

Rafael Cestaro de Souza

CINEMÁTICA TRIDIMENSIONAL DO COMPLEXO ARTICULAR DO MEDIOPÉ:
comparação entre três configurações de rastreamento do antepé durante a marcha
humana

Belo Horizonte

2016

Rafael Cestaro de Souza

CINEMÁTICA TRIDIMENSIONAL DO COMPLEXO ARTICULAR DO MEDIOPÉ:
comparação entre três configurações de rastreamento do antepé durante a marcha
humana

Trabalho de conclusão de curso apresentado ao Curso de Fisioterapia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Bacharel em Fisioterapia.

Orientador: Dr. Fabrício Anício de Magalhães

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

Belo Horizonte

2016

RESUMO

Os modelos biomecânicos que consideram o pé como um único segmento rígido vêm sendo substituídos na literatura científica por outros em que o pé é dividido em múltiplos segmentos. Nesses modelos biomecânicos, os segmentos ósseos são modelados utilizando o pressuposto de corpo rígido. Esse pressuposto pode ser verificado através da análise do valor residual (relacionado aos movimentos relativos) dos marcadores de rastreamento fixados em um segmento, sendo um indicador aproximado do comportamento rígido desse segmento. Dentre os segmentos do pé, os movimentos do segmento antepé são os mais influenciados por movimentos entre marcadores de rastreamento, uma vez que esse segmento é composto por cinco raios (i.e. ossos do metatarso) de movimentação relativamente independente, o que pode afetar tanto a adequação do uso do pressuposto de corpo rígido quanto a cinemática articular relacionada ao antepé. O objetivo desse estudo foi comparar três configurações de marcadores de rastreamento para os movimentos do complexo articular do mediopé (i.e. do antepé em relação ao retropé) durante a marcha humana. Trata-se de um estudo observacional transversal, conduzido com 13 mulheres e 6 homens saudáveis, que andaram sobre uma passarela plana de madeira contendo duas plataformas de força paralelas, com marcadores passivos fixados no antepé e retropé esquerdo, capturados por um sistema opto-eletrônico. Os dados da plataforma de força foram usados para definir os eventos contato inicial e retirada dos artelhos, delimitando a fase de apoio da marcha. Os dados cinéticos e cinemáticos foram filtrados utilizando filtro passa-baixa Butterworth de quarta ordem, com frequência de corte de 10 Hz e 6 Hz, respectivamente. Para análise dos dados, o modelo biomecânico proposto por BRUENING *et al.* (2012) foi implementado no Visual3D[®] v5 e três diferentes configurações de rastreamento do antepé foram utilizadas. O ângulo do complexo articular do mediopé foi calculado como o movimento relativo entre o antepé e retropé, e normalizado pela posição neutra subtalar (0°). Foram observadas diferenças significativas de valor residual, valor de ângulo máximo, mínimo e total ao se comparar três diferentes configurações de rastreamento do antepé. Conclui-se que o método de rastreamento do antepé influencia na adequação do pressuposto de corpo rígido e na cinemática do complexo articular do mediopé. Pesquisadores devem considerar as diferenças apresentadas pelos métodos.

Palavras-chave: Cinemática. Marcha. Rastreamento. Método.

ABSTRACT

Biomechanical models that consider the foot as a single rigid segment have been replaced in the literature by others in which the foot is divided into multiple segments. In these biomechanical models, the bone segments are modeled using rigid body assumption. This assumption can be verified by analyzing the residual value (linked to relative movements) of the tracker markers fixed in a segment, being an approximate indicator of the rigid behavior of this segment. Among the segments of the foot, the movements of rearfoot segment are the most influenced by movements between markers, since this segment is composed of five rays (i.e. metatarsal bones) of relatively independent movement, which can affect the use of rigid body assumption to the related kinematics. The aim of this study was to compare three configurations of tracking markers for the midfoot joint (i.e., forefoot in relation to rearfoot movement) movements during human gait. This is a cross-sectional observational study conducted with 13 healthy women and 6 men walking on a flat wooden walkway containing two parallel force platforms with passive markers fixed to the forefoot and left rearfoot captured by an optoelectronic system. Strength platform data were used to define the initial contact and toe withdrawal events, delimiting the gait support phase. The kinematic and kinematic data were filtered using fourth order Butterworth low pass filter with cutoff frequency of 10 Hz and 6 Hz, respectively. For data analysis, the biomechanical model proposed by BRUENING *et al.* (2012) was implemented in Visual3D[®] v5 and three different forefoot tracking configurations were used. The angle of the midfoot articular complex was calculated as the relative movement between the forefoot and rearfoot, normalized by the subtalar neutral position (0°). Significant differences of residual value, maximum, minimum and total angle values were observed when comparing three different configurations of forefoot tracking. It is concluded that the forefoot screening method influences the adequacy of the rigid body assumption and the kinematics of the midfoot joint complex. Researchers should consider the differences presented by methods.

Keywords: Kinematics. Gait. Tracking. Method.

Ao Pai, pela força
A minha família, pelo apoio incondicional
Aos mestres, por mostrarem o caminho

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, Dr. Fabrício Anício de Magalhães, pela paciência, cobranças e respeito.

A Dra. Vanessa Lara de Araújo, pelo carinho e disponibilidade.

Ao meu co-orientador, prof. Dr. Thales Rezende de Souza, por ser um exemplo.

Aos professores Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca, Dra. Daniela Vaz e Dra. Paula Lanna, pela dedicação e comprometimento.

Aos amigos, Thiago Melo, Breno Teixeira, Raffi Bomtempo, Letícia Silveira, Lilian Oliveira, Cristiene Miranda, Raphael Borges, Filipe Freitas, Carolina Andrade, Karina Rocha, além de todos que contribuíram para o desenvolvimento desse trabalho.

A fisioterapia, profissão que espero exercer com todo meu amor e dedicação.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	Representação do posicionamento dos marcadores retro-reflexivos no pé de um voluntário.....	15
Figura 2	Configurações de rastreamento do antepé.....	18
Figura 3	Gráfico representando o valor residual encontrado em cada uma das três configurações.....	19
Figura 4	Série temporal para o ângulo do complexo articular do mediopé durante a fase de apoio da marcha nos planos sagital, frontal e transversal.....	20

LISTA DE TABELAS

Tabela	1	ñ	Tabela	comparativa	dos
resultados.....					21

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

3D	Tridimensional
ANOVA	Análise de variância
CAAE	Certificado de Apresentação para Apreciação Ética
EEFFTO	Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional
IMC	Índice de massa corporal
UFMG	Universidade Federal de Minas Gerais

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	11
2 OBJETIVO.....	12
3 MATERIAIS E MÉTODOS.....	14
3.1 Delineamento do estudo.....	14
3.2 Amostra do estudo.....	14
3.3 Instrumentação e procedimentos.....	14
3.4 Processamento e redução de dados.....	17
3.5 Análise estatística.....	18
4 RESULTADOS.....	19
5 DISCUSSÃO.....	22
6 CONCLUSÃO.....	26
REFERÊNCIAS.....	27
ANEXO A.....	30
ANEXO B.....	33

1 INTRODUÇÃO

A fisioterapia consolidou-se como profissão que atua sobre a promoção da saúde e da função humana através da aplicação de princípios científicos, sendo o movimento funcional humano considerado sua área de expertise (COFFIN-ZADAI, 2009; SAHRMANN, 2014). Esses princípios são obtidos através da aplicação de processos de avaliação, análise, diagnóstico, prognóstico e intervenções sobre as estruturas e função do corpo, limitações de atividade, restrições de participação ou barreiras ambientais (SAHRMANN, 2014). Neste contexto, formas apropriadas de analisar o movimento funcional humano de maneira acurada é uma preocupação inerente aos seus profissionais.

Especialmente a análise dos movimentos do complexo articular tornozelo-pé tornou-se um desafio na literatura científica (DESCHAMPS *et al.*, 2011). Isso deve-se, em grande parte, a sua complexa estrutura mecânica. Composto por 26 ossos, 33 articulações e mais de 100 músculos, tendões e ligamentos, o pé saudável satisfaz a requisitos aparentemente paradoxais de absorção de choque, flexibilidade e força, através de uma complexa interação estrutural e funcional entre suas articulações, tecidos conjuntivos e músculos (NEUMANN, 2012). Motivado por essa complexidade, vários estudos tentam compreender melhor o seu comportamento, especialmente durante a marcha humana (SEO *et al.*, 2014; SCOTT; WINTER, 1991).

O avançar desses estudos vêm demonstrando, por exemplo, que alterações de movimentos do pé poderiam estar particularmente relacionadas com diversas lesões do aparelho musculoesquelético (BARWICK, 2012; CHUTER, 2012; CHUTER; JANSE DE JONGE, 2012) tais como fascíte plantar (WEARING *et al.*, 2005), síndrome do estresse tibial medial (WILLEMS *et al.*, 2006, 2007), síndrome da dor patelofemoral (BARTON *et al.*, 2009; POWERS, 2003), síndrome do piriforme (TONLEY *et al.*, 2010) e lombalgia (MENZ *et al.*, 2013; O'LEARY *et al.*, 2013). Ainda, os movimentos dos segmentos antepé e retropé podem, separadamente, contribuir significativamente para a função do pé como um todo (FONSECA, 2011; NESTER, 2007; NESTER *et al.*, 2009).

Devido ao impacto dessas condições na rotina clínica de fisioterapeutas e

outros profissionais de saúde, uma maior quantidade de publicações relacionadas com a cinemática do complexo articular tornozelo-pé é observado. Entre alguns métodos de análise cinemática do pé mais descritos na literatura estão ressonância nuclear magnética (SIEGLER *et al.*, 2005), videofluoroscopia (WEARING *et al.*, 2005), além de utilização de pinos intracorticais (ARNDT *et al.*, 2007; WESTBLAD *et al.*, 2002). Entretanto, as limitações apresentadas para análises de movimento *in vivo* tem sido um problema muito debatido (DAVIS, 2004). Com isso, o método mais descrito recentemente para a coleta de dados cinemáticos do pé são os que utilizam sistemas de estereofotogrametria optoeletrônica para aquisição de dados tridimensionais (3D) através de marcadores de rastreamento utilizados sobre a pele (ROBERTSON *et al.*, 2014).

Através da coleta de dados via sistemas optoeletrônicos, é utilizado a aplicação de modelos biomecânicos para determinar os segmentos ósseos e seus respectivos eixos de coordenadas, permitindo o cálculo de variáveis de interesse, como por exemplo, o valor do ângulo articular obtido através do movimento relativo entre os segmentos ósseos (WINTER, 2009; ROBERTSON, 2014). Nos modelos biomecânicos, os segmentos ósseos são modelados através de pressuposto de corpo rígido, ou seja, são representados como segmentos de comportamento verdadeiramente rígido. Esse pressuposto pode ser verificado através da análise do valor residual (relacionado aos movimentos relativos) dos marcadores de rastreamento fixados em um segmento, sendo um indicador aproximado do comportamento rígido desse segmento (VELDPAUS; SPOOR, 1980). Apesar da importância da análise do valor residual dos segmentos, não é comum que autores o reportem em seus estudos, gerando possíveis conflitos nos resultados de análises cinemáticas.

Em relação a análise cinemática do pé, modelos que o consideram como um único segmento rígido vêm sendo substituídos recentemente por modelos multi-segmentados (SEO, 2014). Esse novo tipo de modelo permite o cálculo do movimento relativo entre os segmentos retropé e antepé, ou seja, descrevendo o movimento do complexo articular do mediopé. Dentre esses modelos multi-segmentados do pé, destacam-se os modelos propostos por BRUENING *et al.* (2012) e LEARDINI (2007) sendo amplamente utilizados para a análise cinemática multi-segmentada do pé em outros estudos (BRUENING *et al.*, 2012; LEARDINI *et*

al., 2007). Entretanto, em ambos os modelos, a configuração de rastreamento dos movimentos do antepé utilizam os raios de maior mobilidade do antepé: o primeiro e o quinto. Um raio do antepé é funcionalmente definido como um metatarso e seu conjunto associado de falanges (NEUMANN, 2012). A configuração utilizada por BRUENING *et al.* (2012) utiliza marcadores de rastreamento proximais no primeiro, segundo e quinto osso metatarso, além de um marcador distal no segundo metatarso. Já a configuração proposta por LEARDINI (2007) utiliza marcadores distais no primeiro e quinto metatarso, além de um marcador proximal no segundo metatarso.

O rastreamento realizado através dos raios de maior mobilidade do antepé poderia alterar a análise do valor residual e impactar diretamente no resultado da análise cinemática. Dentre os segmentos do pé, os movimentos do segmento antepé são os mais influenciados por movimentos entre marcadores de rastreamento, uma vez que esse segmento é composto por cinco raios de movimentação relativamente independente, o que pode afetar tanto a adequação do uso do pressuposto de corpo rígido quanto a cinemática articular relacionada ao antepé. Sendo assim, esse estudo propõe originalmente que uma nova configuração de rastreamento do antepé através de marcadores de rastreamento localizados sobre o segundo e quarto raio, isso é, raios de menor mobilidade em relação ao primeiro e quinto raio, poderiam resultar em um menor valor na análise residual do segmento antepé e impactar diretamente nos valores obtidos na análise dos movimentos do complexo articular do mediopé.

2 OBJETIVO

O objetivo geral desse estudo é realizar a comparação entre três configurações de rastreamento dos movimentos do complexo articular do mediopé durante a fase de apoio da marcha. Essas configurações são: 1) configuração de rastreamento originalmente proposta por BRUENING *et al.* (2012); 2) configuração de rastreamento originalmente proposta por LEARDINI (2007); 3) configuração de rastreamento proposta no presente estudo.

Os objetivos específicos são: i) comparar o valor da análise residual do segmento antepé apresentado pelas três diferentes configurações de rastreamento; ii) comparar os movimentos do complexo articular do mediopé apresentados pelas três diferentes configurações de rastreamento; especificamente os valores de ângulo máximo, mínimo e total nos planos sagital, frontal e transversal dos movimentos do complexo articular do mediopé.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

a. Delineamento

Trata-se de um estudo observacional transversal.

b. Amostra

Este estudo foi conduzido em uma amostra de conveniência da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais (EEFFTO-UFMG) composta por 6 homens e 13 mulheres (idade $24 \pm 3,83$ anos, massa corporal $61,81 \pm 10,68$ kg e altura 166 ± 10 cm) com índice de massa corporal (IMC) de até 25 Kg/m^2 , sem histórico de condições patológicas e/ou dor que impedisse a realização dos testes em membros inferiores ou complexo lombo-pélvico. Esse estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética da UFMG com Certificado de Apresentação para Apreciação Ética (CAAE) 0427.0.203.000-11 (ANEXO B).

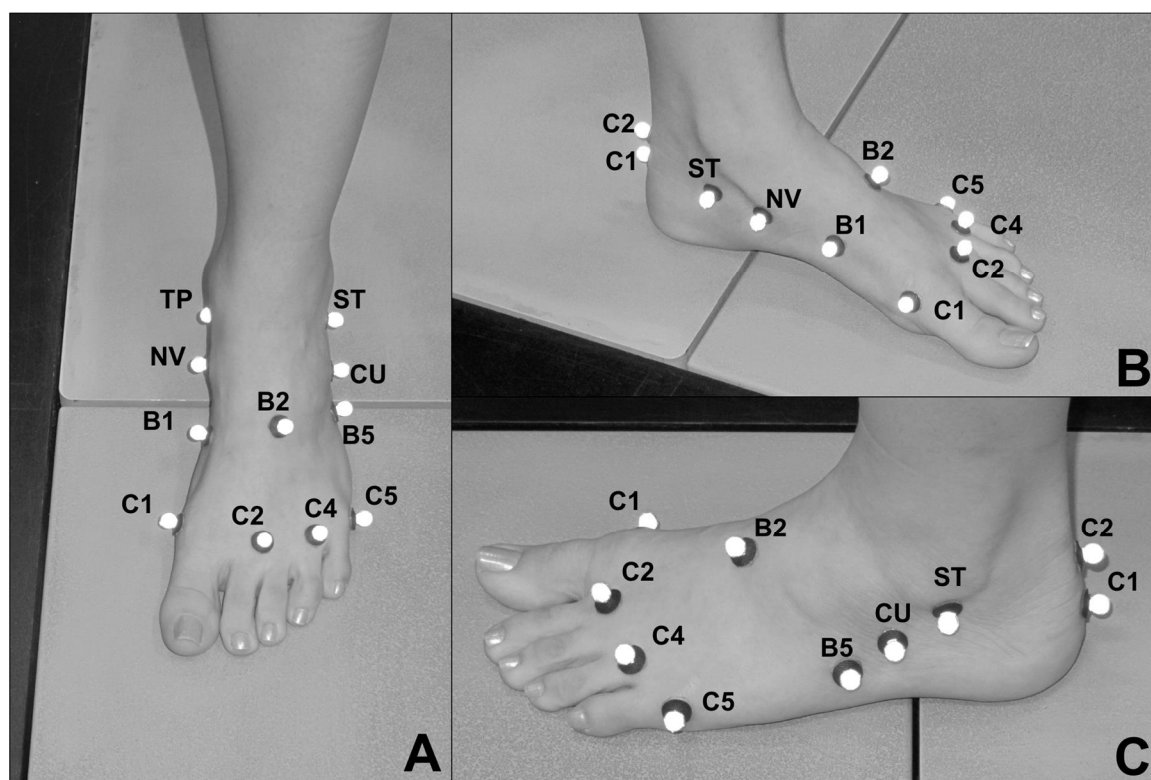
c. Instrumentos e procedimentos

Inicialmente, os participantes eram orientados sobre os procedimentos do estudo e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (Anexo 1). Eles utilizaram roupas apropriadas, isto é, que não cobrissem pernas e pés, sem calçados. Foram mensurados peso e altura através de uma balança digital com estadiômetro (FILIZOLA, PERSONAL 10448/2009, Campo Grande, Brasil) e, em seguida, um examinador experiente fixou 13 marcadores passivos esféricos retro-reflexivos de 8 mm diretamente sobre a pele em proeminências ósseas do pé esquerdo com fita dupla face (12 mm x 20 m) da marca 3M© do tipo acrílica. O posicionamento, nome e descrição desses marcadores estão descritos na

Para coleta dos dados cinemáticos e cinéticos, utilizados para registro dos eventos da fase de apoio da marcha, foi utilizado um sistema opto-eletrônico

composto por 8 câmeras (120 Hz, ProReflex, Qualisys AB, Suécia) e 2 plataformas de força (1200 Hz, AMTI, Estados Unidos) adaptadas na estrutura de um tablado de madeira de 10 metros de comprimento e 1,5m de largura, separadas uma da outra por uma distância de 2 mm.

Figura 1 - Representação do posicionamento dos marcadores retro-reflexivos passivos no pé de um voluntário.



Vista anterossuperior (A), vista oblíqua medial (B) e vista lateral (C). Marcadores anatômicos são indicados com ^{AN} e marcadores de rastreamento são indicadas com ^{RA}. Marcadores anatômicos são utilizados apenas durante a coleta estática, realizada para implementação do modelo biomecânico, enquanto os marcadores de rastreamento permanecem por toda a coleta. Marcadores do retropé: C1^{AN, RA}: ápice da tuberosidade do calcâneo, C2^{AN}: Ápice superior do corpo do calcâneo, CU^{AN}: centro lateral do osso cuboide, NV^{AN}: Proeminência medial do osso navicular, ST^{AN, RA}: sustentáculo do tálus, TP^{AN, RA}: Tubérculo peroneal (ou tróclea fibular). Marcadores do antepé: CU^{AN}, NV^{AN}, B1^{AN, RA}: Aspecto medial da primeira base metatarsal, B2^{RA}: Aspecto medial da segunda base metatarsal, B5^{AN, RA}: Aspecto lateral da quinta base metatarsal, H1^{AN, RA}: Aspecto superior da cabeça do 1º metatarsal, C2^{RA}: Cabeça do 2º metatarso, C4^{RA}: Cabeça do 4º metatarso, C5^{RA}: Cabeça do 5º metatarso. NV e CU são ambos marcadores anatômicos participantes da configuração do antepé e do retropé devido ao modelo cinemático demandar que segmentos adjacentes compartilhem seus marcadores anatômicos.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Uma vez que os participantes estivessem devidamente paramentados, eles eram posicionados por um examinador experiente com o antepé e o retropé

esquerdos nas plataformas anterior e posterior respectivamente, e com o pé direito sobre o tablado de madeira. Então era realizada uma coleta de dados das coordenadas dos marcadores passivos onde os participantes permaneciam em posição ortostática imóvel durante cinco segundos, orientados a permanecer de maneira mais confortável que fosse possível com objetivo de criação do modelo biomecânico *a posteriori*. Imediatamente após a coleta, verificava-se no software de coleta (Qualysis Track Manager 2.12, Suécia) se todos os marcadores foram corretamente detectados, ou, em caso contrário, era realizada nova coleta. Esse procedimento foi adotado também em todas as coletas seguintes. Após a coleta estática os marcadores exclusivamente anatômicos eram removidos. Subsequentemente, um examinador experiente posicionava a articulação subtalar do participante em posição neutra (0°), que deveria sustentar essa posição para realização de mais três coletas estáticas com duração de cinco segundos cada. Após esse procedimento, os participantes eram orientados a caminharem sobre o tablado de madeira em velocidade constante e auto selecionada por 5 minutos, o mais próximo do natural. Somente após os participantes estarem aparentemente familiarizados com o procedimento que eram iniciadas as coletas de marcha.

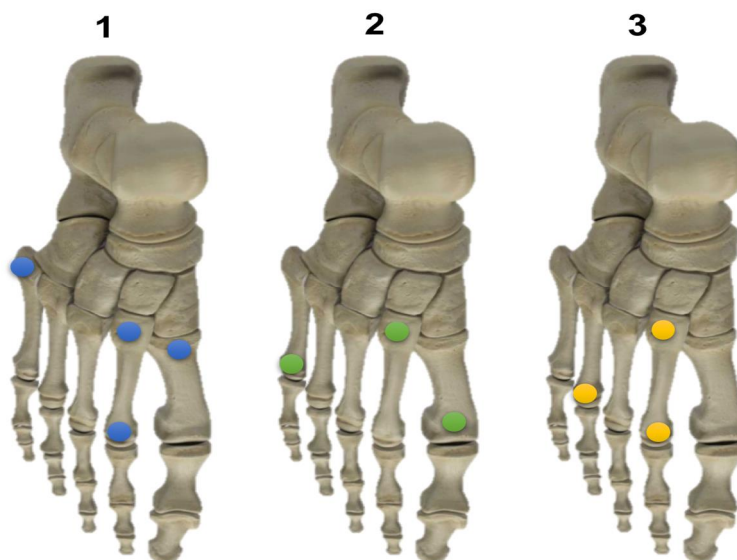
Para cada participante, eram realizadas quantas coletas fossem necessárias até que seis coletas consideradas adequadas fossem obtidas, isto é, coletas aonde o pé esquerdo e direito estivessem corretamente posicionados conforme a posição da coleta estática, os vetores de força apresentassem consistência lógica em sua representação no sistema de coleta, ou seja, não fossem representados fora do espaço de coleta ou com direções e magnitudes desproporcionais, e todos os marcadores eram visualizados, também no sistema, com suas trajetórias esperadas e livres de ruídos grosseiros. Uma média geral de 37 repetições foram necessárias para chegar a seis coletas válidos para cada participante.

d. Processamento e redução de dados

Os dados cinemáticos foram filtrados através de filtro passa-baixa Butterworth de quarta ordem com frequência de corte de 6 Hz para os dados cinemáticos e de 10 Hz para os dados cinéticos. Para o processamento dos dados, o modelo biomecânico proposto por BRUENING *et al.*, 2012) foi implementado no Visual 3D

(C-Motion, EUA) e três diferentes configurações foram utilizadas para rastrear os movimentos do antepé (Figura 2).

Figura 2 ã Configurações de rastreamento do antepé.



A configuração 1 utiliza os marcadores B1, B2, B5 e H2. A configuração 2 utiliza os marcadores B2, H1 e H5. A configuração 3 utiliza os marcadores B2, H2 e H4.

Fonte: Elaborado pelo autor.

O modelo biomecânico utilizado nesse estudo considera os segmentos corporais antepé e o retropé separados pela articulação mediotársica, representando o centro funcional do complexo articular do mediopé, definido como o ponto médio entre os ossos navicular e cuboide. Para construção do segmento retropé, o eixo longo é definido como a linha que conecta o complexo articular do mediopé com o centro do ápice da tuberosidade do calcâneo, enquanto que o plano sagital é definido por esse mesmo eixo longo e a bissecção do calcâneo (linha conectando a tuberosidade do calcâneo e o ápice superior do corpo do calcâneo). No segmento antepé o eixo longo é a linha que conecta o ponto médio entre a primeira e a quinta base metatarsal até o centro do retropé (entre a segunda e terceira cabeça metatarsal). O plano transversal é formado pelo centro do retropé e a primeira e quinta base metatarsal. Assim, o sistema de coordenadas de cada segmento é definido por um eixo primário (eixo longo) e um plano, onde o eixo secundário é perpendicular com o plano sagital, e o eixo terciário é perpendicular com o primeiro e segundo eixo (BRUENING *et al.*, 2012).

A partir dos movimentos relativos entre os segmentos antepé e retropé, normalizados pela média das três coletas estáticas com a subtalar em neutro, foram calculadas as seguintes variáveis dependentes: valor de ângulo máximo, mínimo e total nos planos sagital, frontal e transversal, calculados a partir da elevação do calcanhar. A normalização é uma forma de relativizar a posição neutra da articulação como determinação de uma posição de referência para a análise cinemática. Nesta posição neutra, a articulação é geralmente um terço a distância da eversão completa e dois terços da distância de inversão completa (NEUMANN, 2012). Adicionalmente, calculou-se o valor do movimento residual médio, o qual é uma estimativa de erro da posição dos marcadores normalizados pela distância média entre eles.

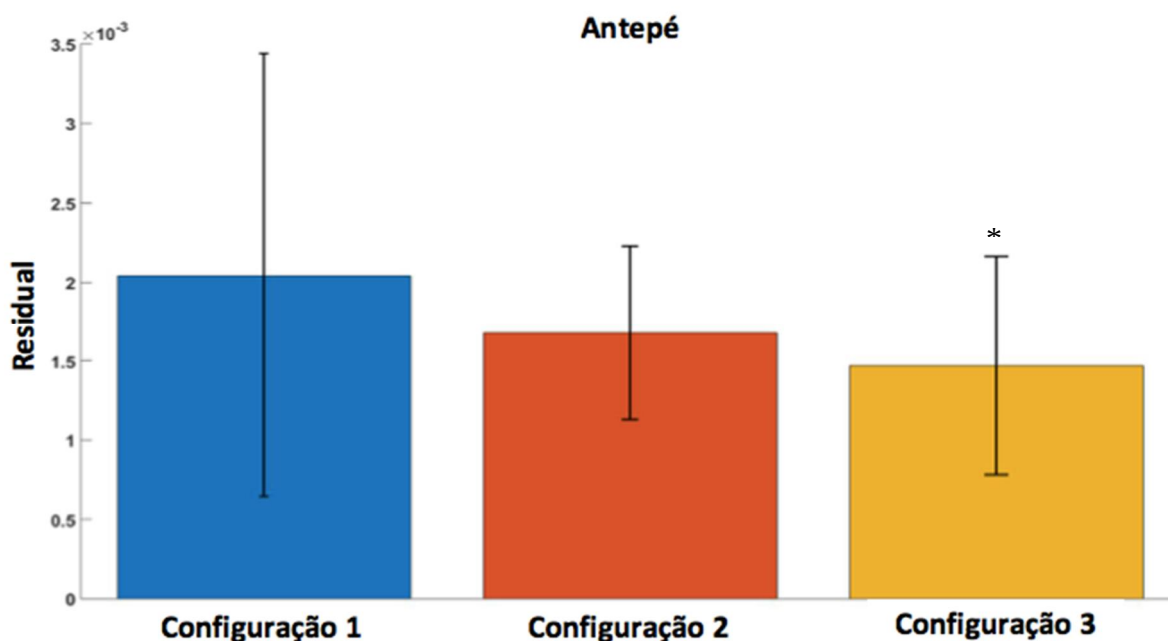
e. Análise estatística

Para a comparação dos valores de análise residual, valores angular máximo, mínimo e total entre as três diferentes configurações de marcadores, realizou-se análise de variância (ANOVA) para medidas repetidas e teste de esfericidade de Mauchly no *software* SPSS (Version 22, Inc., Estados Unidos) para cada variável dependente, e comparação de pares em caso de diferença significativa ($p=0,05$).

4 RESULTADOS

A análise dos valores residuais (**Erro! Fonte de referência não encontrada.** e Tabela 1) encontrados mostrou que não houve diferença significativa entre as configurações 1 e 2 e ambas apresentaram valores maiores do que os da configuração 3.

Gráfico I ã Gráfico de barras representando os valores médios e desvios-padrão para o residual de cada configuração.

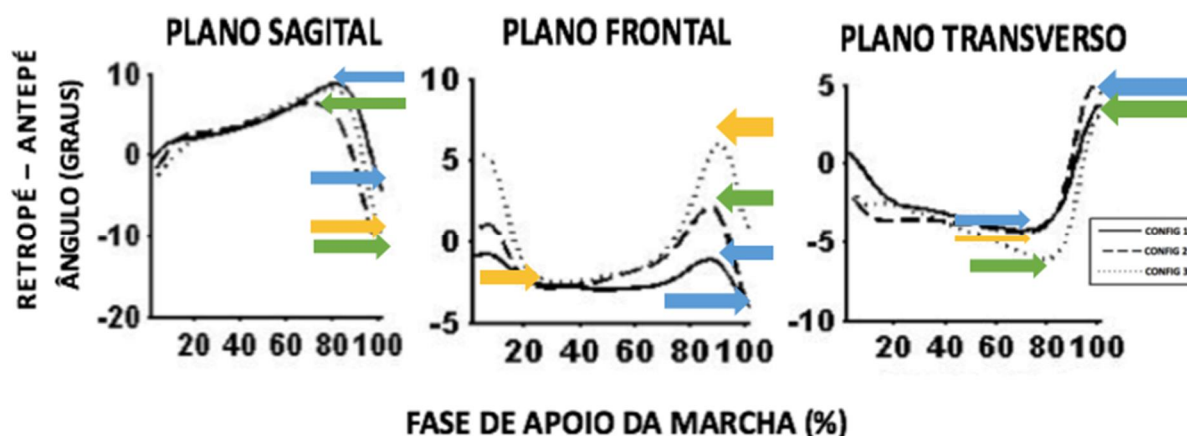


* A configuração 3 apresentou o menor valor (1.82E-2), sendo a diferença significativa em relação à configuração 1 (2.27E-2) e à configuração 2 (2.22E-2).

Fonte: Dados da pesquisa.

No plano sagital (Figura 3 e TABELA 1), não houve diferenças significativas para valor de ângulo máximo entre as configurações 1 e 3 e ambas apresentaram valores maiores do que os da configuração 2. Para os valores de ângulo mínimo, todas as configurações apresentaram diferença significativa entre elas, sendo que a configuração 2 apresentou o maior valor e a configuração 1 apresentou o menor valor.

Figura 3 - Série temporal da fase de apoio da marcha para os valores de ângulo ($^{\circ}$) do complexo articular do mediopé por meio das três diferentes configurações de rastreamento do antepé.



Setas de cores diferentes representam diferenças significativas entre os valores. Setas com sentido esquerdo representam valores de ângulo máximos e as setas com sentido direito representam valores de ângulo mínimo.

Fonte: Dados da pesquisa.

No plano frontal (Figura 3 e TABELA 1), para os valores de ângulo máximo, todas as configurações apresentaram diferença significativa entre elas, sendo que a configuração 3 apresentou o maior valor e a configuração 1 apresentou o menor valor. Para os valores de ângulo mínimo, não houve diferenças significativas entre as configurações 1 e 2 e ambas apresentaram valores maiores do que os da configuração 3.

No plano transversal (Figura 3 e TABELA 1), para os valores de ângulo máximo, não houve diferenças significativas entre as configurações 1 e 3 e ambas apresentaram valor menor do que os da configuração 2. Para os valores de ângulo mínimo, todas as configurações apresentaram diferença significativa entre elas, sendo que a configuração 3 apresentou o maior valor e a configuração 1 o menor valor.

Em todos os planos de movimento (Figura 3 e TABELA 1), para os valores total, não houve diferença significativa entre as configurações 2 e 3 e ambas foram igualmente diferentes da configuração 1, sendo que as configurações 2 e 3 apresentaram valores maiores do que o da configuração 1.

Tabela 1 ã Tabela comparativa dos resultados.

Variável	Plano	Segmento	Valor	Configuração 1			Configuração 2			Configuração 3		
Residual	-	Antepé		2.27E-2	±	0.47E-2 ^A	2.22E-2	±	0.51E-2 ^A	1.82E-2	±	0.40E-2 ^B
Ângulo (graus)	Sagital	Máximo		9.00	±	2.14 ^A	6.98	±	3.06 ^B	8.56	±	2.63 ^A
		Mínimo		-5.05	±	3.10 ^A	-12.18	±	3.95 ^B	-10.51	±	3.48 ^C
		Total		14.00	±	4.20 ^A	19.20	±	5.71 ^B	19.10	±	5.00 ^B
	Frontal	Máximo		0.43	±	1.44 ^A	3.21	±	2.30 ^B	7.98	±	2.77 ^C
		Mínimo		-4.67	±	2.93 ^A	-4.04	±	4.30 ^A	0.50	±	4.34 ^B
		Total		5.10	±	2.37 ^A	7.25	±	3.35 ^B	7.48	±	3.96 ^B
	Transverso	Máximo		4.35	±	2.14 ^A	5.84	±	3.21 ^B	4.22	±	3.37 ^A
		Mínimo		-4.30	±	2.16 ^A	-4.73	±	2.34 ^B	-6.32	±	3.66 ^C
		Total		8.65	±	2.56 ^A	10.58	±	3.38 ^B	10.54	±	3.59 ^B

Valor de residual e valores de ângulo máximo, mínimo e total nos planos sagital, frontal e transverso do complexo articular do mediopé (média ± desvio padrão). Diferentes letras representam diferença estatística significativa ($p < 0,05$).

5 DISCUSSÃO

Este estudo investigou a cinemática do complexo articular do mediopé através de três diferentes configurações de rastreamento dos movimentos do antepé durante a fase de apoio da marcha humana afim de verificar diferenças significativas entre elas. A primeira configuração rastreou o antepé através dos marcadores presentes na primeira, segunda e quinta bases metatarsais e segunda cabeça metatarsal, configuração originalmente proposta por BRUENING *et al.* (2012). A segunda configuração rastreou o antepé através dos marcadores presentes na segunda base metatarsal e primeira e quinta cabeças metatarsais, configuração originalmente proposta por LEARDINI (2007). A terceira configuração, proposta originalmente nesse estudo, rastreou o antepé através dos marcadores da segunda base metatarsal e segunda e quarta cabeça metatarsal.

A análise do valor residual encontrado para a configuração 3 foi significativamente menor do que os das outras configurações (Tabela 1 e Figura 2), confirmando a ideia inicial de que essa configuração poderia representar mais apropriadamente o antepé se for considerado como um segmento de comportamento rígido, uma vez que rastreia raios de menor mobilidade. A mobilidade das articulações tarsometatársicas é menor na segunda e na terceira, em parte, por causa de fortes ligamentos e da posição firmada da base do segundo raio entre os cuneiformes medial e lateral (NEUMANN, 2012). Ainda, a configuração 3 não inclui o rastreamento do primeiro e quinto raios do antepé, que apresentam maior mobilidade, principalmente na primeira articulação (mais medial) (FRITZ; PRIESKORN, 1995). Além disso, os movimentos do primeiro e quinto raios podem ser considerados antagônicos durante o momento de pronação na marcha, já que o primeiro raio estende o quinto raio flexiona. BRUENING *et al.* (2012) sugerem um comportamento deformável do segmento antepé na transição das fases de apoio para balanço, consistentes com OKITA *et al.*, 2009. BRUENING *et al.* (2012) ainda diz que o antepé apresenta comportamento não rígido quando comparado com segmentos de comportamento mais próximo ao de um corpo rígido (como retopé e perna). A terceira configuração apresenta residual para o antepé comparável, através dos valores reportados por BRUENING *et al.* (2012) em sua tese, com o

valor residual do retropé. Outra consideração a ser feita em relação a análise do valor residual é de que estudos não reportam rotineiramente os valores residuais encontrados, tornando a análise cinemática realizada através desses modelos passíveis de questionamento, como é o caso do modelo proposto por LEARDINI (2007).

Os resultados no plano sagital revelaram que a segunda configuração de rastreamento apresentou menor valor de ângulo máximo e maior valor de ângulo mínimo quando comparada com as outras configurações (TABELA 1). O valor de ângulo total da segunda e terceira configurações foram maiores (19°) do que os capturados pela primeira configuração (14°). Esses valores são similares aos reportados em outros estudos (amplitude de movimento entre 6° e 19°) (RANKINE, 2008). O menor valor de ângulo máximo encontrado pela configuração 2 pode ser justificado pela elevação da cabeça do quinto raio durante a fase de pronação. O menor valor de ângulo mínimo encontrado pela configuração 1 pode ser justificado devido a presenças de marcadores proximais no antepé que acompanham o movimento de flexão plantar do retropé, reduzindo o movimento relativo entre antepé e retropé. Ainda não está claro o porquê da configuração 3 ter apresentado o mesmo valor total da configuração 2, mesmo realizando o rastreamento em diferentes raios.

No plano frontal, as configurações 2 e 3 podem ter apresentado maiores valores de ângulo máximo, que acontece no fim da fase de apoio, provavelmente porque os movimentos do antepé, obtidos por elas, são mais influenciados pela porção distal do antepé (i.e. cabeças metatarsais). No fim do apoio, o antepé é invertido, em parte, pela ação da força de reação do solo, que atua medialmente na superfície plantar do antepé. Assim, apesar de o retropé também estar invertendo (CARSON *et al.*, 2001), o antepé inverte ainda mais (FIGURA 4). Uma vez que a força de reação do solo está atuando mais distalmente, próximo das cabeças dos metatarsos, marcadores de rastreamento posicionados nelas (configurações 2 e 3) podem ser mais capazes de capturar esse movimento. A comparação entre a segunda e a terceira configurações mostra que a terceira apresenta maior valor. Isso pode ser devido ao fato de que, durante a inversão final do antepé, a cabeça do primeiro raio (incluída na segunda configuração) fica apoiada no solo para manter o apoio, o que faz com que o movimento de inversão do corpo rígido modelado seja reduzido. A explicação para o valor mínimo ter sido maior na configuração 3 é o

instante da fase de apoio em que ela acontece. Enquanto nas configurações 1 e 2 o valor mínimo se dá no final da fase de apoio, na configuração 3, ocorre no final da resposta à carga. Isso também pode explicar o valor total encontrado. O valor total também pode se justificar pelo fato de os movimentos obtidos serem mais influenciados pela porção distal do antepé que, por ser mais distante do retropé, tem movimentos diferentes dos desse segmento. O contrário acontece para a configuração 1, uma vez que a porção mais proximal do antepé tem movimentos semelhantes com os do retropé. A amplitude de movimento total é comparável com valores reportados na literatura (entre 2° e 25°) (RANKINE, 2008).

No plano transversal, os resultados demonstraram que a terceira configuração de rastreamento apresentou maior valor mínimo em relação as configurações 1 e 2 (TABELA 1). Uma possível explicação para esse resultado é de que a primeira configuração de marcadores representa a parte proximal do antepé, que acompanha o movimento do retropé, resultando na redução do movimento relativo entre retropé e antepé. A configuração 2, mesmo representando a parte distal do antepé, possui marcadores de rastreamento nos primeiro e quinto raios. Esses raios apresentam movimentos relativamente independentes e até mesmo opostos, o que pode diminuir o movimento no plano transversal da configuração 2 em relação a terceira. O valor total da segunda e da terceira configurações de rastreamento (11°) foram maiores do que da primeira configuração (9°), e são valores similares aos descritos pela literatura (entre 3° e 17°) (RANKINE, 2008). Isso pode justificado, também pelo fato da segunda configuração utilizar marcadores de rastreamento nos primeiro e quinto raios, ou seja, raios de maior mobilidade.

Entre as principais limitações desse estudo, destaca-se a coleta exclusiva da fase de apoio da marcha - o estudo de BRUENING *et al.* (2012) reportou maior valor residual na fase de balanço da marcha; a realização da coleta em um dia único e na utilização de apenas um examinador, impossibilitando a verificação de confiabilidade intra-examinador e inter-examinadores. Além disso, a necessidade de utilização de muitos marcadores de rastreamento próximos entre si dificulta tanto no rastreamento apropriado das coordenadas dos marcadores passivos no posicionamento correto destes marcadores por parte do examinador.

Ter incluído apenas indivíduos com IMC entre 18,67 até 25,61 kg/m² pode limitar a validade externa dos resultados uma vez que em pessoas com maiores IMC existe a presença de maior quantidade de tecido mole (NAVARRO, A., MARCHINI,

J., 2000), alterando a análise residual e a análise dos valores angulares. O valor residual apresentado pelo antepé é influenciado não somente pela violação do pressuposto de corpo rígido, mas também pela movimentação dos marcadores sobre os tecidos moles e pela interferência do equipamento (BRUENING *et al.*, 2012). Ainda, a coleta apenas em sujeitos saudáveis também limita a generalização dos resultados para outras populações. A investigação futura de outras tarefas como a corrida, salto e inclusão de sujeitos que apresentem condições patológicas nos pés pode contribuir para uma melhor compreensão da cinemática do complexo articular do tornozelo-pé.

Dessa forma, os resultados deste estudo indicam que a escolha da configuração de rastreamento do antepé pode influenciar na análise cinemática do complexo articular do mediopé. Estudos futuros, sobre sua cinemática, e também sua cinética, devem escolher a configuração de rastreamento do antepé baseados no propósito do estudo. Como por exemplo, no estudo de SOUZA *et al.* (2014), que investigou o comportamento do mediopé como uma mola torcional, a configuração de rastreamento pode influenciar nos resultados obtidos.

6 CONCLUSÃO

Os resultados encontrados mostraram que houve diferença significativa entre a cinemática obtida pelas configurações estudadas. A análise do valor residual encontrado para a configuração proposta por esse estudo foi menor do que os das outras configurações já usadas na literatura, o que é mais condizente com o pressuposto de corpo rígido, além dessa nova configuração não apresentar diferença significativa em relação a outra configuração para o valor de ângulo total nos planos sagital, frontal e transversal. Com isso, a escolha do método de rastreamento do antepé, em estudos futuros sobre a cinemática do complexo articular do mediopé, devem considerar as diferenças cinemáticas observadas entre as diferentes configurações, baseada no modelo teórico utilizado e no propósito do estudo.

REFERÊNCIAS

ARNDT, A. *et al.* Intrinsic foot kinematics measured in vivo during the stance phase of slow running. **Journal of Biomechanics**, v. 40, n.12, p. 2672-2678, 2007.

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.

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.

BRUENING, D. *et al.* Analysis of a kinetic multi-segment foot model part II: Kinetics and clinical implications. **Gait and Posture**, v. 35, n. 4, p. 535-540, 2012.

CARSON, M.C. *et al.* Kinematic analysis of a multi-segment foot model for research and clinical applications: a repeatability analysis. **Journal of Biomechanics**, v. 34, n.10, p. 1299-1307, 2001.

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.

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.

COFFIN-ZADAI, C. Disabling our diagnostic dilemmas. **Physical Therapy Journal**, v.87, p.641-653, 2007.

DAVIS, I. How do we accurately measure foot motion? **The Journal of orthopaedic and sports physical therapy**, v. 34, p. 502-503, 2004.

DESCHAMPS, K.; *et al.* Body of evidence supporting the clinical use of 3D multisegmented foot models: A systematic review. **Gait & Posture**, v.33 (2011), p.338-349, 2011.

FONSECA, H. **Análise dos efeitos de três métodos de correção do alinhamento do pé na cinemática do complexo do pé-tornozelo na marcha.** [s.l.] Universidade Federal de Minas Gerais, 2011.

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.

MENZ, H. *et al.* Foot posture, foot function and low back pain: the Framingham Foot Study. **Rheumatology** (Oxford, England), v. 52, n. 12, p. 2275-2282, 2013.

NAVARRO, A.; MARCHINI, J. Uso de medidas antropométricas para estimar gordura corporal em adultos. **Nutrire: Rev Soc Bras Alimen Nutr.** v.19/20, p.31-47, 2000.

NESTER, C. *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. 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.

NEUMANN, D. **Cinesiologia do aparelho musculoesquelético: fundamentos para reabilitação.** 2. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011. p.574-618.

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.

OKITA, N; *et al.* An objective evaluation of a segmented foot model. **Gait Posture**, v. 30, n.1, p. 27-34, 2009.

POWERS, C. 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.

RANKINE, L. *et al.* Multisegmental Foot Modeling: A Review. **Critical Reviews in Biomedical Engineering**, [S.L], v. 26, p. 127-181, 2008.

ROBERTSON, D. G. *et al.* Research methods in biomachanics. **Leeds: Human Kinetics**, p. 9-52, 2014.

SAHRMANN, S. A. The human movement system: Our professional identity. **Physical Therapy Journal**, v.94, n.7, p.1034-1042, 2014.

SCOTT, S. H.; WINTER D. A. Talocrural and talocalcaneal joint kinematics and kinetics during the stance phase of walking. **Journal of Biomechanics**, v. 24. p. 743-752. 1991.

SEO, S. G. *et al.* Repeatability of a multi-segment foot model with a 15-marker set in healthy adults. **Journal of Foot and Ankle**, v.7, n.24, 2014.

SIEGLER, S. *et al.* Mechanics of the ankle and subtalar joints revealed through a 3D quasi-static stress MRI technique. **Journal of Biomechanics**, v. 38, p. 567-578, 2005.

SOUZA, T. R. *et al.* Clinical measures of hip and footankle mechanics as predictors of rearfoot motion and posture. **Manual Therapy**, v. 19, n. 5, p. 379ñ385, out. 2014.

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. 103ñ111, 2010.

WEARING, S.C.; Errors in measuring sagittal arch kinematics of the human foot with digital fluoroscopy. **Gait Posture**, v. 21, p. 326ñ32, 2005.

WESTBLAD, P. *et al.* Differences in ankle-joint complex motion during the stance phase of walking as measured by superficial and bone-anchored markers. **Foot Ankle**. v. 23, n.9, p. 856ñ863. 2002.

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. 91ñ98, 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. 330ñ339, 2007.

WINTER, D. A. **Biomechanics and motor control of human movement**. 4. ed. New Jersey: John Wiley & Sons Inc., 2009. p. 107-136.

ANEXO A ã TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

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

Gostaríamos de convidá-lo a participar de nosso estudo. O nosso objetivo 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 EEEFTO-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 (telefone 31 9 8827-3070) e Vanessa Araújo (telefone 31 9 9727-8285). Além disso, para obter mais informações e responder a dúvidas, você também poderá entrar em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa – CEP/UFMG na Av. Pres. Antônio Carlos, 6627, Unidade Administrativa II, 2º. Andar, Sala 2005 (telefone 31 3409-4592). 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. Este documento é emitido em duas vias que serão ambas assinadas por mim e pelo pesquisador, ficando uma via com cada um de nós.

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

Dr. 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 B ã CERTIFICADO DE APRESENTAÇÃO PARA APRECIACÃO ÉTICA

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