719–722, 2014.

LUN, V. *et al.* Relation between running injury and static lower limb alignment in recreational runners. **British journal of sports medicine**, v. 38, n. 5, p. 576–580, 2004.

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

MCKEON, P. O. *et al.* The foot core system: a new paradigm for understanding

intrinsic foot muscle function. **British journal of sports medicine**, p. 1–9, 2014.

MCPOIL, T. G.; CORNWALL, M. W. The relationship between static lower extremity measurements and rearfoot motion during walking. **The Journal of orthopaedic and sports physical therapy**, v. 24, n. 5, p. 309–314, 1996.

MCPOIL, T. G.; KNECHT, H. G. Biomechanics of the foot in walking: a function approach. **The Journal of orthopaedic and sports physical therapy**, v. 7, n. 2, p. 69–72, 1985.

MENDONCA, L. *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.

MENZ, H. B. *et al.* Reliability of the GAITRite® walkway system for the quantification of temporo-spatial parameters of gait in young and older people. **Gait and Posture**, v. 20, n. 1, p. 20–25, 2004.

MENZ, H. B. *et al.* Foot posture, foot function and low back pain: the Framingham Foot Study. **Rheumatology (Oxford, England)**, v. 52, n. 12, p. 2275–82, 2013.

MICHAUD, T. C. **Foot Orthoses and Other Forms of Conservative Foot Care**. Baltimore: Williams & Wilkins, 1993.

MILLS, K.; BLANCH, P.; VICENZINO, B. Identifying clinically meaningful tools for measuring comfort perception of footwear. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 42, n. 10, p. 1966–1971, 2010.

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

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

MUELLER, M. J.; MALUF, K. S. Tissue adaptation to physical stress: a proposed “Physical Stress Theory” to guide physical therapist practice, education, and research. **Physical therapy**, v. 82, n. 4, p. 383–403, 2002.

MULLIGAN, E. P.; COOK, P. G. Effect of plantar intrinsic muscle training on medial longitudinal arch morphology and dynamic function. **Manual Therapy**, v. 18, n. 5, p. 425–430, 2013.

NEAL, B. S. *et al.* Foot posture as a risk factor for lower limb overuse injury: a systematic review and meta-analysis. **Journal of Foot and Ankle Research**, v. 7, n. 1, p. 1–13, 2014.

NESTER, C. *et al.* Redefining Biomechanics Of The Foot And Ankle. **Podiatry Today**, v. 18, n. 10, 2005.

NESTER, C. J. *et al.* In vitro study of foot kinematics using a dynamic walking cadaver model. **Journal of Biomechanics**, v. 40, n. 9, p. 1927–1937, 2007.

NESTER, C. J. Lessons from dynamic cadaver and invasive bone pin studies: do we know how the foot really moves during gait? **Journal of foot and ankle research**, v. 2, p. 18, 2009.

NORKIN, C. C.; LEVANGIE, P. K. Complexo do tornozelo-pé. In: NORKIN, C. C.; LEVANGIE, P. K. (Eds.). **Articulações estrutura e função**. 2. ed. Rio de Janeiro: Revinter Ltda., 2001. p. 373–411.

O'LEARY, C. B. *et al.* A systematic review: The effects of podiatric deviations on nonspecific chronic low back pain. **Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation**, v. 26, n. 2, p. 117–123, 2013.

PORTNEY, L.G.; WATKINS, M. P. **Foundations of Clinical Research: applications to practice**. 2. ed. Upper Saddle River, NJ: Prentice-Hall, 2009.

POWERS, C. M. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. **The Journal of orthopaedic and sports physical therapy**, v. 33, n. 11, p. 639–646, 2003.

RIDDICK, R. C.; KUO, A. D. Soft tissues store and return mechanical energy in human running. **Journal of Biomechanics**, v. 49, n. 3, p. 436–441, 2016.

ROBERTSON, D. G. E. *et al.* **Research Methods in Biomechanics**. 2. ed. Champaign, IL: Human Kinetics, 2014.

RODRIGUES, P. *et al.* Evaluating runners with and without anterior knee pain using the time to contact the ankle joint complexes' range of motion boundary. **Gait and Posture**, v. 39, n. 1, p. 48–53, 2014.

ROOT, M. L. *et al.* **Biomechanical Examination of the Foot**. Los Angeles, USA: Clinical Biomechanics Corporation, 1971.

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

ROTHBART, B. A. *et al.* Resolving Low Back Pain - The Foot Connection. **American Journal of Pain Management**, v. 5, n. 3, p. 84–90, 1995.

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

SCHACHE, A. G.; BAKER, R.; LAMOREUX, L. W. Influence of thigh cluster configuration on the estimation of hip axial rotation. **Gait and Posture**, v. 27, n. 1, p. 60–69, 2008.

SHULTZ, R.; JENKYN, T. Determining the maximum diameter for holes in the shoe without compromising shoe integrity when using a multi-segment foot model. **Medical Engineering and Physics**, v. 34, n. 1, p. 118–122, 2012.

SILVA, R. S. *et al.* Forefoot varus predicts subtalar hyperpronation in young people. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, v. 104, n. 6, p. 594–600, 2014.

SILVA, R. S.; 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.

SIMIC, M. *et al.* Altering foot progression angle in people with medial knee osteoarthritis: the effects of varying toe-in and toe-out angles are mediated by pain and malalignment. **Osteoarthritis and Cartilage**, v. 21, n. 9, p. 1272–1280, 2013.

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.* Between-Day Reliability of a Cluster-Based Method for Multisegment Kinematic Analysis of the Foot-Ankle Complex. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, v. 104, n. 6, p. 601–609, 2014a.

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, out. 2014b.

STACOFF, A.; REINSCHMIDT, C.; STÜSSI, E. The movement of the heel within a running shoe. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 24, n. 6, p. 695–701, jun. 1992.

TAK-MAN CHEUNG, J.; ZHANG, M.; AN, K. N. Effects of plantar fascia stiffness on the biomechanical responses of the ankle-foot complex. **Clinical Biomechanics**, v. 19, n. 8, p. 839–846, 2004.

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

TIBERIO, D. Pathomechanics of structural foot deformities. **Physical therapy**, v. 68, n. 12, p. 1840–1849, 1988.

TONLEY, J. C. *et al.* Treatment of an individual with piriformis syndrome focusing on hip muscle strengthening and movement reeducation: a case report. **The Journal of orthopaedic and sports physical therapy**, v. 40, n. 2, p. 103–111, 2010.

TUDOR-LOCKE, C.; BASSETT, D. How many steps/day are enough? Preliminary pedometer indices for public health. **Sports Medicine**, v. 34, n. 1, p. 1–8, 2004.

VAN UDEN, C. J. T.; BESSER, M. P. Test-retest reliability of temporal and spatial gait characteristics measured with an instrumented walkway system (GAITRite). **BMC musculoskeletal disorders**, v. 5, n. 1, p. 13, 2004.

VILLARROYA-APARICIO, A. *et al.* Impact of forefoot varus on standing and gait kinematics in children. **International Journal of Osteopathic Medicine**, v. 18, n. 3, p. 171–180, 2015.

WEARING, S. C. *et al.* The pathomechanics of plantar fasciitis. **Sports Medicine**, v. 36, n. 7, p. 585–611, 2006.

WERNER, R. A. *et al.* Risk Factors for Plantar Fasciitis Among Assembly Plant Workers. **PM and R**, v. 2, n. 2, p. 110–116, 2010.

WILKEN, J. *et al.* The effect of arch height on kinematic coupling during walking. **Clinical Biomechanics**, v. 26, n. 3, p. 318–323, 2011.

WILLEMS, T. M. *et al.* A prospective study of gait related risk factors for exercise-related lower leg pain. **Gait and Posture**, v. 23, n. 1, p. 91–98, 2006.

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.

WILLWACHER, S. *et al.* Does Specific Foot Wear Facilitate Energy Storage and Return at the Metatarsophalangeal Joint in Running? **Journal of Applied Biomechanics**, v. 29, p. 583–592, 2013.

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

WRIGHT, D. G.; DESAI, S. M.; HENDERSON, W. H. Action of the Subtalar and Ankle-Joint Complex During the Stance Phase of Walking. **The Journal of bone and joint surgery. American volume**, v. 46, p. 361–382, 1964.

WU, G. *et al.* ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. **Journal of biomechanics**, v. 35, n. 4, p. 543–548, 2002.

ZENI, J. A.; RICHARDS, J. G.; HIGGINSON, J. S. Two simple methods for determining gait events during treadmill and overground walking using kinematic data. **Gait and Posture**, v. 27, n. 4, p. 710–714, 2008.

APÊNDICE 1 – Ficha de identificação dos participantes do Estudo 1

Screening Questions															
Questions: How old are you? Do you currently have any back, hip, knee, ankle, or foot pain or injuries? Have you recently (i.e., within the last two months) had any back, hip, knee, ankle, or foot injuries lasting longer than one week? Have you ever had back, hip, knee, ankle, or foot surgery? Do you currently use custom-made shoe inserts (i.e., orthotics)?										Answers:					
Screening via:															
Screened by:															
Subject ID:				FOOT STUDY											
Date:															
Paperwork: Consent Form Questionnaire Participant Payment Form															
Subject Information:															
(ft)		(in)		(m)											
Height						*M, MEASURED									
(lb)		(kg)				*FT/IN, SELF-REPORTED									
Weight															
Sex															
Block															
Foot Alignment Photos:															
Side		Trial 1		Trial 2		Trial 3									
Right															
Left															
Determine Preferred Walking Speed:				*FROM GAITRITE											
Overground Walking:															
Trial		GAITRite		Trial		Time (s)		Distance (m)		Velocity (m/s)					
1				1											
2				2											
3				3											
4				4											
5				5											
								AVERAGE		#DIV/0!					
				Input Preferred Walking Speed:											
Calibration:															
Trial		Trial Name		Comment											
1		_CAL_1													
Treadmill Walking (20 seconds each):															
Trial Name		Comments		Speed (m/s):		CAL to Apply									
1															
2															
3															
4															

APÊNDICE 2 – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido do Estudo 1

Protocol Title: The influence of different foot structures on the biomechanics of the trunk and lower limbs during walking
Principal Investigator: Anne Khuu
Description of Subject Population: Healthy adults between 18 and 40 years old
Version Date: July 7, 2014

Introduction

Please read this form carefully. The purpose of this form is to provide you with important information about taking part in a research study. If any of the statements or words in this form are unclear, please let us know. We would be happy to answer any questions.

If you have any questions about the research or any portion of this form, please ask us. Taking part in this research study is up to you. If you decide to take part in this research study we will ask you to sign this form. We will give you a copy of the signed form.

The person in charge of this study is Anne Khuu. She can be reached at 617-353-7472 or akhuu@bu.edu. We will refer to this person as the “researcher” throughout this form.

Why is this study being done?

The purposes of this study are to 1) investigate the influence of different foot structures on the motion and forces acting on the trunk and lower limbs during walking and 2) determine if simple instructions to increase ankle pushoff can modify the motion of the trunk and lower limbs during walking in individuals with different foot structures. About 60 subjects will take part in this research study at Boston University.

How long will I take part in this research study?

The entire study will take place in the Human Adaptation Laboratory at Boston University and will take about 2 hours.

What will happen if I take part in this research study?

If you agree to take part in this study, we will ask you to sign the consent form before we do any study procedures.

Study Visit

The visit will take about 2 hours to complete. At this visit, we will ask you to do the following procedures:

- You will answer a form about your history of injuries and pain as well as your current activity level. You may skip any questions you are not comfortable answering.
- You will be asked to wear a tight fitting shirt and shorts. If you have appropriate shirt and shorts, you may be able to wear your own; otherwise, a shirt and shorts will be provided for you to wear during the testing.
- You will lie on your stomach on an examination table. A thin stick will be taped to the bottom side of the front part of your foot. The examiner will position your feet in a

comfortable, standard position. You will be asked to maintain this position while digital photographs are taken.

- You will walk barefoot at your normal walking speed around the lab. You will be timed between two marked lines on the ground. Moreover, you will be asked to walk barefoot on a gait carpet and a mat with sensing elements that will provide us with information about how you walk and the pressures on your feet. The total time walking on the ground will be approximately 10 minutes and less than 15 minutes.
- We will put reflective markers on your skin and clothing using medical grade tape and pre-wrap on your head, trunk, pelvis, and both lower limbs. These markers will allow us to record the motion of your body as you walk.
- You will walk barefoot on a treadmill at different speeds: 1) your normal walking speed, 2) 25% faster than your normal walking speed, and 3) prescribed speed (1.25 m/s). The order of these speeds may vary. Afterwards, we will ask you to push more with your foot when you walk. The total time spent walking on the treadmill will be less than 20 minutes.
- You will sit and lie on an examination table while an examiner measures your hip range of motion. The clinician will move your leg until there is a stretch and measure that position.

Videotaping

We would like to videotape you during this study. If you are videotaped, it will not be possible to identify you in the video. We will store these files on password protected computers and only approved study staff will be able to see the files. We will label the files with a code instead of your name. The key to the code connects your name to your videotape. The researcher will keep the key to the code in a locked cabinet. The files will be destroyed at the end of the research.

Do you agree to let us videotape you during this study?

_____ YES _____ NO _____ INITIALS

Storing Study Information for Future Use

We would like to store your study information for future research related to the influence of different foot structures on the movement of the trunk and lower limbs during walking. We will label all your study information with a code instead of your name. The key to the code connects your name to your study information. The researcher will keep the code in a locked cabinet.

Do you agree to let us store your study information for future research related to the influence of different foot structures on the movement of the trunk and lower limbs during walking?

_____ YES _____ NO _____ INITIALS

Sending Study Information to Research Collaborators Outside Boston University

We may send your study information to research collaborators at an outside site. We will label all your study information with a code instead of your name. The key to the code connects your name to the study information. The researcher will keep the key to the code here at Boston University and will not share it with our research collaborators. Nobody outside of Boston University will know which study information is yours.

How Will You Keep My Study Records Confidential?

We will keep the records of this study confidential by storing this consent form in a locked file cabinet and storing all electronic data that is collected on a password-protected computer. We will make every effort to keep your records confidential. However, there are times when federal or state law requires the disclosure of your records.

The following people or groups may review your study records for purposes such as quality control or safety:

- The Researcher and any member of her research team
- The Institutional Review Board at Boston University. The Institutional Review Board is a group of people who review human research studies for safety and protection of people who take part in the studies.
- Federal and state agencies that oversee or review research

The results of this research study may be published or used for teaching. We will not put identifiable information on data that are used for these purposes.

Study Participation and Early Withdrawal

Taking part in this study is your choice. You are free not to take part or to withdraw at any time for any reason. No matter what you decide, there will be no penalty or loss of benefit to which you are entitled. If you decide to withdraw from this study, the information that you have already provided will be kept confidential.

If you are a student at Boston University, this will not affect your class standing or your grades at Boston University. You will not be offered or receive any special consideration if you take part in this research study.

If you are an employee at Boston University, your non-participation or discontinued participation will in no way affect your performance review or employment. Your supervisor will not be informed of your participation, non-participation, or discontinued participation in this research study.

Future Contact

We may like to contact you in the future either to follow-up to this study or to see if you are interested in other studies taking place at Boston University. Do you agree to let us contact you in the future?

_____ YES _____ NO _____ INITIALS

What are the risks of taking part in this research study?

Risks of Completing Tasks

You might trip and fall or stub your toe while performing the walking tasks in this study. If you seem unsteady, a research assistant will stand near you during the task to reduce the minor risk of you falling. You may experience minor discomfort while walking and/or minor skin irritation from the tape. You may get tired during the tasks. You can rest at any time and you can stop the study at any time.

Loss of Confidentiality

The main risk of allowing us to use and store your information for research is a potential loss of privacy. We will protect your privacy by labeling your information with a code and keeping the key to the code in a password-protected computer and/or locked cabinet.

Are there any benefits from being in this research study?

There are no direct benefits to you from taking part in this research. Others may benefit in the future from the information that is learned in this study.

What alternatives are available?

You may choose not to take part in this research study.

Will I get paid for taking part in this research study?

You will be paid \$10 per hour for taking part in this research study.

What will it cost me to take part in this research study?

There are no costs to you for taking part in this research study other than your time.

If I have any questions or concerns about this research study, who can I talk to?

You can call us with any concerns or questions. If you have questions regarding this research or if you have a research related injury, either now or at any time in the future, please contact Anne Khuu at 617-353-7472 or akhuu@bu.edu. Additionally, you may contact Cara Lewis at 617-353-7509 or lewisc@bu.edu.

If you have questions about your rights as a research subject or want to speak with someone independent of the research team, you may contact the Boston University IRB directly at 617-358-6115.

Statement of Consent

I have read the information in this consent form including risks and possible benefits. I have been given the chance to ask questions. My questions have been answered to my satisfaction, and I agree to participate in the study.

SIGNATURE

Name of Subject

Signature of Subject

Date

I have explained the research to the subject and answered all his/her questions. I will give a copy of the signed consent form to the subject.

Name of Person Obtaining Consent

Signature of Person Obtaining Consent

Date

APÊNDICE 3 – Ficha de identificação dos participantes do Estudo 2

Dados do participante

TCLE	☐
------	--------------------------

ID Participante:			
Sexo: ☐ M / ☐ F	DN: ____/____/____	Idade (entre 18 a 40): ____ anos	
Altura: ____ m	Massa: ____ Kg	IMC (< ou = a 29,9): ____ Kg/m ²	
Membro inferior dominante*: ☐ D / ☐ E / ☐ A		Aleatorização: () Palmilha cunha flexível** () Palmilha cunha rígida** () Palmilha plana **medir inclinação ☐	
E-mail:		Telefone:	
Número do calçado:			

*Se fosse chutar uma bola, com qual perna chutaria? Direita (D), Esquerda (E), ou Ambidestro (A)

- Cirurgia em MMII ou tronco? : ☐ NÃO ☐ SIM Qual: _____

- Lesão ou dor em MMII ou tronco na última semana? : ☐ NÃO ☐ SIM. Qual: _____

- Faz uso de palmilha corretiva? : ☐ NÃO ☐ SIM

- Histórico de doença neurológica / reumática: ☐ NÃO ☐ SIM Qual: _____

- Histórico de fratura em MMII e tronco: ☐ NÃO ☐ SIM Qual: _____

- Realiza atividade física: ☐ NÃO. Há quanto tempo está sem realizar atividade física? _____

☐ SIM. Qual: _____ Frequência: _____

Histórico de lesão

Lesões neuromusculoesqueléticas: Disfunções do sistema locomotor, isto é, músculos, tendões, esqueleto, cartilagem, ligamentos e nervos (Organização Mundial da Saúde).

- Você apresentou algum tipo de lesão neuromusculoesquelética no último ano? ☐ NÃO ☐ SIM

- Se sim, quantas?* _____

*(Caso a resposta seja sim, aplicar o questionário de lesões)

Inclinação palmilhas (nº)

Cunha flexível		Cunha rígida	
E °	D °	E °	D °

Avaliação biomecânica da marcha

(*Condições: d01_FLAT_ ; d01_RIGIDW_ ; d01_SPRINGW_)

Colocar marcadores passivos refletivos (Número de marcadores: 32)	☐
Desabilitar “ <i>remove drift</i> ” e “ <i>remve offset</i> ”	☐
Coleta estática com os dois pés na plataforma de força 1 (d01_WEIGHT)	☐
Coleta estática descalço (d01_STATIC_)	☐
Retirar marcas anatômicas (Número final de marcadores: 17)	☐
Coleta subtalar em neutro	☐
Calçar tênis com palmilha da 1ª condição e conferir presença de 20 marcadores	☐
Familiarizar a marcha com a 1ª condição (palmilha _____) Fixar palmilha ☐	☐
Habilitar “ <i>remove drift</i> ” e “ <i>remove offset</i> ”	☐
Coletar marcha com a 1ª condição*	☐
Aplicar escala de conforto - palmilha da 1ª condição	☐
Familiarizar a marcha com a 2ª condição (palmilha _____) Fixar palmilha ☐	☐
Coletar marcha com a 2ª condição*	☐
Aplicar escala de conforto - palmilha da 2ª condição	☐
Familiarizar a marcha com a 3ª condição (palmilha _____) Fixar palmilha ☐	☐
Coletar marcha com a 3ª condição*	☐
Aplicar escala de conforto - palmilha da 3ª condição	☐

Coleta de dados de conforto da palmilha (Condição 1)

Conforto geral: Qual a sua percepção de conforto geral da palmilha?

Muito Desconfortável Muito Confortável

Coleta de dados de conforto da palmilha (Condição 2)

Conforto geral: Qual a sua percepção de conforto geral da palmilha?

Muito Desconfortável Muito Confortável

Coleta de dados de conforto da palmilha (Condição 3)

Conforto geral: Qual a sua percepção de conforto geral da palmilha?

Muito Desconfortável Muito Confortável

APÊNDICE 4 – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido do Estudo 2

Título do Estudo: Influência da resistência passiva do quadril e médio-pé sobre a cinemática articular dos membros inferiores como parte de uma sinergia para o deslocamento anterior da pelve durante a marcha.

Investigadores Principais: Fabrício Anício de Magalhães e Vanessa Lara de Araújo

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca

Objetivo: O objetivo deste estudo é investigar como as forças passivas que agem no quadril e pé se interagem para produzir os movimentos das pernas, pelve e tronco durante a caminhada.

Procedimentos: Os testes serão realizados no Laboratório de Análise do Movimento (sala 1107) da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais (EEFFTO-UFMG). Caso concorde em participar, precisamos da sua assinatura neste termo de consentimento, indicando que você entendeu todos os procedimentos, os riscos e os benefícios do presente estudo. Para tanto, descreveremos a seguir todas as etapas da pesquisa:

- Inicialmente, serão medidos o seu peso, a altura e os comprimentos de sua perna e pé.
- Logo após, você deitará em uma maca de barriga para baixo onde iremos movimentar suavemente o seu quadril por três vezes para se estimar a força passiva de resistência ao movimento.
- Na mesma posição da situação anterior, também será medido a força passiva de resistência do seu pé por meio de um instrumento de medida que o movimentará o seu pé suavemente por três vezes.
- Em sequência, pequenos marcadores (bolinhas reflexivas) serão fixados com fita dupla face em pontos específicos do seu tronco, pelve, coxa, perna e pé. Tanto a colocação quanto a retirada destes marcadores é um procedimento completamente indolor que será realizado por pesquisadores experientes.
- A seguir, você deverá caminhar descalço(a) sobre uma passarela de madeira contendo dois retângulos de metal para medir informações importantes sobre a sua forma de andar.
- Por fim, você deverá caminhar novamente sobre a mesma passarela de madeira, mas agora calçando um tênis que contém uma palmilha.

Riscos e desconfortos: A sua participação no estudo oferece riscos mínimos à sua saúde. Mas, algumas situações podem ocorrer como: 1) leve desconforto no quadril e pé - que não deve permanecer após os testes - similar ao de exercícios de

alongamento durante os testes de resistência passiva; 2) pequena irritação na pele (que, caso ocorra, deve se resolver sozinha em poucos dias) devido à fixação dos marcadores com fitas adesivas; 3) leve desconforto nos pés durante o teste de caminhada por estar calçando um tênis com palmilha, mas este possível desconforto não deverá permanecer após o teste.

Benefícios esperados: Não são esperados benefícios diretos ao indivíduo em decorrência da sua participação nesta pesquisa. Porém, os resultados do presente estudo serão um avanço para a prática da fisioterapia, uma vez que um novo instrumento clínico para a avaliação dos movimentos do pé será testado. Adicionalmente, o conhecimento a ser produzido certamente aumentará o entendimento das relações entre as forças passivas do pé e quadril e os movimentos das pernas e tronco durante a caminhada.

Confidencialidade: Para se garantir a confidencialidade dos dados obtidos nesta pesquisa, o seu nome não será utilizado em nenhum veículo de publicação dos resultados.

Recusa ou desistência da participação: Sua participação é inteiramente voluntária, portanto a sua desistência poderá ocorrer a qualquer momento sem necessidade de justificativa e não lhe acarretará qualquer prejuízo.

Gastos: Você deverá comparecer no laboratório de análise do movimento da EEFFTO-UFMG nos dias e horários previamente agendados. Caso seja necessário, uma ajuda de custo para cobrir gastos com transporte e alimentação poderão ser fornecidos pelos pesquisadores.

Mais informações sobre o estudo poderão ser fornecidas pelos pesquisadores responsáveis: Fabrício Magalhães (31 8827-3070) e Vanessa Araújo (31 9727-8285). 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.

TERMO DE CONSENTIMENTO

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

Assinatura do Voluntário

Data

Dr. Fabrício Anício de Magalhães

Data

Ms. Vanessa Lara de Araújo

Data

Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca

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 do Estudo 1

Boston University Charles River Campus Institutional Review Board

25 Buick Street
Room 157
Boston, Massachusetts 02215
T 617-358-6115
www.bu.edu/irb



Notification of IRB Approval: Amendment 3

July 10, 2014

Anne Khuu
College of Health & Rehabilitation Sciences: Sargent College
Department of Physical Therapy & Athletic Training
635 Commonwealth Avenue
Boston, MA 02215

Protocol Title:	The Influence of Foot Structures on the Biomechanics of the Trunk and Lower Limbs During Walking
Protocol #:	3495E
Funding Agency:	Department Funds
IRB Review Type:	Expedited

Dear Ms. Khuu:

On July 10, 2014, the IRB approved the amendment for the above-referenced protocol.

This approval includes the following:

1. Addition of procedure for measuring hip range of motion
2. Revised consent form

Please note that the approval for this protocol will lapse on **May 8, 2015**. Please submit a Continuing Review Application, which is located on our website (<http://www.bu.edu/irb/>), six weeks prior to the expiration of your study.

As the Principal Investigator, you are responsible for ensuring that studies are conducted in accordance with federal regulations, state laws, and institutional policies.

Please note:

- No subjects may be involved in study procedures prior to the IRB approval date or after the expiration date.
- All unanticipated problems or serious adverse events must be reported to the IRB immediately.
- All protocol modifications must be approved by the IRB prior to implementation unless they are necessary to eliminate immediate hazard to subjects.
- All protocol deviations must be reported to the IRB.
- All recruitment materials and methods must be approved by the IRB prior to use.

May 9, 2014

ANEXO 2 - Aprovação do Comitê de Ética do Estudo 2

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

Projeto: CAAE – 50164515.7.0000.5149

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

DECISÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprovou, no dia 16 de fevereiro de 2016, o projeto de pesquisa intitulado **"influência da resistência passiva do quadril e médio-pé sobre a cinemática articular dos membros inferiores como parte de uma sinergia para o deslocamento anterior da pelve 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.

Profa. Dra. Telma Campos Medeiros Lorentz
Coordenadora do COEP-UFMG