

Thales Rezende de Souza

**RELAÇÃO ENTRE O TORQUE DE ROTAÇÃO LATERAL DO
QUADRIL E A CINEMÁTICA DO PÉ**

Belo Horizonte

Universidade Federal de Minas Gerais

2012

Thales Rezende de Souza

**RELAÇÃO ENTRE O TORQUE DE ROTAÇÃO LATERAL DO
QUADRIL E A CINEMÁTICA DO PÉ**

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 à obtenção do título de Doutor em Ciências da Reabilitação.

Área de Concentração: Desempenho Funcional Humano

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca

Belo Horizonte

Universidade Federal de Minas Gerais

2012

S729r Souza, Thales Rezende de
2012 Relação entre o torque de rotação lateral do quadril e a cinemática do pé.
[manuscrito] / Thales Rezende de Souza – 2012.
134 f., enc.:il.

Orientador: Sérgio Teixeira da Fonseca

Tese (doutorado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional.
Bibliografia: f. 114-123

1. Quadril - Teses. 2. Pé - Teses. 3. Pronação - Teses. 4. Marcha - Teses. 5. Postura - Teses. 6. Fisioterapia - Teses. I. Fonseca, Sérgio Teixeira da. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. III. Título.

CDU: 615.8

Ficha catalográfica elaborada pela equipe de bibliotecários da Biblioteca da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais.

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

ATA DE NÚMERO 20 (VINTE) DA SESSÃO DE ARGUIÇÃO E DEFESA DE TESE APRESENTADA PELO CANDIDATO **THALES REZENDE DE SOUZA** DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO.....

Aos 13 (treze) dias do mês de julho do ano de dois mil e doze, realizou-se na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, a sessão pública para apresentação e defesa da tese intitulada: **"RELAÇÃO ENTRE O TORQUE DE ROTAÇÃO EXTERNA DO QUADRIL E A CINEMÁTICA DO PÉ"**. A comissão examinadora foi constituída pelos seguintes Professores Doutores: Sérgio Teixeira Fonseca, Fábio Viadanna Serrão, Paula Lanna Pereira da Silva, Anamaria Siriani de Oliveira, Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela, sob a presidência do primeiro. Os trabalhos iniciaram-se às 09 horas com apresentação oral do candidato, seguida de arguição dos membros da Comissão Examinadora. Após avaliação, os examinadores consideraram o candidato **aprovado e apto a receber o título de Doutor após a entrega da versão definitiva da Tese**. Nada mais havendo a tratar, eu, Eni da Conceição Rocha, 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, 13 de julho de 2012.

Professor Dr. Sérgio Teixeira Fonseca

Professor Dr. Fábio Viadanna Serrão

Professora Dra. Paula Lanna Pereira da Silva

Professora Dra. Anamaria Siriani de Oliveira

Professora Dra. Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela

Eni da Conceição Rocha – SIAPE: 010400893

Secretária do Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação

PARECER

Considerando que a Tese de Doutorado de THALES REZENDE DE SOUZA intitulada "RELAÇÃO ENTRE O TORQUE DE ROTAÇÃO EXTERNA DO QUADRIL E A CINEMÁTICA DO PÉ", defendida junto ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, nível: Doutorado cumpriu sua função didática, atendendo a todos os critérios científicos, a Comissão Examinadora **APROVOU** a Tese de doutorado, conferindo-lhe as seguintes indicações:

Nome do Professor (a)/Banca	Aprovação	Assinatura
Prof. Dr. Sérgio Teixeira Fonseca	APROVADO	
Prof. Dr. Fábio Viadanna Serrão	APROVADO	
Profa. Dra. Paula Lanna Pereira da Silva	APROVADO	
Profa. Dra. Anamaria Siriani de Oliveira	APROVADO	
Profa. Dra. Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela	APROVADO	

Belo Horizonte, 13 de julho de 2012.



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

União de Centros Acadêmicos
Coordenação do Colegiado
Reabilitação em Ciências da Saúde
Belo Horizonte, 2012

Esta tese é apenas uma parte de um grande projeto.

O projeto de família idealizado por meus pais.

A eles dedico esse trabalho.

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao Sérgio. Em tantos anos, foi sempre uma honra ser orientado por um professor e pesquisador de tamanho talento. Mas, hoje, minha admiração vai além do talento profissional. Admiro o amigo que ganhei. Muito obrigado por compartilhar objetivos comigo e me permitir dar minha pequena contribuição para que eles sejam alcançados.

A todos que fazem parte do grupo que trabalha com o Sérgio. São muitos os que participaram da equipe durante esse período. Todos colaboraram, de alguma forma, para a realização do doutorado.

À Vanessa Araújo, minha maior parceira de pesquisa durante o doutorado. Ainda temos muito trabalho conjunto pela frente, ainda bem. Minha gratidão é enorme.

À Viviane Carvalhais, que sempre esteve com a gente, mesmo com o aperto dos afazeres de seu mestrado. Sua participação foi e é indispensável.

A todos os alunos e ex-alunos de iniciação científica que nos ajudaram: Aline Castro, Bárbara Lopes, Bruna Avelar, Bruna Schaper, Carolina Rocha, Diego Xavier, Jean Morbeck, Lincoln Freitas e Marília Araújo. A dedicação de vocês é grande parte desse trabalho.

À Paula Lanna e à Juliana Ocarino. Eu me espelho em vocês. Por isso, hoje me sinto privilegiado de fazer parte desse grupo. Obrigado pela ajuda e convivência durante o doutorado.

À Marisa Mancini, pela tutoria não-oficial. Agradeço por me ajudar a atravessar as pedras no caminho e, muito mais importante, por me ajudar a enxergar que as pedras, na verdade, são degraus a serem subidos.

A todos os colegas do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação. Em especial, aos amigos Thiago Teles, Giovanna Amaral, Hellen Veloso, Renan

Resende, Natália Bittencourt, Luciana De Michelis, Miguel Assis, Jennifer Peixoto, Kennea Almeida, Paula Chagas e Tatiana Pinto. Obrigado pela ótima convivência.

Ao Haroldo Fonseca, pelas conversas e por estar sempre disponível a ajudar.

Aos professores dos Departamentos de Fisioterapia e Terapia Ocupacional. Agradeço em especial aos que tiveram maior convivência comigo: Marcos Resende, Renata Kirkwood, Sheyla Furtado, Rosangela Dias, João Marcos Dias, Anderson Aurélio, Ana Maria Sette e Gisele Gomes.

Aos membros da banca da defesa de doutorado. Obrigado pela disponibilidade.

À professora Anamaria Siriani, pela disponibilidade e consideração em participar dos processos de avaliação durante o doutorado.

Aos funcionários do Colegiado de Pós-Graduação e da Secretaria do Departamento de Fisioterapia. Em especial à Marilane, Margareth, Eni, Natália, Gilvana e Richard.

A todos os meus amigos que não estavam na UFMG, mas que sempre me deram força e alegrias durante o período do doutorado. Em especial ao PH, Talita, Pedrinho, Fernanda, Zambelli, Gui, Fred, Valéria, Simone, Funny, Mário, Gayza, Ricardo e Tetê.

À minha avó, primos e tios. Senti a torcida de vocês, mesmo de longe. Muito obrigado!

Ao amigo Roberto Lúcio, por todas as nossas conversas. O auto-conhecimento foi fundamental para continuar a jornada.

À Bruninha, minha namorada. Poucas surpresas mudam a vida completamente. Da minha vida, você é a grande surpresa. Agradeço por você compartilhar a sua vida comigo e por me deixar dividir a minha vida com você. Sua presença é essencial, sempre. Amo você.

Ao meu irmão e grande amigo, Bruno. Na dissertação de mestrado, eu disse que você me dava ânimo acadêmico. Continua sendo assim. Mas o maior ânimo que você me dá é o de seguir em frente, com você ao meu lado. Amo você.

Aos meu pais, que me deram uma família e um lar. Minha mãe, Cássia, é minha melhor amiga. Meu maior exemplo de força e de afeto. Meu pai, Osvino, é meu grande professor. Me ensinou que é possível formar e manter unida uma família, mesmo que isto seja um desafio de tamanho inigualável. Amo vocês.

“A jornada em si é o destino final”

ditado popular

RESUMO

Alterações de movimento e postura de pronação-supinação do complexo tornozelo-pé, em cadeia fechada, têm sido associadas à ocorrência de lesões músculo-esqueléticas. Tradicionalmente, a cinemática do pé, durante a marcha, postura ou corrida, tem sido atribuída apenas a variáveis mecânicas distais, como alinhamento e mobilidade do pé. Contudo, a mecânica do quadril, no plano transversal, também pode influenciar na cinemática do pé. Proposições teóricas indicam que um maior torque de rotação lateral do quadril, ou maior rigidez relacionada a esse torque, levaria a menor pronação do pé. Assim, os objetivos desta tese foram: (a) investigar se a combinação da rigidez passiva do quadril (relacionada ao torque de rotação lateral) com o alinhamento e mobilidade do complexo perna-pé prediz a cinemática do retropé, durante a marcha e a postura ortostática; e (b) investigar se o aumento do torque de rotação lateral do quadril, por meio do uso de faixas elásticas, leva a uma redução da pronação do complexo tornozelo-pé, durante a marcha. Um primeiro estudo foi realizado para investigar a confiabilidade de um método cinemático em que as posições da perna, do calcâneo e do antepé foram medidas com *clusters* de marcas de rastreamento. Ângulos entre o calcâneo e a perna, entre o antepé e o calcâneo, e entre o antepé e a perna foram calculados, durante a fase de apoio da marcha e durante a posição ortostática com a articulação subtalar em neutro. Dez participantes assintomáticos foram avaliados em dois momentos, com uma semana de intervalo. As confiabilidades (índices de correlação intra-classe) de variáveis obtidas desses ângulos variaram de 0,76 a 0,93, o que foi considerado apropriado. Em um segundo estudo, a rigidez passiva do quadril e a combinação entre alinhamento ósseo e mobilidade do complexo tornozelo-pé foram avaliados, por meio de medidas clínicas, em 23 participantes assintomáticos. Análises de regressão linear múltipla foram realizadas para investigar se a combinação entre essas variáveis prediz a eversão-inversão do retropé, durante a fase de apoio da marcha e a postura ortostática relaxada. Foi encontrado que essas variáveis explicam de 27% a 40% da variabilidade da cinemática do retropé ($p \leq 0,041$). Em um terceiro estudo, o torque de rotação lateral do quadril foi aumentado, por meio de faixas elásticas de baixa ou de alta rigidez, em 17 participantes assintomáticos. Os ângulos entre calcâneo e perna, antepé e calcâneo, e antepé e perna foram medidos durante a fase de apoio da marcha. As curvas desses ângulos foram comparadas por meio de intervalos de confiança (95%), ponto-a-ponto. O uso de ambas as faixas

elásticas produziu uma redução significativa na eversão do calcâneo em relação à perna e aumento significativo na eversão do antepé em relação ao retropé e à perna, o que indicou redução da pronação do pé. Os resultados dessa tese indicam que a mecânica proximal do membro inferior, no plano transversal, influencia na pronação-supinação do complexo tornozelo-pé, na marcha e na postura ortostática. O torque de rotação lateral do quadril deve ser considerado na abordagem clínica de indivíduos que apresentam alterações de pronação-supinação.

Palavras-chave: Quadril. Pé. Acoplamento. Pronação. Marcha. Postura.

ABSTRACT

Alterations of pronation-supination motion and posture of the foot-ankle complex, in closed chain, have been associated with the occurrence of musculoskeletal disorders. Traditionally, foot kinematics in activities as walking, standing and running is solely attributed to distal mechanical variables, such as alignment and mobility of the foot. However, the mechanics of the hip, in the transverse plane, can also influence foot kinematics. Theoretical propositions indicate that greater hip external-rotation moment, or greater hip stiffness (related to this external rotation moment) would lead to less foot pronation. The objectives of this thesis were: (a) to investigate whether the interaction of hip passive stiffness, related to the external-rotation moment, with the alignment and mobility of the foot-shank complex predicts rearfoot kinematics, during walking and standing; (b) to investigate whether increases in hip external-rotation moment, obtained with the use of elastic bands, decreases pronation of the foot-ankle complex, during walking. A first study was conducted to investigate the reliability of a kinematic method in which the positions of the shank, calcaneus and forefoot were measured with clusters of tracking markers. Angles between the calcaneus and the shank, between the forefoot and the calcaneus, and between the forefoot and the shank were calculated during the stance phase of walking and during standing with the subtalar joint in neutral position. Ten asymptomatic participants were assessed on two occasions, one week apart. The test-retest reliabilities (intraclass correlation coefficients) of variables obtained from the angles ranged from 0.76 to 0.93, which was considered appropriate. In a second study, hip passive stiffness and the combination of bone alignment and mobility of the foot-ankle complex were assessed with clinical measures, in 23 asymptomatic participants. Multiple linear regression analyses were performed to investigate whether the interaction of these variables predicts the eversion-inversion of the rearfoot during the stance phase of walking and bipedal relaxed standing. It was found that these variables explained 27% to 40% of the variability of rearfoot kinematics ($p \leq 0.041$). In a third study, hip external-rotation moment was increased by means of elastic bands of low or high stiffness, on 17 asymptomatic participants. The angles between calcaneus and shank, between forefoot and calcaneus and between forefoot and shank were measured during the stance phase of walking. The curves of these angles were compared using the confidence intervals (95%), point-by-point. The use of both elastic bands produced a significant reduction in the eversion of the

calcaneus relative to the shank and a significant increase in the eversion of the forefoot relative calcaneus and relative to shank, which showed a reduction of foot pronation. The results of this thesis indicate that the proximal mechanics of the lower limb, in the transverse plane, influences pronation-supination of the ankle-foot complex, during walking and upright posture. The external-rotation moment of the hip should be considered during the assessment and intervention of individuals with altered pronation-supination behavior.

Keywords: Hip. Foot. Coupling. Pronation. Gait. Posture.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1 - Representação do quadril como uma mola e do torque axial passivo do quadril	21
FIGURA 2A - Cinemática do quadril, no plano transversal, durante a fase de apoio da marcha	23
FIGURA 2B - Torque interno do quadril, estimado por dinâmica inversa, durante a fase de apoio da marcha	23
FIGURA 3 - Efeitos do torque de rotação lateral do quadril sobre o membro inferior, durante a manutenção da postura ortostática	24
FIGURA 4 - Movimentos dos segmentos do membro inferior durante a marcha	25
FIGURA 5A - Torque axial do quadril e movimentos da pelve e dos segmentos do membro inferior durante a primeira parte da fase de apoio da marcha. 5B - Visão aproximada do quadril com os torques impostos pelo quadril sobre a pelve e o membro inferior, com os movimentos desses segmentos e com o fluxo de energia mecânica durante a primeira parte da fase de apoio da marcha	26
FIGURA 6A - Torque axial do quadril e movimentos da pelve e dos segmentos do membro inferior durante a segunda parte da fase de apoio da marcha. 6B - Visão aproximada do quadril com os torques impostos pelo quadril sobre a pelve e o membro inferior, com os movimentos desses segmentos e com o fluxo de energia mecânica durante a segunda parte da fase de apoio da marcha	28
FIGURA 7A - Vista lateral das referências anatômicas utilizadas para o modelo cinemático do complexo tornozelo-pé. 7B - vista medial das mesmas referências..	32
FIGURA 8 - Sistemas de coordenadas da perna, calcâneo e antepé	33
FIGURA 9 - <i>Clusters</i> com marcas de rastreamento da perna, calcâneo e antepé ..	34
FIGURA 10 - Medida clínica de rigidez passiva do quadril, relacionada com o torque de rotação lateral dessa articulação	38
FIGURA 11 - Medida do ângulo antepé-perna. 11A - Vista superior (vista do examinador). 11B - Vista lateral	40
FIGURA 12 - Influências isoladas dos componentes de alinhamento ósseo e de mobilidade na medida de ângulo antepé-perna. 12A - Posição considerada como neutra. 12B - Influência de varismo-valgismo de tibia. 12C - Influência de varismo-valgismo de retropé. 12D - Influência de varismo-valgismo de antepé ou de mobilidade de inversão das articulações do médio-pé	40

FIGURA 13 - <i>Clusters</i> com marcas de rastreamento da perna e o calcâneo, com marcas técnicas para definir a fase de apoio da marcha	41
FIGURA 14 - Curvas deformação-tensão das faixas elásticas	47
FIGURA 15A - Cintas elásticas presas à pelve, coxa e perna. 15B - Faixa elástica presa às cintas, no membro inferior	48
FIGURA 16 - Uso da ponteira para a identificação das referências anatômicas	49
FIGURA 17 - <i>Clusters</i> com marcas de rastreamento da perna, calcâneo e antepé.	49

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

1MTb	Base do primeiro metatarso
1MTc	Cabeça do primeiro metatarso
5MTb	Base do quinto metatarso
5MTc	Cabeça do quinto metatarso
ANT-CAL	Antepé em relação ao calcâneo
ANT-PER	Antepé em relação à perna
CAL-PER	Calcâneo em relação à perna
CCI	Coefficiente de correlação intra-classe
cm	Centímetros
d	tamanho de efeito
EL	Epicôndilo lateral
EM	Epicôndilo medial
FEAR	Faixa elástica de alta rigidez
FEBR	Faixa elástica de baixa rigidez
H1	Hipótese 1
H2	Hipótese 2
Hz	Hertz
Kg	Kilogramas
m	Metros
ML	Maléolo lateral
MM	Maléolo medial
N	Newtons
PR	Posição de repouso
Q	Tecidos do quadril que produzem torque de rotação lateral
RL	Rotação lateral
RM	Rotação medial
ST	Sustentáculo do talus
TP	Tuberosidade peroneal

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	18
1.1	Objetivo geral	31
1.2	Objetivos específicos.....	31
1.3	Hipóteses	32
2	MATERIAL E MÉTODOS	33
2.1	ESTUDO 1	33
2.1.1	Contextualização breve	33
2.1.2	Amostra	33
2.1.3	Modelo cinemático	33
2.1.4	<i>Clusters</i> com marcas de rastreamento	35
2.1.5	Procedimentos	36
2.1.6	Processamento de dados	35
2.1.7	Análise estatística	38
2.2	ESTUDO 2	39
2.2.1	Contextualização breve	39
2.2.2	Amostra	39
2.2.3	Medidas clínicas	40
2.2.3.1	Rigidez passiva do quadril	40
2.2.3.2	Ângulo antepé-perna	41
2.2.4	Cinemática do retopé	43
2.2.4.1	Procedimentos	43
2.2.4.2	Redução dos dados	44
2.2.5	Confiabilidades	45
2.2.6	Análise estatística	46
2.3	ESTUDO 3	47
2.3.1	Contextualização breve	47
2.3.2	Amostra	47
2.3.3	Faixas Elásticas	48
2.3.4	Cinemática do complexo tornozelo-pé	50
2.3.4.1	Procedimentos	50
2.3.4.2	Redução dos dados	52
2.3.5	Confiabilidade	53
2.3.6	Análise estatística	53
3	ARTIGOS	54
3.1	Confiabilidade de um método baseado em <i>clusters</i> para a análise cinemática multi-segmentar do complexo tornozelo-pé	54
3.2	Contribuições da mecânica do quadril e do complexo tornozelo-pé para o movimento e postura do retopé	70
3.3	Efeitos de faixas elásticas que aumentam o torque de rotação lateral do quadril na pronação-supinação do complexo tornozelo-pé durante a marcha	94
4	CONSIDERAÇÕES FINAIS	112
	REFERÊNCIAS	114
	APÊNDICES	124
	ANEXO	130

PREFÁCIO

Esta tese foi elaborada de acordo com as normas estabelecidas pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Universidade Federal de Minas Gerais. Ela é composta por quatro seções. A primeira seção contém a Introdução, com a revisão de literatura, problematização e justificativa dos estudos realizados e com os objetivos geral e específicos da tese. Na segunda seção, encontra-se a descrição detalhada dos métodos utilizados nos estudos da tese. A terceira seção contém os artigos científicos correspondentes aos três estudos realizados na tese. O primeiro e terceiro artigos estão formatados de acordo com as normas do periódico *Gait & Posture* e o segundo artigo está formatado de acordo as normas do periódico *Clinical Biomechanics*. Na quarta seção desta tese, são apresentadas as considerações finais relacionadas aos resultados encontrados nos estudos realizados. Em seguida, estão incluídos as referências bibliográficas, apêndices e anexos.

1 INTRODUÇÃO

Tarefas realizadas com o pé apoiado sobre o solo, que impõem cargas sobre os membros inferiores, estão incluídas em grande parte das atividades diárias de uma pessoa (ALZHRANI, *et al.*, 2011; TUDOR-LOCKE & BASSETT, 2004). Por exemplo, em um dia, um indivíduo realiza de seis a sete mil passos (TUDOR-LOCKE & BASSETT, 2004), incluídos em atividades como andar, correr, subir e descer escadas, o que faz com que a frequência de aplicação de forças sobre os tecidos músculo-esqueléticos seja alta (FONSECA, *et al.*, 2007; MUELLER & MALUF, 2002). Além disso, um indivíduo adulto fica em pé durante três horas por dia (ALZHRANI, *et al.*, 2011), em média, o que faz com que a duração da aplicação de forças também seja elevada. O sistema músculo-esquelético deve possuir condições de lidar com a aplicação repetitiva e duradoura de forças, para que não ocorram sobrecargas que ameacem a integridade de seus tecidos (DYE, 1996; FONSECA, *et al.*, 2007; MUELLER & MALUF, 2002). Essas condições são influenciadas pela capacidade tecidual de suportar estresses e pela magnitude dos estresses aplicados (DYE, 1996; FONSECA, *et al.*, 2007; MUELLER & MALUF, 2002). Padrões de movimento e postura específicos podem ser capazes de aumentar o estresse mecânico aplicado sobre estruturas músculo-esqueléticas (FONSECA, *et al.*, 2007; MUELLER & MALUF, 2002; SAHRMANN, 2002). Assim, o entendimento desses padrões possibilitaria uma abordagem clínica apropriada de inúmeras lesões ortopédicas (FONSECA, *et al.*, 2007; SAHRMANN, 2002).

Alterações de movimento e postura de pronação-supinação do complexo tornozelo-pé podem estar presentes em atividades realizadas em cadeia cinemática fechada (LEVINGER & GILLEARD, 2005; WILLEMS, *et al.*, 2006; WILLIAMS, *et al.*, 2004). Evidências sugerem que alterações de movimento e postura de pronação-supinação estão relacionadas com o aumento de estresse mecânico sobre estruturas do complexo tornozelo-pé e com o desenvolvimento de lesões ortopédicas nesse complexo (IRVING, *et al.*, 2007; LEVINGER & GILLEARD, 2005; MUELLER & MALUF, 2002; SOUZA, *et al.*, 2011; TIBERIO, 1988; WILLEMS, *et al.*, 2006). Além disso, pronação-supinação alterada pode ocorrer associadamente com alterações de rotação medial-lateral do membro inferior (KHAMIS & YIZHAR, 2007; SOUZA, *et al.*, 2009a). Estes movimentos estão relacionados com o aumento de estresse mecânico e com a ocorrência de lesões ortopédicas em outras estruturas

do sistema músculo-esquelético, não-localizadas no complexo tornozelo-pé (LEVINGER & GILLEARD, 2005; MUELLER & MALUF, 2002; SOMMER & VALLENTYNE, 1995; SOUZA, *et al.*, 2011; TIBERIO, 1988; WILLEMS, *et al.*, 2006). Pronação excessiva do complexo tornozelo-pé, freqüentemente associada à rotação medial excessiva do membro inferior, pode levar à sobrecarga de estruturas como a fáscia plantar (IRVING, *et al.*, 2007), músculos da perna (SOMMER & VALLENTYNE, 1995; WILLEMS, *et al.*, 2006), ligamentos do joelho (ALLEN & GLASOE, 2000; BONCI, 1999), articulação patelofemoral (BARTON, *et al.*, 2010; BARTON, *et al.*, 2009; TIBERIO, 1988) e músculo piriforme (TONLEY, *et al.*, 2010). Por outro lado, pronação reduzida do tornozelo-pé, também referida como supinação excessiva, pode sobrecarregar tecidos moles laterais e estruturas ósseas do membro inferior (WILLIAMS, *et al.*, 2001). Dessa forma, a identificação de fatores que influenciam os movimentos e a postura de pronação-supinação do tornozelo-pé pode auxiliar a prevenção e o tratamento de lesões dessas estruturas (FONSECA, *et al.*, 2007).

Tradicionalmente, os movimentos do complexo tornozelo-pé, são explicados pela influência exclusiva de fatores distais, i.e. fatores que atuam diretamente ou localizados no complexo tornozelo-pé (MCPOIL & KNECHT, 1985; SIMONEAU, 2002; TIBERIO, 1988). Durante a fase de apoio da marcha, por exemplo, esses movimentos são explicados pela interação mecânica entre o pé e a superfície de apoio e por ação dos músculos do tornozelo (MCPOIL & KNECHT, 1985; ROOT, *et al.*, 1977; SIMONEAU, 2002; TIBERIO, 1988). No momento do contato inicial, a força de reação do solo é aplicada lateralmente sob o calcâneo, o que produz um torque externo de eversão, que seria responsável por levar o complexo tornozelo-pé a realizar o movimento de pronação durante a primeira metade da fase de apoio (MCPOIL & KNECHT, 1985; SIMONEAU, 2002). A partir da metade dessa fase, aproximadamente, músculos inversores do tornozelo (especialmente o tibial posterior e o sóleo) gerariam um torque interno de inversão e levariam o complexo tornozelo-pé a realizar o movimento de supinação (DONATELLI, 1985; ROOT, *et al.*, 1977; SIMONEAU, 2002).

Fatores mecânicos do complexo tornozelo-pé podem influenciar nos movimentos e postura de pronação-supinação (ALLEN, *et al.*, 2004; DONATELLI, *et al.*, 1999; POHL, *et al.*, 2010). Alinhamentos ósseos varo e valgo, no pé e na perna, levariam ao aumento e à redução da pronação, respectivamente (DONATELLI, *et*

al., 1999; MICHAUD, 1993). Maior mobilidade de dorsiflexão dos raios mediais do pé (especialmente do primeiro raio) e de inversão da articulação médio-társica estaria relacionada com maior pronação (ALLEN, *et al.*, 2004; MICHAUD, 1993; ROOT, *et al.*, 1977). Menor torque produzido pelos músculos inversores do tornozelo estaria relacionada com maior pronação do pé (KITAOKA, *et al.*, 1997; POHL, *et al.*, 2010). Entretanto, a literatura aponta resultados inconsistentes ou contraditórios em relação à existência dessas relações, tanto para alinhamento ósseo (CORNWALL, *et al.*, 2004; DONATELLI, *et al.*, 1999; HAMILL, *et al.*, 1989; MCPOIL & CORNWALL, 1996) e mobilidade (ALLEN, *et al.*, 2004; CORNWALL, *et al.*, 2006) do pé quanto para a ação dos músculos inversores (CHRISTINA, *et al.*, 2001; FELTNER, *et al.*, 1994; KARATSOLIS, *et al.*, 2009; POHL, *et al.*, 2010; SNOOK, 2001). Para a ação muscular no tornozelo, por exemplo, Pohl *et al.* (2010) encontraram que a fadiga dos músculos inversores levou ao aumento da eversão do retropé, durante a marcha (POHL, *et al.*, 2010). Em contraste, Christina *et al.* (2001) encontraram que a fadiga desses músculos não alterou a cinemática do retropé, durante a corrida (CHRISTINA, *et al.*, 2001). Feltner *et al.* (1994) demonstraram que o fortalecimento isocinético desses músculos reduziu a pronação do retropé, durante a corrida (FELTNER, *et al.*, 1994). Entretanto, o fortalecimento isotônico não produziu efeitos (FELTNER, *et al.*, 1994). Além disso, outros estudos não encontraram associações entre força dos inversores e a cinemática do pé (KARATSOLIS, *et al.*, 2009; SNOOK, 2001). É possível que outras variáveis mecânicas da cadeia cinética interajam com variáveis específicas do complexo tornozelo-pé na determinação da cinemática do pé, o que explicaria os resultados inconsistentes encontrados na literatura (ALLEN, *et al.*, 2004; CHRISTINA, *et al.*, 2001; CORNWALL, *et al.*, 2004; CORNWALL, *et al.*, 2006; DONATELLI, *et al.*, 1999; FELTNER, *et al.*, 1994; HAMILL, *et al.*, 1989; KARATSOLIS, *et al.*, 2009; MCPOIL & CORNWALL, 1996; POHL, *et al.*, 2010; SNOOK, 2001). Assim, ainda é necessário que sejam identificados fatores cuja combinação determinaria os movimentos e a postura de pronação-supinação do complexo tornozelo-pé, em atividades realizadas em cadeia fechada.

Em cadeia fechada, as rotações medial e lateral do quadril e da perna ocorrem mecanicamente acopladas à pronação (eversão do calcâneo) e supinação (inversão do calcâneo) no complexo tornozelo-pé, respectivamente (KHAMIS & YIZHAR, 2007; POHL & BUCKLEY, 2008; POHL, *et al.*, 2006; POHL, *et al.*, 2007;

SOUZA, *et al.*, 2010). A força desse acoplamento varia entre indivíduos e de acordo com a atividade realizada (KHAMIS & YIZHAR, 2007; POHL & BUCKLEY, 2008; POHL, *et al.*, 2006; POHL, *et al.*, 2007; SOUZA, *et al.*, 2010). A interdependência entre os movimentos do membro inferior, no plano transversal, e do complexo tornozelo-pé, no plano frontal, está relacionada com o acoplamento entre as rotações axiais do tálus e a inversão-eversão do calcâneo, na articulação subtalar (DONATELLI, 1985; MICHAUD, 1993; NEUMANN, 2002b; ROOT, *et al.*, 1977; TIBERIO, 1988). Em atividades realizadas em cadeia cinemática fechada, as forças de atrito entre o solo e o pé apoiado impedem grande parte das rotações axiais dos segmentos mais distais do complexo tornozelo-pé, como o calcâneo. Assim, o acoplamento existente na articulação subtalar faz com que a rotação medial (adução) do tálus seja acompanhada de eversão do calcâneo, o que caracteriza a pronação do complexo tornozelo-pé em cadeia cinemática fechada (DONATELLI, 1985; MICHAUD, 1993; NEUMANN, 2002b; ROOT, *et al.*, 1977; TIBERIO, 1988). A rotação lateral (abdução) do tálus, por sua vez, é acompanhada de inversão do calcâneo, o que caracteriza a supinação do complexo tornozelo-pé em cadeia cinemática fechada (DONATELLI, 1985; MICHAUD, 1993; NEUMANN, 2002b; ROOT, *et al.*, 1977; TIBERIO, 1988). Segundo descrições cinesiológicas, a articulação talo-crural não permite que ocorram rotações do tálus em relação à tíbia e fíbula, no plano transversal (DONATELLI, 1985; MICHAUD, 1993; NEUMANN, 2002b; ROOT, *et al.*, 1977; TIBERIO, 1988). Conseqüentemente, a eversão do calcâneo ocorreria simultaneamente à rotação medial da perna e a inversão do calcâneo seria simultânea à rotação lateral da perna.

Recentemente, estudos cinemáticos realizados com pinos intra-ósseos revelaram que movimentos nos planos transversal e frontal podem ocorrer na articulação talo-crural, durante a marcha e a corrida (ARNDT, *et al.*, 2007; LUNDGREN, *et al.*, 2008). Além disso, rotações do joelho, no plano transversal, acontecem durante a fase de apoio da marcha (LAFORTUNE, *et al.*, 1994). A presença desses graus de liberdade parece estar relacionada com a grande participação de tecidos moles na produção das forças responsáveis pela interdependência entre segmentos. Essa característica faz com que a inversão-eversão do calcâneo e a rotação medial-lateral da perna e do quadril não apresentem o acoplamento incondicional tradicionalmente descrito (ARNDT, *et al.*, 2007; SOUZA, *et al.*, 2010). Entretanto, esses movimentos apresentam algum grau

de acoplamento temporal (KHAMIS & YIZHAR, 2007; SOUZA, *et al.*, 2010). Dessa forma, o estudo da pronação-supinação do complexo tornozelo-pé, em atividades realizadas em cadeia fechada, deve considerar a interdependência mecânica entre esses segmentos.

É possível que a mecânica do quadril, no plano transversal, influencie o movimento e a postura do pé, em cadeia fechada (FONSECA, *et al.*, 2007; LEIGHTON, 2006; MANN, 1982). Estudos anteriores observaram influências proximais na pronação-supinação do pé, em atividades realizadas em cadeia fechada (EARL & HOCH, 2011; MYER, *et al.*, 2006; SNYDER, *et al.*, 2009). Essas influências podem ser devido à relação entre o torque do quadril no plano transversal (torque axial) e a cinemática do pé (FONSECA, *et al.*, 2007; KHAMIS & YIZHAR, 2007; LEIGHTON, 2006; MANN, 1982; SOUZA, *et al.*, 2010). Snyder *et al.* (SNYDER, *et al.*, 2009), por exemplo, demonstraram que o fortalecimento dos músculos rotadores laterais e abdutores do quadril resultou em redução da amplitude de eversão do retropé, durante a corrida (SNYDER, *et al.*, 2009). Frequentemente, a possível influência de torques de abdução do quadril sobre a pronação-supinação do complexo tornozelo-pé é enfatizada para explicar esses resultados (CHUTER & JANSE DE JONGE, *in press*). No entanto, Snyder *et al.* (SNYDER, *et al.*, 2009) também encontraram um aumento na adução do quadril, como efeito do fortalecimento (SNYDER, *et al.*, 2009). Este resultado é contrário à atribuição das mudanças na cinemática do pé a um aumento do torque de abdução do quadril. Além disso, esses autores encontraram uma tendência de diminuição da rotação medial do quadril ($p=0,08$) (SNYDER, *et al.*, 2009). Tanto os músculos rotadores laterais quanto os músculos abdutores do quadril podem produzir torques de rotação lateral nessa articulação (NEUMANN, 2002a). Assim, é possível que os efeitos do fortalecimento muscular sobre a capacidade de geração de torque axial pelos músculos do quadril tenham participado da diminuição da pronação do pé (FONSECA, *et al.*, 2007; LEIGHTON, 2006; MANN, 1982). Dessa forma, é necessário que a possível participação do torque axial do quadril no movimento e postura de pronação-supinação do complexo tornozelo-pé seja investigada.

O torque axial total do quadril, durante atividades funcionais, é resultante de torques passivos e ativos, assim como em outras articulações do corpo (ROBERTSON, *et al.*, 2004; SASAKI & NEPTUNE, 2006; WHITTINGTON, *et al.*, 2008). A mecânica passiva (inerente) de articulações e segmentos é geralmente

explorada pelo sistema motor e influencia na produção da postura e movimento (GOODMAN, *et al.*, 2000; HATSOPOULOS & WARREN, 1996; LORAM, *et al.*, 2007; SASAKI & NEPTUNE, 2006; WHITTINGTON, *et al.*, 2008). O torque axial passivo do quadril, assim como o torque passivo das outras articulações sinoviais, pode ser comparado às forças produzidas por uma mola (FIG. 1) (LATASH & ZATSIORSKY, 1993; SILDER, *et al.*, 2007; SOUZA, *et al.*, 2009b). A presença de pré-tensão passiva em tecidos antagonistas de uma articulação possibilita esse comportamento (CARVALHAIS, 2012; SOUZA, *et al.*, 2009b; YUCESOY, *et al.*, 2005).

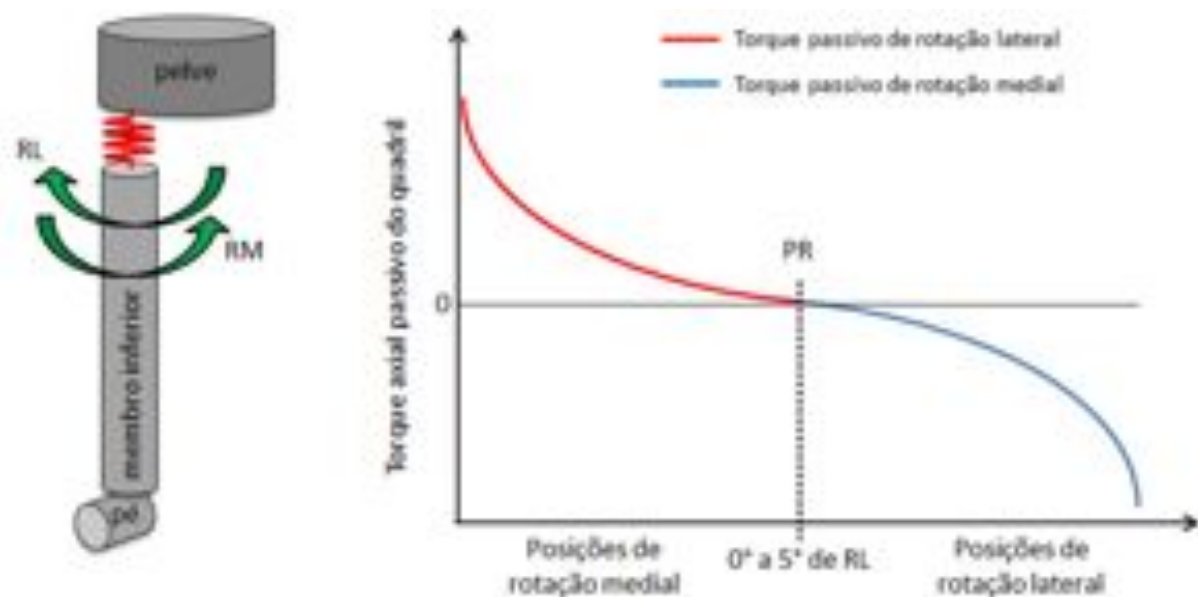


FIGURA 1: À esquerda, representação do quadril como uma mola passiva entre o membro inferior e a pelve. À direita, representação do torque axial passivo do quadril. PR: posição de repouso. RL: rotação lateral.

Na posição de rotação medial máxima, os tecidos do quadril geram um torque passivo máximo de rotação lateral (i.e. de resistência à rotação medial) (FIG. 1) (CARVALHAIS, 2012; CARVALHAIS, *et al.*, 2011). Esse torque é análogo à força de resistência à deformação produzida por uma mola, quando está em deformação máxima, em uma direção (SOUZA, *et al.*, 2009b). A partir da posição de rotação medial máxima, se o quadril for movido em direção à rotação lateral, o torque passivo de rotação lateral diminui até o valor zero, em uma posição intermediária (FIG. 1) (CARVALHAIS, 2012). Essa posição corresponde à posição de repouso articular e é análoga à posição de repouso da mola (LATASH & ZATSIORSKY,

1993; SOUZA, *et al.*, 2009b). Se esse deslocamento continuar, os tecidos do quadril começam a gerar um torque passivo de rotação medial (i.e. de resistência à rotação lateral), que chega a um valor máximo na posição de rotação lateral máxima (FIG. 1) (CARVALHAIS, 2012). Esse torque é análogo à força de resistência à deformação produzida pela mola, quando está em deformação máxima, na direção contrária à deformação máxima anterior (SOUZA, *et al.*, 2009b).

Em atividades que exigem pouca atividade muscular, como a manutenção da postura ortostática, o torque axial passivo do quadril poderia ser suficiente para determinar a influência dessa articulação sobre a pronação-supinação do complexo tornozelo-pé. Na marcha, por sua vez, atividade muscular no quadril é necessária para gerar torques nos planos sagital e frontal, os quais mantêm a estabilidade vertical do membro inferior em apoio e as estabilidades ântero-posterior e lateral da pelve e tronco (SIMONEAU, 2002; ZAJAC, *et al.*, 2002). Uma vez que esses músculos e suas conexões possuem alinhamentos multidirecionais e oblíquos (SCHAEFFER, 1953), os torques produzidos por eles são multiplanares e afetam o também o torque axial total do quadril. Mesmo assim, a dinâmica de mola do torque axial passivo ainda parece presente (SCHACHE, *et al.*, 2007). Assim como o torque axial passivo, o torque axial total do quadril, estimado pelo método de dinâmica inversa (torque interno), constitui um torque de rotação lateral em posições de rotação medial do quadril e constitui um torque de rotação medial em posições de rotação lateral do quadril (FIG. 2) (SCHACHE, *et al.*, 2007). Esse comportamento indica que a dinâmica de mola passiva pode ser relativamente mantida pelo sistema motor, mesmo que a magnitude dos torques seja afetada por meio de atividade muscular (LATASH & GOTTLIEB, 1991; SILVA, *et al.*, 2009). Portanto, o torque axial passivo do quadril poderia influenciar na pronação-supinação do complexo tornozelo-pé. Além disso, adaptação tecidual faz com que torques passivos sejam conseqüências do padrão de uso articular em atividades repetidas e/ou duradouras (HERBERT, 1988; SAHRMANN, 2002). O torque axial passivo do quadril pode estar relacionado com a magnitude e direção do torque axial total dessa articulação durante a marcha, o que reforça a possibilidade da existência de uma relação entre o torque axial passivo do quadril e a pronação-supinação do complexo tornozelo-pé.

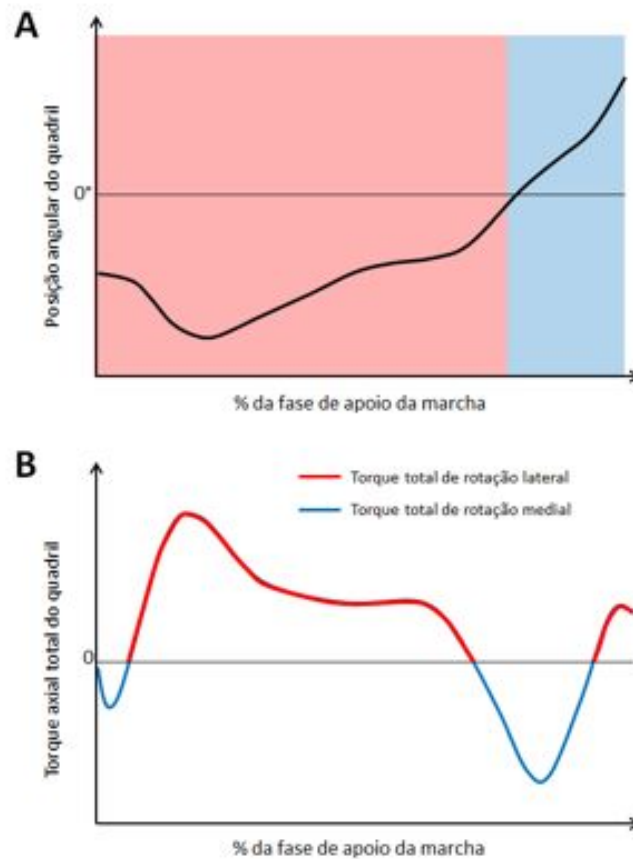


FIGURA 2: A) Movimento do quadril durante a fase de apoio da marcha. A área vermelha representa os instantes em que o torque passivo seria de rotação lateral e a área azul representa os instantes em que o torque passivo seria de rotação medial. B) Torque axial total do quadril (torque interno), estimado por dinâmica inversa, durante a marcha. Fontes: Modificado de Souza *et al.*, 2009 e Schache *et al.*, 2007.

Um torque de rotação lateral do quadril pode resultar em rotação lateral do membro inferior e em um torque de supinação no complexo tornozelo-pé, em cadeia fechada (BELLCHAMBER & VAN DEN BOGERT, 2000; FONSECA, *et al.*, 2007; LEIGHTON, 2006; MANN, 1982). Em atividades funcionais, é possível que exista uma predominância de torques passivos de rotação lateral, de acordo com as posições assumidas pelo quadril durante essas atividades (KHAMIS & YIZHAR, 2007; LEVENS, *et al.*, 1948; SNYDER, *et al.*, 2009; SOUZA, *et al.*, 2010). A posição de repouso do quadril corresponde a uma posição de 0 a 5 graus de rotação lateral, aproximadamente (CARVALHAIS, 2012). Assim, da posição de repouso até a posição de rotação medial máxima, o torque passivo produzido no quadril é de rotação lateral (i.e. de resistência à rotação medial) (FIG. 1). Durante a postura

ortostática, por exemplo, a força de reação do solo parece gerar um torque de pronação no complexo tornozelo-pé (eversão do calcâneo), para que o pé seja completamente apoiado sobre o solo, considerando o alinhamento comumente varo de perna, retropé e/ou antepé (MICHAUD, 1993; ROOT, *et al.*, 1977). O efeito isolado desse torque seria a colocação do membro inferior e do quadril em posições de rotação medial, por meio do acoplamento com a pronação do pé (KHAMIS & YIZHAR, 2007). Esse efeito seria contrabalanceado por um torque passivo de rotação lateral no quadril (FIG. 1) e no membro inferior, que resultaria em um torque de supinação do pé (FIG. 3). Conseqüentemente, a postura do complexo tornozelo-pé seria uma posição de equilíbrio resultante de um torque de pronação, de origem distal, e de um torque de supinação, de origem proximal. Menores torques de rotação lateral do quadril levariam a uma posição mais pronada do pé, enquanto maiores torques de rotação lateral do quadril levariam a uma posição mais supinada do pé, durante a postura ortostática.

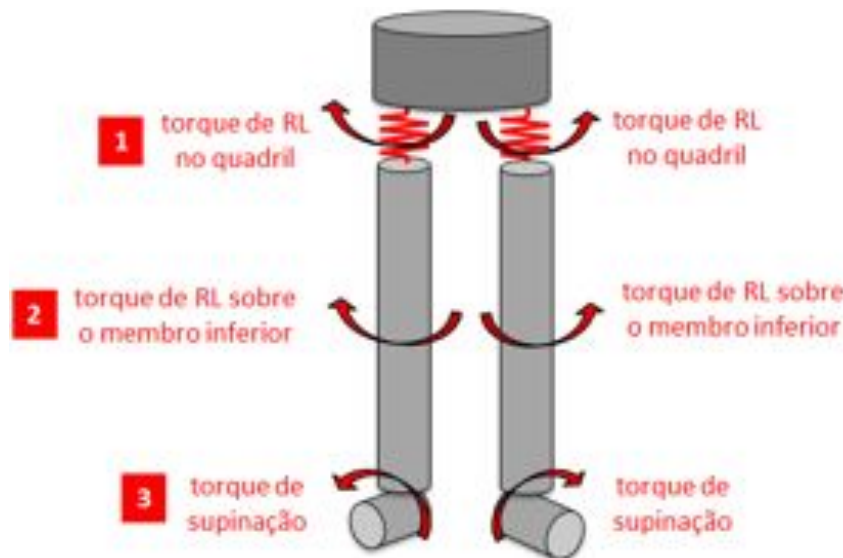


FIGURA 3: Efeitos do torque de rotação lateral do quadril sobre a posição do membro inferior durante a manutenção da postura ortostática. Os números 1 a 3 representam a sequência de eventos. RL: rotação lateral

Em atividades dinâmicas, a presença de torques axiais no quadril permite que existam fluxos de energia mecânica entre o membro inferior e outros segmentos do corpo (ROBERTSON, *et al.*, 2004; ROBERTSON & WINTER, 1980; WINTER & ROBERTSON, 1978; ZAJAC, *et al.*, 2002), que podem influenciar o movimento de

pronação-supinação do complexo tornozelo-pé (FONSECA, *et al.*, 2007). Na marcha, os movimentos de rotação medial-lateral e de pronação-supinação, no membro inferior em apoio, podem ser influenciadas por fluxos de energia cinética entre os segmentos desse membro, a pelve e o membro inferior em balanço (FONSECA, *et al.*, 2007; LEIGHTON, 2006; MANN, 1982). Essa possibilidade é reforçada pela relativa simultaneidade entre as rotações axiais do membro inferior e da pelve (LEVENS, *et al.*, 1948) e a eversão-inversão do retropé (SOUZA, *et al.*, 2010), durante a fase de apoio da marcha (FIG. 4).

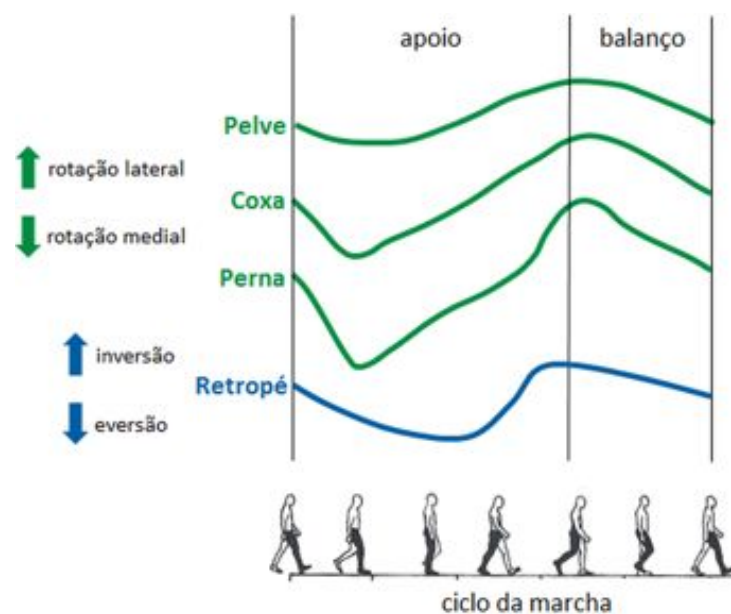


FIGURA 4: Movimentos segmentares durante o ciclo da marcha. Fontes: Modificado de Levens *et al.*, 1948 e Souza *et al.*, 2010.

Durante os primeiros 20% a 40% da fase apoio da marcha, a pelve e a coxa giram na direção do membro inferior em balanço (i.e. direção da rotação medial do membro inferior) (FIG. 4) (LEVENS, *et al.*, 1948). A rotação medial da coxa é mais rápida que a rotação da pelve, o que resulta em rotação medial do quadril (FIG. 2A e 4) (LEVENS, *et al.*, 1948; SOUZA, *et al.*, 2010; SOUZA, *et al.*, 2009a). Nessas posições articulares, o torque passivo produzido pelos tecidos do quadril é de rotação lateral, assim como o torque total estimado por dinâmica inversa (SCHACHE, *et al.*, 2007) (FIG. 2). O torque de rotação lateral na articulação do quadril constitui, no segmento pelve, um torque a favor do movimento pélvico desse

período. Portanto, esse torque adicionaria energia cinética à pelve (aceleração) (ROBERTSON, *et al.*, 2004; ROBERTSON & WINTER, 1980). Esse mesmo torque de rotação lateral na articulação do quadril constitui um torque de rotação lateral sobre o segmento coxa. Assim, esse torque é contrário à rotação medial da coxa e retiraria energia cinética desse segmento (desaceleração) (ROBERTSON, *et al.*, 2004; ROBERTSON & WINTER, 1980). Conseqüentemente, parte da energia da coxa e membro inferior seria transferida para a pelve (ROBERTSON, *et al.*, 2004; ROBERTSON & WINTER, 1980). Como acontece rotação medial do quadril, os tecidos que geram o torque de rotação lateral estão sendo alongados. Assim, esses tecidos absorveriam parte da energia cinética retirada da coxa e do membro inferior (ROBERTSON, *et al.*, 2004; ROBERTSON & WINTER, 1980). Como resultado dessas interações, a rotação medial do membro inferior seria desacelerada, assim como a pronação do pé, que ocorrem durante o início da fase de apoio (LEVENS, *et al.*, 1948; SOUZA, *et al.*, 2010). Portanto, o torque de rotação lateral do quadril contribuiria para o controle (redução) da pronação do pé, durante o início do apoio. Essas interações estão ilustradas na FIG. 5.

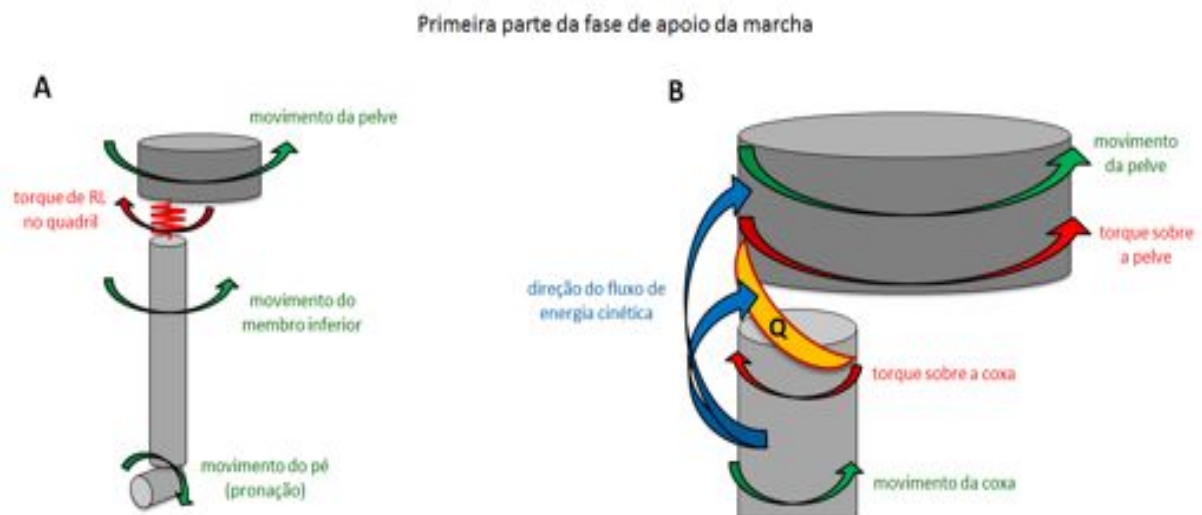


FIGURA 5: Torques, movimentos e fluxo de energia durante a primeira parte da fase de apoio da marcha. A) Torque axial do quadril e movimentos segmentares. B) Visão aproximada do quadril com o torque axial do quadril sobre os segmentos coxa e pelve e o fluxo de energia determinado pelas interações possibilitadas por esse torque. Q: representa os tecidos do quadril que produzem o torque de rotação lateral (RL). As inserções desses tecidos na coxa e na pelve determinam as direções dos torques aplicados em cada um desses segmentos. O torque aplicado sobre a pelve é a favor do movimento desse segmento. O torque aplicado sobre a coxa é contra o movimento desse segmento.

A partir de 20% a 40% da fase de apoio da marcha, a pelve é predominantemente rodada na direção do membro em apoio, o que contribui para o movimento anterior do membro em balanço e do corpo (FIG. 4) (LEVENS, *et al.*, 1948; SAUNDERS, *et al.*, 1953). O membro inferior em apoio também roda nessa direção (i.e. na direção de rotação lateral), a partir da posição de rotação medial do período anterior (FIG. 4) (LEVENS, *et al.*, 1948; SOUZA, *et al.*, 2010; SOUZA, *et al.*, 2009a). A rotação lateral da coxa é mais rápida que a rotação da pelve, o que resulta em rotação lateral do quadril (FIG. 2A e 4) (LEVENS, *et al.*, 1948; SOUZA, *et al.*, 2010; SOUZA, *et al.*, 2009a). Entretanto, a articulação do quadril ainda encontra-se em posições de rotação medial e, assim, o torque produzido por seus tecidos ainda é de rotação lateral, assim como o torque total estimado por dinâmica inversa (SCHACHE, *et al.*, 2007) (FIG. 2) ¹. O torque de rotação lateral da articulação do quadril constitui, no segmento pelve, um torque contrário ao movimento pélvico desse período (FIG. 6A). Portanto, esse torque retiraria energia cinética da pelve (desaceleração) (FIG. 6B) (ROBERTSON, *et al.*, 2004; ROBERTSON & WINTER, 1980). Esse mesmo torque de rotação lateral da articulação do quadril constitui um torque de rotação lateral sobre o segmento coxa (FIG. 6A). Assim, esse torque é a favor da rotação lateral da coxa e adicionaria energia cinética a esse segmento (aceleração) (FIG. 6B) (ROBERTSON, *et al.*, 2004; ROBERTSON & WINTER, 1980). Conseqüentemente, parte da energia da pelve seria transferida para a coxa e membro inferior (FONSECA, *et al.*, 2007; ROBERTSON, *et al.*, 2004; ROBERTSON & WINTER, 1980). Como acontece rotação lateral do quadril, os tecidos que geram o torque de rotação lateral estão tendo seu comprimento reduzido. Assim, esses tecidos gerariam parte da energia cinética adicionada à coxa e ao membro inferior (ROBERTSON, *et al.*, 2004; ROBERTSON & WINTER, 1980). Essas interações produziriam rotação lateral do membro inferior, assim como supinação do pé, durante o restante da fase de apoio (LEVENS, *et al.*, 1948; SOUZA, *et al.*, 2010). Portanto, o torque de rotação lateral do quadril contribuiria para a produção da supinação do complexo tornozelo-pé, durante o apoio médio e final da marcha (FONSECA, *et al.*, 2007). Essas interações estão ilustradas na FIG. 6.

¹ Apenas nos instantes finais da fase de apoio o torque passivo e total (interno) do quadril torna-se um torque de rotação medial (ver FIG. 2).

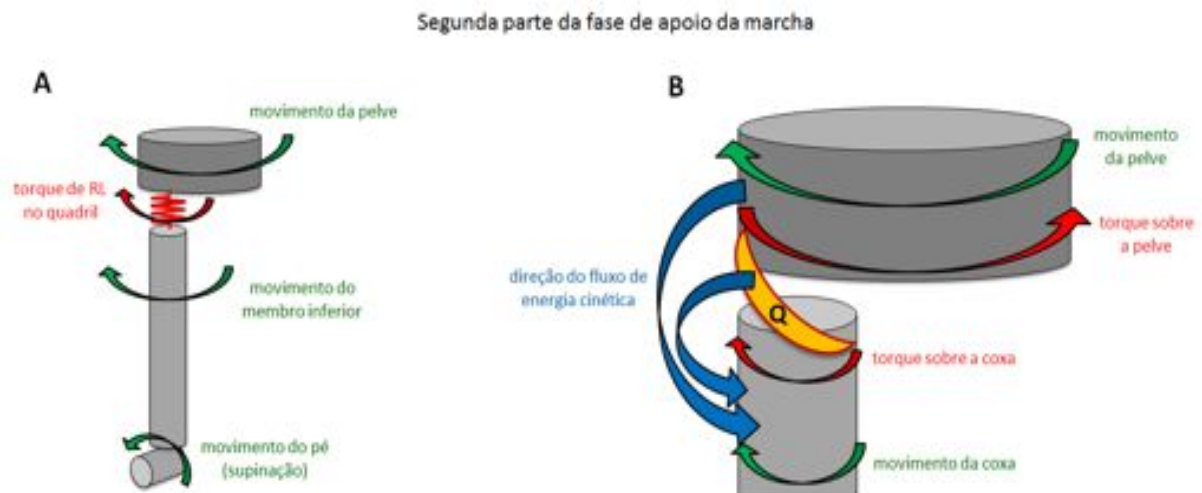


FIGURA 6: Torques, movimentos e fluxo de energia durante a segunda parte da fase de apoio da marcha. A) Torque axial do quadril e movimentos segmentares. B) Visão aproximada do quadril com o torque axial do quadril sobre os segmentos coxa e pelve e o fluxo de energia determinado pelas interações possibilitadas por esse torque. Q: representa os tecidos do quadril que produzem o torque de rotação lateral (RL). A inserções desses tecidos na coxa e na pelve determina as direções dos torques aplicados em cada um desses segmentos. O torque aplicado sobre a pelve é contra o movimento desse segmento. O torque aplicado sobre a coxa é a favor do movimento desse segmento.

Apesar da existência destes mecanismos teóricos e de evidências que parecem suportá-los (EARL & HOCH, 2011; MYER, *et al.*, 2006; SNYDER, *et al.*, 2009), ainda não está clara a possível influência do torque de rotação lateral do quadril sobre a pronação-supinação do complexo tornozelo-pé. Considerando a natureza multifatorial da pronação-supinação, a influência do torque de rotação lateral do quadril pode ser investigada de duas maneiras: (a) investigando se a combinação da mecânica do quadril com variáveis distais pode prever a cinemática do complexo tornozelo-pé; (b) testando os efeitos da manipulação isolada do torque axial do quadril sobre a cinemática do complexo tornozelo-pé.

1.1 Objetivo geral

O objetivo desta tese foi investigar a influência da mecânica axial do quadril, especificamente de variáveis relacionadas ao torque de rotação lateral dessa articulação, sobre a cinemática do complexo tornozelo-pé, em atividades realizadas em cadeia fechada.

1.2 Objetivos específicos

Estudo 1: Desenvolver um método de análise cinemática multi-segmentar do complexo tornozelo-pé, baseado no uso de *clusters*, e investigar da confiabilidade desse método;

Estudo 2: Investigar a relação preditiva da combinação entre rigidez passiva do quadril e variáveis mecânicas distais com a pronação-supinação do retopé, durante a marcha e a postura ortostática;

Estudo 3: Investigar os efeitos do aumento do torque de rotação lateral do quadril, por meio do uso de faixas elásticas, na cinemática do complexo tornozelo-pé, durante a marcha.

1.3 Hipóteses

H1 (testada no estudo 2): A combinação da rigidez passiva do quadril com variáveis mecânicas distais possui relação preditiva linear com a pronação-supinação do retropé, durante a marcha e a postura ortostática. Nessa relação, maiores valores de rigidez do quadril combinados a menores valores de varismo e mobilidade no complexo perna-pé estão correlacionados com menores valores de eversão do retropé.

H2 (testada no estudo 3): O aumento do torque de rotação lateral do quadril leva a uma redução da pronação do complexo tornozelo-pé, durante a marcha. Quanto maior o torque de rotação lateral do quadril, menor é a eversão do retropé em relação à perna, e maior é a eversão do antepé em relação ao retropé. A eversão-inversão do antepé em relação à perna não é modificada.

2 MATERIAL E MÉTODOS

2.1 ESTUDO 1: Confiabilidade de um método baseado em *clusters* para a análise cinemática multi-segmentar do complexo tornozelo-pé

2.1.1 Contextualização breve

Este estudo teve como objetivo desenvolver um método de análise cinemática multi-segmentar do complexo tornozelo-pé, baseado na utilização de *clusters* (agrupamentos) de marcas de rastreamento. A confiabilidade de variáveis cinemáticas, provenientes desse método, foi investigada. Este método foi desenvolvido para sua posterior utilização nos estudos seguintes da tese.

2.1.2 Amostra

Dez indivíduos, sendo sete homens e três mulheres, saudáveis e assintomáticos, participaram deste estudo. Os participantes não deveriam apresentar histórico de patologias neuro-músculo-esqueléticas ou cirurgias ortopédicas nos membros inferiores e no complexo lombo-pélvico. Os participantes também não poderiam possuir histórico de uso de órteses, nos membros inferiores e no complexo lombo-pélvico. A idade dos sujeitos (média \pm desvio padrão) foi de $32 \pm 7,9$ anos. Os participantes assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido antes das coletas de dados (apêndice 4). Este estudo fez parte de um estudo maior, aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais (anexo).

2.1.3 Modelo cinemático

O complexo tornozelo-pé foi representado por três segmentos rígidos: perna (tíbia e fíbula), calcâneo e antepé (segundo, terceiro e quarto ossos

metatarsos). Um sistema de coordenadas tridimensional (eixos X, Y, Z) foi criado para cada segmento (sistemas de coordenadas locais), com base na localização de quatro marcadores anatômicos colocados em duas referências proximais e duas referências distais (FIG. 7). Para cada segmento, duas linhas virtuais foram criadas. Uma linha conecta os marcadores proximais e outra linha conecta os marcadores distais do segmento. Um eixo medial-lateral de rotação (eixo X) foi definido como a linha minimamente distante de ambas as linhas proximal e distal do segmento, usando o procedimento de ajuste de mínimos quadrados (SOUZA, *et al.*, 2010). Um eixo longitudinal foi determinado como a linha que une os pontos médios das linhas proximal e distal do segmento. Este eixo correspondeu ao eixo axial (eixo Z) da perna e do calcâneo, e ao eixo posterior-anterior (eixo Y) do antepé. Um terceiro eixo, ortogonal aos dois eixos previamente criados, foi determinado, para cada segmento. Este último eixo correspondeu ao eixo posterior-anterior (eixo Y) da perna e do calcâneo, e ao eixo axial (eixo Z) do antepé.

Para a perna, as referências proximais foram os epicôndilos lateral e medial do fêmur e as referências distais foram os maléolos lateral e medial. Para o calcâneo, as referências proximais foram os maléolos lateral e medial e as referências distais foram a tuberosidade peroneal e o sustentáculo do talus. Para o antepé, as referências proximais foram as bases do primeiro e quinto metatarsos e as referências distais foram as cabeças desses mesmos ossos. A FIG. 7 apresenta as referências anatômicas utilizadas e a FIG. 8 mostra e os sistemas de coordenadas criados para cada segmento analisado.

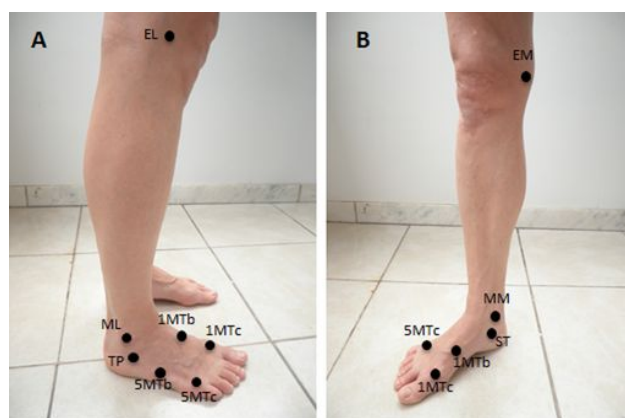


FIGURA 7: Vistas lateral (A) e medial (B) das referências anatômicas utilizadas para criar os sistemas de coordenadas dos segmentos perna, calcâneo e antepé. EL: epicôndilo lateral. EM: epicôndilo medial. ML: maléolo lateral. MM: maléolo medial. TP: tuberosidade peroneal. ST: sustentáculo do talus. 1MTb: base do primeiro metatarso. 5MTb: base do quinto metatarso. 1MTc: cabeça do primeiro metatarso. 5MTc: cabeça do quinto metatarso.

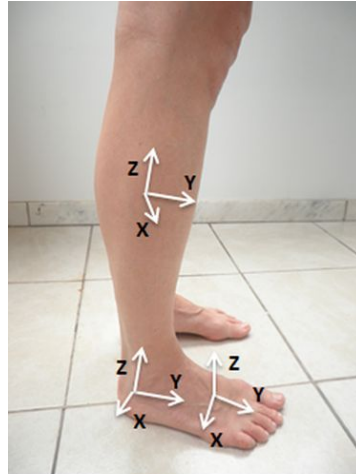


FIGURA 8: Sistemas de coordenadas da perna, calcâneo e antepé.

2.1.4 Clusters com marcas de rastreamento

Para rastreamento de mudanças de posição dos segmentos do modelo cinemático, foram usados *clusters* (agrupamentos) de marcas de rastreamento. Cada *cluster* tinha três marcas de rastreamento e foram fixados à perna, calcâneo e antepé (FIG. 9). O *cluster* da perna era composto por uma cinta de neoprene® e uma base de metal flexível, ao qual as marcas de rastreamento estavam presas (MANAL, *et al.*, 2000). Esse cluster foi firmemente fixado sobre o terço distal da perna, por meio de velcro® presente nas extremidades da cinta (MANAL, *et al.*, 2000). Os *clusters* do calcâneo e do antepé eram compostos de bases de metal flexíveis, cada um ligado a três hastes rígidas de três centímetros de comprimento. Uma marca de rastreamento era presa à extremidade de cada uma dessas hastes. As bases dos *clusters* do calcâneo e do antepé tinham quatro centímetros de comprimento e três centímetros de largura. O *cluster* do calcâneo foi fixado de forma a envolver os aspectos posterior, medial e lateral deste segmento, por meio de fitas adesivas. O *cluster* do antepé foi fixado ao aspecto superior dos ossos metatarsos, também com fitas adesivas. O limite medial da base do *cluster* do antepé ficou localizado no espaço entre o primeiro e segundo metatarsos e o limite lateral desse *cluster* ficou localizado no espaço entre o quarto e quinto metatarsos. Os tamanhos das bases dos *clusters* do calcâneo e do antepé foram adequados para todos os participantes do estudo, independentemente do tamanho de seus pés. Esses

clusters eram leves, com massa de 10 gramas cada. A utilização de hastes permitiu o afastamento entre as marcas de um mesmo *cluster* e entre essas marcas e o segmento correspondente. Essa característica facilitou a visualização e diferenciação das marcas de rastreamento pelo sistema de análise de movimento utilizado.

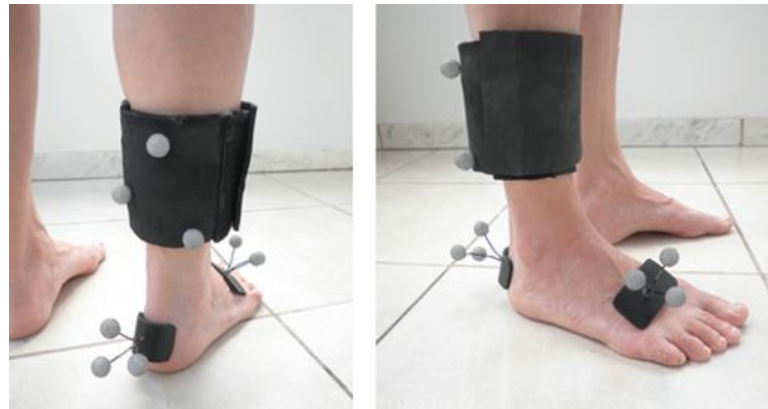


FIGURA 9: *Clusters* com marcas de rastreamento para a perna, calcâneo e antepé, fixadas sobre o membro inferior.

2.1.5 Procedimentos

Os dados cinemáticos foram obtidos através de um sistema de captura de movimento tridimensional (Qualisys ProReflex 240, Qualisys MEDICAL AB, Gotemburgo, Suécia), com marcas passivas e oito câmeras. Uma plataforma de força (OR6-6, Advanced Mechanical Technology, Inc., Watertown, EUA) foi utilizada para identificar a fase de apoio da marcha. A plataforma de força ficou localizada no centro de uma passarela de 10 metros de comprimento. As coletas foram realizadas com uma frequência de 120 Hz.

Inicialmente, um mesmo examinador colocou as marcas anatômicas e os três *clusters* no membro inferior esquerdo do participante. O lado esquerdo foi escolhido para padronização da disposição dos equipamentos no laboratório. O participante ficou em posição ortostática, descalço, e o examinador colocou a articulação subtalar do participante em posição neutra (i.e., em neutro subtalar em cadeia fechada), por meio de palpação. A posição subtalar neutra foi definida como a posição em que o examinador sentiu a cabeça do talus igualmente entre seu dedo polegar e seu dedo indicador (SELL, *et al.*, 1994). O participante manteve essa

posição, durante cinco segundos, em três repetições, enquanto o sistema de análise de movimento capturou as posições das marcas. Nessas coletas, tanto os *clusters* com as marcas de rastreamento quanto as marcas anatômicas estavam fixadas sobre o membro inferior do participante. Após essas medidas, os sujeitos caminharam descalços, em sua velocidade de marcha habitual e confortável, sobre a passarela. Os participantes caminharam até que fossem registradas 10 fases de apoio em que o apoio do pé esquerdo foi realizado sobre a plataforma de força e que incluíam os dados cinemáticos de todas as marcas de rastreamento. Durante as coletas de marcha, os participantes estavam apenas com os *clusters* e as respectivas marcas de rastreamento (i.e. sem as marcas anatômicas). Uma semana após a primeira coleta de dados, os participantes retornaram para participar de uma nova coleta, com os mesmos procedimentos, para a investigação da confiabilidade teste-reteste do método.

2.1.6 Processamento de dados

O software Visual3D (C-Motion, Inc, Rockville, Maryland, EUA) foi utilizado para criar o modelo cinemático (sistemas de coordenadas locais) e para o processamento de dados. Um sistema de coordenadas global (X,Y,Z) foi criado para o laboratório. O eixo Y correspondeu ao eixo ântero-posterior, alinhado à direção longitudinal da passarela de caminhada do laboratório. O eixo X correspondeu ao eixo látero-medial da passarela, ortogonal ao eixo Y. O eixo Z correspondeu ao eixo axial, ortogonal aos eixos X e Y. O modelo cinemático do complexo tornozelo-pé foi criado a partir das coletas estáticas, com a articulação subtalar posicionada em neutro. Ângulos entre o calcâneo e a perna (CAL-PER) foram obtidos, nos planos frontal e transversal, para as coletas estáticas e as coletas de marcha. Ângulos entre o antepé e o calcâneo (ANT-CAL) e entre o antepé e a perna (ANT-PER), no plano frontal, foram obtidos, também para as coletas estáticas e para as coletas de marcha. Todos os ângulos foram filtrados com um filtro passa-baixa do tipo *Butterworth* de quarta ordem, com frequência de corte de 6 Hz (WINTER, 2005).

Para as coletas estáticas, com a articulação subtalar mantida em neutro, as posições do CAL-PER, ANT-CAL e ANT-PER, no plano frontal, e do CAL-PER, no plano transversal, foram calculadas como as posições médias, durante os cinco

segundos de coleta. Para as posteriores análises estatísticas, os ângulos estáticos foram calculados como média dos valores obtidos nas três repetições estáticas, para cada participante.

Para as coletas de marcha, as seguintes variáveis foram calculadas a partir das curvas de posição angular em relação ao tempo, durante a fase de apoio: pico de eversão do CAL-PER, ANT-CAL e ANT-PER, em graus; pico de abdução do CAL-PER, em graus (i.e. pico de rotação medial da perna em relação ao calcâneo); momento do pico de eversão do CAL-PER, ANT-CAL e ANT-PER, a partir do contacto inicial, em porcentagem do período de fase de apoio; momento do pico de abdução do CAL-PER, a partir do contacto inicial, em porcentagem do período de fase de apoio (i.e. momento do pico de rotação medial da perna em relação ao calcâneo); posição média de eversão-inversão do CAL-PER, ANT-CAL e ANT-PER, em graus; e posição média de abdução-adição CAL-PER, em graus (i.e. posição média de rotação medial-lateral da perna em relação ao calcâneo). Os ângulos obtidos na coleta estática, com a articulação subtalar em neutro, foram considerados como as posições neutras (0°) das curvas obtidas durante a marcha. Para as posteriores análises estatísticas, as variáveis da marcha foram calculadas como médias dos valores obtidos nas 10 fases de apoio analisadas, para cada participante.

A fase de apoio da marcha foi definida como o período entre o contato inicial e a retirada dos artelhos. O contato inicial foi definido como o momento em que a plataforma de força registrou um vetor com magnitude de 10 N (HRELJAC & MARSHALL, 2000). A retirada dos artelhos foi definida como o momento em que o vetor atingiu um valor menor que 10 N (HRELJAC & MARSHALL, 2000).

2.1.7 Análise Estatística

Coefficientes de correlação intra-classe (CCI) foram utilizados para determinar a confiabilidade intra-examinador dos ângulos obtidos com a subtalar em posição neutra ($CCI_{3,3}$) e a confiabilidade teste-reteste das variáveis cinemáticas da marcha ($CCI_{3,10}$) (PORTNEY & WATKINS, 2000). Erros padrões das medidas foram calculados para cada variável, usando o desvio padrão combinado (PORTNEY & WATKINS, 2000) obtido a partir dos desvios padrão da primeira e segunda coletas.

2.2 ESTUDO 2: Contribuições da mecânica do quadril e do complexo tornozelo-pé para o movimento e postura do retropé

2.2.1 Contextualização breve

Este estudo teve como objetivo investigar se a combinação da rigidez passiva do quadril, relacionada ao torque de rotação lateral, com o alinhamento ósseo e mobilidade do complexo tornozelo-pé prediz a cinemática do retropé, durante a postura ortostática e a marcha. Uma medida clínica de rigidez passiva, na articulação do quadril, foi utilizada. Outra medida clínica foi utilizada para considerar a combinação entre os alinhamentos ósseos da perna, retropé e antepé e a mobilidade de inversão das articulações do médio-pé, no complexo tornozelo-pé.

2.2.2 Amostra

Vinte e três voluntários jovens e saudáveis, sendo nove homens e 14 mulheres, participaram do estudo. Eles possuíam idade, massa e altura (média \pm desvio padrão) de $24,6 \pm 4,01$ anos, $69,59 \pm 12,22$ kg, e $1,71 \pm 0,09$ m, respectivamente. Todos os participantes deveriam ser assintomáticos e não apresentar patologias neuro-músculo-esqueléticas nos membros inferiores e complexo lombo-pélvico, por pelo menos seis meses antes da data do estudo. Os participantes não deveriam apresentar histórico de cirurgia ortopédica ou de uso de qualquer tipo de órtese nos membros inferiores. Eles deveriam possuir um índice de massa corporal máxima de 25 Kg/m^2 . Apenas os membros inferiores dominantes dos participantes foram considerados no estudo. O número de indivíduos foi estimado considerando-se um coeficiente de correlação (r) de 0,5, com nível de significância de 0,05 e poder estatístico de 0,8 (PORTNEY & WATKINS, 2000). Os participantes assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (apêndice 4) e este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais (anexo).

2.2.3 Medidas Clínicas

2.2.3.1 Rigidez passiva do quadril, relacionada com o torque de rotação lateral dessa articulação

Rigidez passiva do quadril, relacionada ao torque de rotação lateral dessa articulação (i.e. relacionada à resistência à rotação medial), foi medida como a posição de primeira resistência detectável, como validado recentemente (CARVALHAIS, *et al.*, 2011). O participante estava em prono, com o joelho do membro inferior avaliado em 90° de flexão, e foi orientado a ficar o mais relaxado possível. O examinador manteve essa posição de joelho, deixando o torque produzido pelo peso da perna mover o quadril do participante em rotação medial. O movimento do quadril parou passivamente, quando o torque passivo do quadril, contra rotação medial, torna-se igual ao torque produzido pelo peso da perna. Em seguida, um inclinômetro analógico foi utilizado para medir o ângulo da borda anterior da tíbia em relação à horizontal (FIG. 10). Este ângulo foi normalizado pela massa do participante (CARVALHAIS, *et al.*, 2011). Portanto, maiores valores dessa medida representaram menores valores de rigidez passiva do quadril e estariam relacionados a maior pronação do pé (eversão do retropé), durante atividades realizadas em cadeia fechada. O mesmo examinador realizou esta medida em todos os participantes. Três repetições foram realizadas e o valor médio foi registrado para cada participante.



FIGURA 10: Medida de rigidez passiva do quadril (posição de primeira resistência à rotação medial).

2.2.3.2 Ângulo antepé-perna

Esta medida foi desenvolvida para quantificar os alinhamentos ósseos, plano frontal, do complexo tornozelo-pé (HOLT & HAMILL, 1995). Essa avaliação foi realizada com um goniômetro para medir o ângulo entre o antepé e uma linha traçada sobre o aspecto posterior da perna, com o sujeito deitado e mantendo ativamente o tornozelo em 0° de flexão-extensão (MENDONÇA, *et al.*, *in press*) (FIG. 11). A linha da perna conecta uma referência proximal, no ponto médio entre os extremos medial e lateral do platô tibial, e uma referência distal, no ponto médio entre os maléolos medial e lateral. Estas referências foram obtidas com um paquímetro analógico. Como o ângulo antepé-perna constitui uma relação entre as cabeças dos metatarsos e uma linha sobre a perna, os alinhamentos de retropé e antepé (varo e valgo) influenciam este ângulo (FIG. 12) (MENDONÇA, *et al.*, *in press*). Além disso, a linha traçada sobre a perna, diferente da linha tradicionalmente usada no terço distal da perna (TOMARO, 1995), faz com que o ângulo antepé-perna inclua o alinhamento ósseo da perna, no plano frontal (i.e. tibia vara ou valga) (FIG. 12B). Para medir este ângulo, o braço fixo do goniômetro foi alinhado com a linha da perna e o braço móvel foi visualmente alinhado com uma haste fixada com velcro® na superfície plantar das cabeças dos metatarsos (FIG. 11). O aspecto posterior do calcâneo foi mantido voltado para cima durante todo o processo, para padronizar a posição do membro inferior avaliado, no plano transversal. O membro inferior contra-lateral ao membro avaliado foi mantido com o quadril em flexão, abdução e rotação lateral e com o joelho em flexão.

Além dos componentes de alinhamento ósseo, o ângulo antepé-perna é influenciado pela mobilidade de inversão nas articulações do médio-pé (FIG. 12D). Uma vez que o participante foi requisitado a manter ativamente o tornozelo posicionado em 0° de flexão-extensão (FIG. 11), foi necessária contração do músculo tibial anterior para manter essa posição. Como as inserções desse músculo sobre o médio e antepé são mediais, a contração deste músculo puxa as articulações médio-pé em inversão. O resultado é a inversão da linha das cabeças dos metatarsos (Fig. 12D). A quantidade de inversão depende da mobilidade das articulações do médio-pé, de forma que, quanto maior é a mobilidade, maior é a inversão produzida (HOLT & HAMILL, 1995; MENDONÇA, *et al.*, *in press*).

De acordo com as descrições acima, um ângulo antepé-perna mais invertido é resultante de uma combinação de maior alinhamento ósseo varo e maior mobilidade de inversão do médio-pé (FIG. 12). Valores positivos representam posições invertidas. O mesmo examinador realizou esta medida em todos os participantes. Três repetições foram realizadas e seu valor médio foi registrado para cada sujeito.

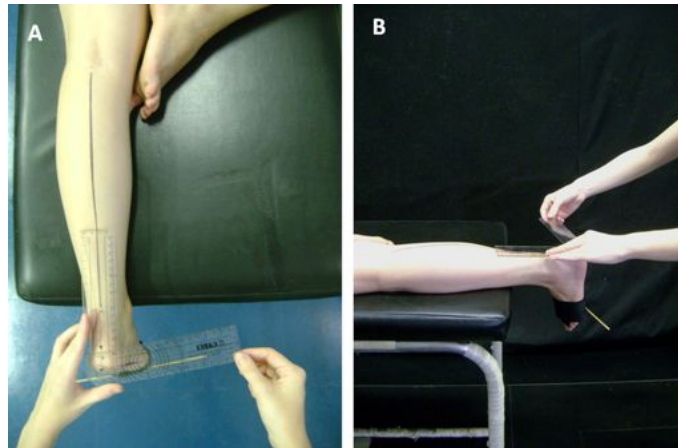


FIGURA 11: Medida de alinhamento/mobilidade do complexo perna-pé. A) Vista superior (visão do examinador). B) Vista lateral.

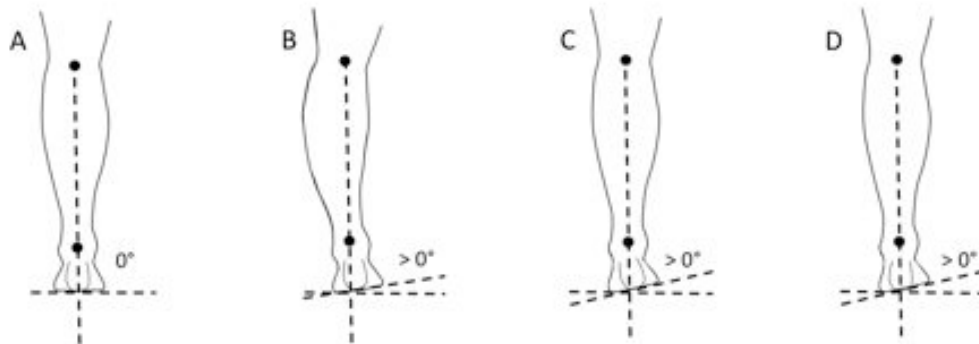


FIGURA 12: Influências isoladas de componentes de alinhamento ósseo e de mobilidade no ângulo antepé-perna. Estes componentes afetam a posição das cabeças dos metatarsos (antepé) em relação à linha da perna. A ilustração mostra a visão posterior do membro inferior esquerdo. A) Posição considerada como neutra (0°). B) Influência do alinhamento varo da perna (varismo de tíbia) no ângulo medido ($>0^\circ$). A linha do antepé fica invertida devido ao alinhamento invertido da porção distal da perna. Note que o uso da referência proximal mostrada para a linha da perna, em vez da linha de bissecção tradicional no terço distal da perna, faz com que o ângulo medido inclua o alinhamento ósseo da perna no plano frontal. C) Influência do alinhamento varo do retropé no ângulo medido ($>0^\circ$). A linha do antepé fica invertida devido ao alinhamento ósseo invertido do retropé. D) Influência do alinhamento varo do antepé e/ou influência da mobilidade do médio-pé no ângulo medido ($>0^\circ$). A linha do antepé fica invertida devido ao alinhamento ósseo invertido do antepé e/ou devido à contração do músculo tibial anterior.

2.2.4 Cinemática do retropé

2.2.4.1 Procedimentos

As marcas anatômicas e os *clusters* com marcas de rastreamento utilizados para medir a cinemática do retropé em relação à perna, no plano frontal, estão descritos nas seções 2.1.3 e 2.1.4 desta tese. Apenas as marcas do antepé não foram usadas. Foram adicionadas duas marcas técnicas no aspecto lateral do pé: uma no aspecto lateral do calcâneo e outra na cabeça do quinto metatarso. Essas marcas foram utilizadas para posterior definição da fase de apoio da marcha. As posições das marcas, incluindo as marcas técnicas, estão apresentadas na FIG. 13. O mesmo examinador colocou as marcas, em todos os participantes.



FIGURA 13: *Clusters* com marcas de rastreamento para a perna e calcâneo, com a inclusão de duas marcas técnicas laterais para definição da fase de apoio.

A eversão-inversão do retropé foi medida durante a marcha e a posição ortostática relaxada. Primeiramente, uma coleta estática foi realizada com o participante em pé, com todas as marcas anatômicas, de rastreamento e técnicas. Nessa coleta, um mesmo examinador colocou a articulação subtalar em posição neutra, em todos os participantes (HOUCK, *et al.*, 2008; SELL, *et al.*, 1994). Posteriormente, as marcas anatômicas foram retiradas do participante, que manteve-se em posição ortostática relaxada com apenas as marcas de rastreamento e técnicas. Três coletas estáticas, de três segundos cada, foram

realizadas. Subseqüentemente, o participante caminhou sobre uma esteira eletrônica, em velocidade auto-selecionada e confortável. Uma coleta com pelo menos dez passos foi registrada para cada participante. Todas as coletas foram realizadas com uma freqüência de 120 Hz.

2.2.4.2 Redução dos dados

Um sistema de coordenadas global foi determinado usando-se a esteira como referência. Assim, o eixo Y estava alinhado com a direção longitudinal da base da esteira, o eixo X estava alinhado com a direção lateral-medial da base da esteira e o eixo Z, axial, era ortogonal aos eixos X e Y. O modelo cinemático da perna e do retropé, com seus sistemas de coordenadas locais (X,Y,Z), foi criado de acordo com a descrição da seção 2.1.3 desta tese (FIG. 8). De acordo com esse modelo, valores angulares com sinais positivos e negativos correspondiam a posições evertidas e invertidas, respectivamente. A posição neutra (0°) de retropé foi definida como a posição registrada com a articulação subtalar em neutro, registrada na coleta estática inicial. Estes dados foram filtrados com um filtro passa-baixa do tipo *Butterworth* de quarta ordem, com uma freqüência de corte de 6 Hz (WINTER, 2005). Todo o processamento foi realizado utilizando o software Visual 3D (C-Motion, Inc, Rockville, Maryland, EUA).

A fase de apoio da marcha foi definida como o período entre o contato inicial e a retirada dos artelhos. Estes eventos foram identificados visualmente, usando o deslocamento linear anterior-posterior (na direção do eixo Y) das marcas técnicas fixadas na lateral do pé (GHOUSSAYNI, *et al.*, 2004). As curvas do deslocamento linear dessas marcas foram plotadas e observadas, para facilitar a identificação dos eventos. Os contatos iniciais foram definidos como os instantes em que o deslocamento anterior da marca técnica do retropé parou, antes do início do deslocamento posterior, o que correspondeu aos picos da curva correspondente. As retiradas dos artelhos foram definidas como os instantes em que o deslocamento posterior da marca técnica do antepé parou, antes do início do deslocamento anterior, o que correspondeu aos vales da curva correspondente. Dois examinadores identificaram esses eventos.

A posição média de eversão-inversão e o pico de eversão do retropé, durante a fase de apoio da marcha, foram calculados. A posição média de eversão-inversão foi escolhida para representar as posições retropé ao longo de todo o período de marcha analisado (SOUZA, *et al.*, 2009a). O pico de eversão foi escolhido como uma variável tipicamente analisada em estudos de marcha (HAMILL, *et al.*, 1989; HUNT, *et al.*, 2000). Essas variáveis foram calculadas para dez fases de apoio e os valores médios foram considerados para análises estatísticas. A posição média de eversão-inversão do retropé também foi calculada durante a posição ortostática relaxada. Esta variável foi calculada para três coletas estáticas, e o valor médio foi considerado para análises estatísticas.

2.2.5 Confiabilidades

Um estudo piloto com dez participantes foi realizado, com duas coletas separadas por um intervalo de uma semana. A confiabilidade intra-examinador da medida clínica do ângulo antepé-perna e da colocação da articulação subtalar em neutro foi testada, uma vez que o mesmo examinador realizou esses procedimentos. As confiabilidades intra e inter-examinador da identificação dos eventos da marcha também foram testadas, uma vez que dois examinadores realizaram esses procedimentos. Além disso, a confiabilidade teste-reteste de todas as variáveis cinemáticas foi investigada.

Coeficientes de correlação intra-classe (CCI) foram utilizados para testar a confiabilidade da medida do ângulo antepé-perna ($CCI_{3,3}$), da colocação da subtalar em posição neutra ($CCI_{3,1}$), da identificação dos eventos da marcha ($CCI_{3,1}$), das variáveis cinemáticas da marcha ($CCI_{3,10}$) e da variável cinemática da postura ortostática ($CCI_{3,3}$). A confiabilidade intra-examinador da medida de rigidez passiva do quadril foi recentemente testada ($CCI_{3,3}=0,99$) para o examinador que realizou esta medida em todos os participantes do presente estudo (CARVALHAIS, *et al.*, 2011).

2.2.6 Análise estatística

Análises de regressão linear multivariadas foram realizadas, com as duas medidas clínicas como variáveis independentes. Uma regressão foi realizada para cada variável cinemática, consideradas como variáveis dependentes: posição média de eversão-inversão durante a marcha, pico de eversão durante a marcha, e posição média de eversão-inversão durante a postura ortostática. O método de inclusão das variáveis independentes no modelo de regressão foi o método “*enter*”. Uma análise de correlação (*Pearson*) foi realizada para verificar se existia colinearidade entre as variáveis independentes (medidas clínicas) das análises de regressão. O nível de significância escolhido foi de 0,05 para todas as análises (PORTNEY & WATKINS, 2000).

2.3 ESTUDO 3: Relação entre o torque de rotação lateral do quadril e a pronação-supinação do pé durante a marcha - uma prova de conceito

2.3.1 Contextualização breve

Este estudo teve o objetivo de testar proposições teóricas sobre a influência do torque de rotação lateral do quadril na cinemática do pé, durante a fase de apoio da marcha. Para isso, este estudo aumentou o torque de rotação lateral do quadril por meio do uso de faixas elásticas fixadas na pelve e membro inferior dos participantes. Assim, esse estudo investigou se o aumento no torque de rotação lateral do quadril reduz a pronação do complexo tornozelo-pé.

2.3.2 Amostra

Dezessete indivíduos saudáveis e assintomáticos, sendo 11 mulheres e seis homens, participaram desse estudo. Eles possuíam idade, massa e altura (média \pm desvio padrão) de $26,5 \pm 2,59$ anos, $62,62 \pm 7,84$ kg, e $1,68 \pm 0,08$ m, respectivamente. Todos os participantes deveriam ser assintomáticos e não apresentar dores ou patologias neuro-músculo-esqueléticas nos membros inferiores e complexo lombo-pélvico, por pelo menos seis meses antes da data do estudo. Os participantes não deveriam apresentar histórico de cirurgia ortopédica ou de uso de qualquer tipo de órtese nos membros inferiores. Eles deveriam possuir um índice de massa corporal máxima de 25 Kg/m^2 . Também deveriam possuir um ângulo antepé-perna máximo de 24° (MENDONÇA, *et al.*, *in press*), amplitude passiva de rotação medial do quadril entre 23° e 71° e amplitude passiva de rotação lateral do quadril entre 25° e 56° (SVENNINGSEN, *et al.*, 1989). Todos assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (apêndice 4) e este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais (anexo).

O tamanho da amostra do estudo foi calculado a partir dos dados de um estudo piloto com 10 participantes. Curvas de eversão-inversão do retropé foram obtidas, nas três condições do estudo, como será descrito posteriormente. Tamanhos de efeito (escores d), ponto a ponto, foram calculados para dois pares de

curva (controle VS. faixa elástica de baixa rigidez; controle VS. faixa elástica de alta rigidez) (PORTNEY & WATKINS, 2000). O maior escore d de um par de curvas identificou a maior diferença entre essas curvas, em seu instante específico da fase de apoio da marcha. Este valor foi utilizado para determinar o tamanho de amostra necessário para atingir um poder estatístico de 80%, com um nível de significância de 0,05, para cada uma das duas comparações. A comparação da condição controle com a condição da faixa elástica de alta rigidez ($d=0,73$) determinou o maior tamanho de amostra, com 17 participantes (FAUL, *et al.*, 2007).

2.3.3 Faixas elásticas

Faixas elásticas foram utilizadas para aumentar o torque de rotação lateral da articulação do quadril. Duas faixas de tecido elástico foram utilizadas: uma faixa elástica de baixa rigidez (FEBR) e uma faixa elástica de alta rigidez (FEAR). Ambas as faixas tinham 9 cm de largura e 180 cm de comprimento. Do comprimento total, uma porção intermediária de 56 cm era composta de tecido elástico e as extremidades eram constituídas de tecido não-deformável com velcro®. A FEBR possuía 0,083 cm de espessura. A FEAR consistia de duas FEBRs paralelas, e a sua espessura era de 0,166 cm. As curvas comprimento-tensão destas bandas foram medidas. Esta medida foi realizada utilizando-se um dinamômetro digital Emic DL3000 (EMIC Equipamentos e Sistemas de Ensaio LTDA, São José dos Pinhais, Brasil), com uma célula de carga de 20 kgf, na velocidade constante de 5cm/min e com frequência de coleta de 30 Hz. Essas curvas mostraram um comportamento não-linear semelhante ao comportamento passivo dos tecidos muscular e conectivos do corpo (FIG. 14) (ROBERTSON, *et al.*, 2004; TAYLOR, *et al.*, 1990).

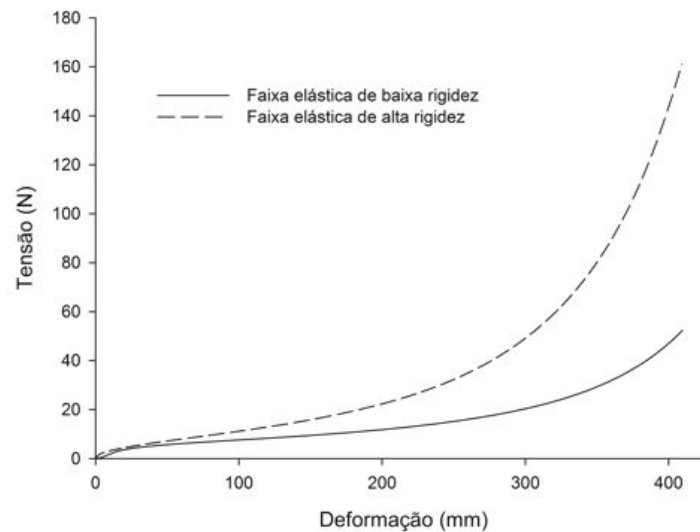


FIGURA 14: Curvas deformação-tensão das faixas elásticas.

As faixas elásticas foram montadas nos participantes, usando três cintas elásticas firmemente presas, com velcro®, nos ossos ilíacos da pelve, no terço distal da coxa e no terço proximal da perna (FIG. 15). A cinta da perna foi usada para melhorar a fixação das faixas elásticas no membro inferior, uma vez que a cinta da coxa é mais propensa a grandes deslocamentos relacionados ao grande volume de tecidos moles. Para produzir um torque de rotação lateral no quadril, as faixas elásticas foram montadas em espiral, do aspecto lateral da cinta pélvica (contralateral ao membro inferior estudado) até o aspecto lateral das cintas da coxa e da perna (FIG. 15). A extremidade proximal da banda foi presa à cinta pélvica e a extremidade distal da banda foi presa às cintas da coxa e da perna. A porção intermediária elástica ficou localizada posteriormente à pelve e atravessou a articulação do quadril até a coxa. Essa porção passou sobre o trocânter maior, para evitar afetar os torques do quadril no plano frontal. Uma vez que os tecidos passivos do corpo possuem uma tensão passiva pré-existente (CARVALHAIS, *et al.*, 2011; SOUZA, *et al.*, 2009b; YUCESOY, *et al.*, 2005), as bandas foram fixadas com a sua porção elástica esticada, com uma deformação de 20 cm (35,7%). Esta deformação garantiu que as faixas elásticas não ficassem frouxas durante a marcha.

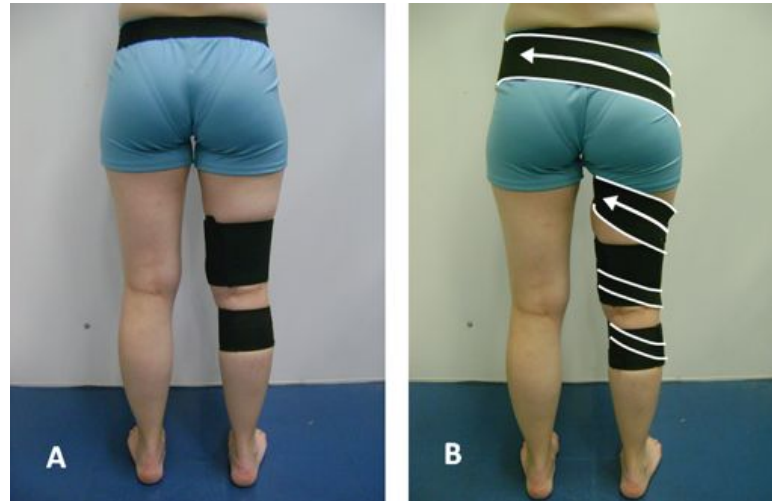


FIGURA 15: A) Cintas elásticas presas à pelve, coxa e perna. B) Faixa elástica presa nas cintas elásticas. As margens brancas destacam os limites da faixa. As setas indicam a direção da tração na porção elástica da faixa.

2.3.4 Cinemática do complexo tornozelo-pé

2.3.4.1 Procedimentos

As referências anatômicas e os *clusters* utilizados para medir a cinemática da perna, retropé e antepé, no plano frontal, estão descritos nas seções 2.1.3 e 2.1.4 desta tese. Neste estudo, as medidas cinemáticas foram realizadas com o sistema de análise de movimento tridimensional Codamotion (Charnwood Dynamics Ltd., Rothley, Inglaterra), com três unidades de captura e marcas ativas. As posições das referências anatômicas, dentro do sistema de coordenadas global, foram informadas digitalmente ao sistema de captura, por meio de uma ponteira (*pointer*) (FIG. 16). Foram adicionadas duas marcas técnicas no aspecto lateral do pé: uma na tuberosidade peroneal e outra na cabeça do quinto metatarso. Essas marcas foram utilizadas para posterior definição da fase de apoio da marcha. As posições das marcas e das caixas receptoras estão apresentadas na FIG. 17. O mesmo examinador colocou as marcas, em todos os participantes.



FIGURA 16: Uso da ponteira (*pointer*) para a identificação das referências anatômicas.

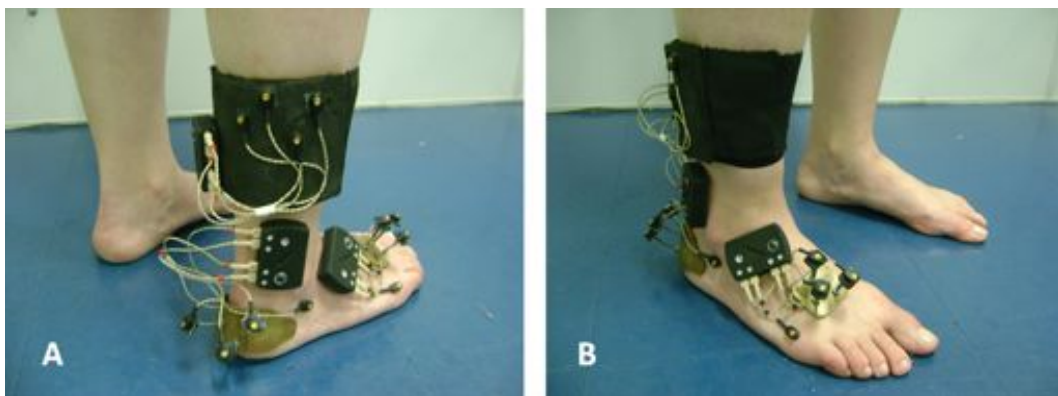


FIGURA 17: Clusters com marcas de rastreamento ativas ligadas a caixas receptoras.

Inicialmente, uma coleta estática foi realizada, com o participante em posição ortostática relaxada, sem as faixas elásticas. Os participantes caminharam em uma esteira eletrônica, em sua velocidade auto-selecionada e confortável, em três situações: (1) condição controle, sem elásticos, utilizando apenas as cintas elásticas; (2) condição FEBR, com a faixa elástica de baixa rigidez fixada às cintas; e (3) condição FEAR, com a faixa elástica de alta rigidez fixada às cintas. A seqüência das condições foi aleatória. Uma coleta com pelo menos 20 passos do membro inferior direito foi registrada, em cada condição. Antes as coletas de marcha, os participantes andaram livremente em cada condição, pelo tempo que julgaram necessário para familiarização com o uso das faixas elásticas e cintas. As condições experimentais e as medidas foram realizadas sempre no membro inferior direito dos

participantes, para padronização. Todas as coletas foram realizadas com uma frequência de 100 Hz.

2.3.4.2 Redução dos dados

Um sistema de coordenadas global foi determinado usando-se a esteira como referência. Assim, o eixo Y estava alinhado com a direção longitudinal da base da esteira, o eixo X estava alinhado com a direção lateral-medial da base da esteira e o eixo Z, axial, era ortogonal aos eixos X e Y. O modelo cinemático da perna, retropé e antepé, com seus sistemas de coordenadas locais (X,Y,Z), foi criado de acordo com a descrição da seção 2.1.3 desta tese (FIG. 8). De acordo com esse modelo, valores angulares com sinais positivos e negativos correspondiam a posições evertidas e invertidas, respectivamente. As posições neutras (0°) dos ângulos obtidos foram definidas como as posições registradas durante a coleta estática inicial, em posição ortostática relaxada. Estes dados foram filtrados com um filtro passa-baixa do tipo *Butterworth* de quarta ordem, com uma frequência de corte de 6 Hz (WINTER, 2005). Todo o processamento foi realizado utilizando o software Visual 3D (C-Motion, Inc, Rockville, Maryland, EUA).

A fase de apoio da marcha foi definida como o período entre o contato inicial e a retirada dos artelhos. Estes eventos foram identificados visualmente, usando o deslocamento linear anterior-posterior (no eixo Y) das marcas técnicas fixadas na lateral do pé (GHOUSSAYNI, *et al.*, 2004). As curvas do deslocamento linear dessas marcas foram plotadas e observadas, para facilitar a identificação dos eventos. Os contatos iniciais foram definidos como os instantes em que o deslocamento anterior da marca técnica do retropé parou, o que correspondeu aos picos da curva correspondente. As retiradas dos artelhos foram definidas como os instantes em que o deslocamento posterior da marca técnica do antepé parou, antes do início do deslocamento posterior, antes do início do deslocamento anterior, o que correspondeu aos vales da curva correspondente. Dois examinadores identificaram esses eventos. As confiabilidades intra e inter-examinador deste método foram investigadas na seção 4 (Estudo 2) desta tese, para os mesmos examinadores do presente estudo, e foram encontradas confiabilidades excelentes.

Os movimentos do retropé em relação à perna (retropé-perna), do antepé em relação ao retropé (antepé-retropé) e do antepé em relação à perna (antepé-perna), no plano frontal (em torno do eixo Y), foram calculados, para a fase de apoio da marcha. Curvas de posição angular em relação ao tempo de apoio foram plotadas, para 20 fases apoio de cada participante. Curvas médias, correspondentes às posições angulares em relação à porcentagem da fase de apoio (0% a 100%), foram obtidas para cada participante, em cada condição do estudo.

2.3.5 Confiabilidade

Um estudo piloto com oito participantes foi realizado para verificar a confiabilidade entre-repetições das curvas analisadas. Coeficientes de múltipla correlação (CMC) (KADABA, *et al.*, 1989) foram calculados para cada um desses participantes, em 20 fases de apoio da marcha, sem o uso das faixas elásticas (como na condição controle do estudo). Foram encontrados CMCs (média \pm desvio padrão) de $0,95 \pm 0,03$, $0,97 \pm 0,02$ e $0,96 \pm 0,03$, que foram considerados apropriados para o estudo.

2.3.6 Análise estatística

As curvas das três condições do estudo foram comparadas, para cada ângulo do pé analisado. Testes de Shapiro-Wilk foram realizados em cada ponto das curvas médias e mostraram que as posições angulares possuem distribuição normal ($p > 0,05$), o que indicou que análises paramétricas são apropriadas para os dados. Intervalos de confiança (95%IC) foram calculados para as diferenças entre as posições angulares de duas curvas sendo comparadas, em cada porcentagem do apoio. Os 95%ICs foram calculados de acordo com a distribuição t, considerando o tamanho da amostra do estudo (graus de liberdade) (PORTNEY & WATKINS, 2000). Os 95%ICs que não incluíram o valor zero indicaram posições angulares significativamente diferentes em um par de curvas, em suas porcentagens específicas da fase de apoio.

3 ARTIGOS

3.1 ARTIGO 1: Confiabilidade de um método baseado em *clusters* para a análise cinemática multi-segmentar do complexo tornozelo-pé

Abstract

Detailed description of foot pronation-supination requires a multi-segmental evaluation of the kinematics of the foot-ankle complex. Different non-invasive methods with independent tracking (single) markers attached directly to the skin have been proposed. However, these methods are inconsistent with the usual rigid-segments assumption. The use of clustered markers is compatible with this assumption and may be necessary for specific gait analyses such as shod walking. This study investigated the between-day reliability of a cluster-based method for a multi-segment analysis of foot-ankle angles related to pronation-supination; specifically, rearfoot-shank, forefoot-rearfoot, and forefoot-shank angles. Ten healthy adult subjects participated in the study. An anatomically based, three-dimensional model, comprised of shank, calcaneus and forefoot, was created. Rigid clusters of tracking markers were used to determine the positions and motion of the segments. Between-segments angles were measured with the subtalar joint placed in neutral position during standing. Further, mean angles, peak angles and timings of peak angles were measured during the stance phase of walking. All variables were measured twice, with a one-week interval. To evaluate the method's reliability, Intraclass Correlation Coefficients were calculated. This analysis demonstrated coefficients between 0.8 and 0.93 for the angles obtained when the subtalar was positioned in neutral, and between 0.76 and 0.9 for the walking stance variables. The method described has good to high reliability and provides a systematic way for multi-segment kinematic evaluation of the foot-ankle complex.

Keywords: foot model; cluster-based tracking; kinematics; reliability.

1. Introduction

The assessment of multi-segment pronation-supination of the foot may contribute to the understanding of pathological conditions, and may also be used to support the decision-making process of therapeutic and preventive interventions. Many authors have proposed different non-invasive approaches to three-dimensional kinematic analysis of the foot-ankle complex [1-4]. They often use independent skin markers to characterize the motions of multi-bone segments that are frequently considered as rigid [2-4]. Although segments as the forefoot behave differently from a rigid body [5], the choice to use rigid-segment models or models that represent individual bones depends on the specific necessities of a study [4]. Typically, analyses that need to facilitate clinical understanding of foot pronation-supination reduce the complexity of the multi-bone kinematics of segments by analyzing the frontal and transverse plane rotations of the rearfoot and the frontal plane rotation of the forefoot [6, 7]. These analyses usually estimate the behavior of the forefoot as a single segment (i.e. as a rigid body). Thus, although the use of independent tracking (single) markers attached to distinct bones generates relevant information on the behavior of these bones [8], it is inconsistent with analyses that require the rigid-segment assumption.

As opposed to the use of independent markers, the use of rigid clusters of tracking markers is consistent to the rigid-segment assumption. Rigid clusters minimize/prevent errors due to movement between markers [9], as expected for a rigid body. In addition, rigid clusters enable distancing the markers from the foot segments during shod activities, which facilitates marker visualization and avoids attaching tracking markers to shoes instead of the foot [10, 11]. Leardini et al. (1999) and Houck et al. (2008), for instance, presented cluster-based methods for multi-segment analyses [1, 12]. However, they measured first metatarsal kinematics and not the forefoot kinematics as whole. Carson et al. (2001) described a method that combine clustered and independent markers [2]. Thus, a cluster-based method for

measuring the kinematics of the foot-ankle complex, comprising shank, calcaneus and forefoot, is still needed.

The characterization of foot-ankle pronation-supination often includes description of frontal and transverse planes motions of the calcaneus relative to the shank and of frontal plane motion of the forefoot relative to the calcaneus [3, 6, 7]. Although the angle between the forefoot and calcaneus is of clinical interest [7], the motion of the forefoot relative to the shank may prove to be relevant. During mid-stance, the forefoot is in contact with the ground, allowing forces to propagate from the forefoot to the shank (via the midfoot). Furthermore, during the late-stance, the heel is not in contact with the ground. Thus, during mid-stance and mainly late-stance, lower-limb mechanics is critically dependent on forefoot ground support [13] and its eversion-inversion relative to the lower-limb. Foot-ankle motion during mid- and late-stances is crucial for walking, since the foot goes into supination, which makes this segment stiffer for propulsion [14]. According to this, the coupling between the lower limb and foot, involved in supination, will depend mainly on the relationship between forefoot and the shank instead of the relationship between forefoot and calcaneus. Therefore, forefoot-shank angle should be described in multisegment analysis of foot-ankle kinematics.

The present study developed and evaluated a cluster-based model of the three-dimensional foot-ankle kinematics, comprising the shank, calcaneus and forefoot segments. Frontal and transverse planes kinematics, related to foot pronation-supination, was analyzed. In order to investigate the applicability of the proposed method, this study investigated the intra-examiner reliability of static variables related to the clinical positioning of the subtalar joint in neutral posture, during standing, and the test-retest reliability of dynamic variables obtained during the stance phase of walking.

2. Material and methods

2.1. Kinematic model

Three rigid segments represented the foot-ankle complex: shank (tibia and fibula), calcaneus, and forefoot (second, third and fourth metatarsal bones). A three-dimensional coordinate system (X, Y, Z axes) was created for each segment, based on the location of four anatomical markers placed on two proximal and two distal anatomical references (Figure 1). For each segment, two virtual lines were created. One line linked the proximal markers and the other line linked the distal markers of the segment. A medial-lateral axis of rotation (X-axis) was defined as the line minimally distant from both the proximal and distal lines of the segment, using the least-squares fit procedure [11]. A longitudinal axis was determined as the line that links the midpoints of the proximal and distal lines of the segment. This axis was axial (Z-axis) for the shank and calcaneus, and posterior-anterior (Y-axis) for the forefoot. A third axis, orthogonal to the two previously created axes, was determined. This last axis corresponded to the posterior-anterior axis (Y-axis) of the shank and calcaneus, and to the axial axis (Z-axis) of the forefoot.

The tracking-marker clusters had three markers each and were attached to the shank, calcaneus and forefoot (Figure 2). The shank cluster was comprised of a neoprene® strap, fixed on the distal third of the shank, with a rigid plastic basis to which the tracking markers were attached [9]. The calcaneus and forefoot clusters consisted of flexible and light metallic bases, each connected to three rigid rods of three-centimeters length. The tracking markers were attached to the tip of these rods. The bases of the calcaneus and forefoot clusters were four-centimeters long and three-centimeters wide. The calcaneus cluster tightly involved the posterior, medial and lateral aspects of the calcaneus. The forefoot cluster was firmly attached to the superior aspect of the metatarsal bones. The medial limit of this cluster basis was located close to the space between the first and second metatarsals and the lateral limit, close

to the space between the fourth and fifth metatarsals. The sizes of the bases of the calcaneus and forefoot clusters were adequate for all feet, regardless of foot size. The weight of each cluster (calcaneus and forefoot) was 10 grams. The use of rods facilitated the visualization and differentiation of the tracking markers by distancing them from each other and from the corresponding segment.

2.2. Procedures

Ten healthy subjects (7 male, 3 female) with no history of musculoskeletal pathologies participated in this study. The subjects' age ranged from 18 to 44 years (mean 32; SD 7.9). The participants signed a consent form and this study was approved by the University's Ethics in Research Committee. Kinematic data were obtained through a three-dimensional motion capture system (Qualisys ProReflex 240, QUALISYS MEDICAL AB, Gothenburg, Sweden), with eight cameras and reflective passive markers. A force plate (OR6-6, Advanced Mechanical Technology, Inc., Watertown, USA) was used to identify the stance phase of walking as the period between the initial contact and toe-off events. The force plate was located in the middle of a 10-meter walkway. The measurements were synchronized and taken with a data collection frequency of 120 Hz.

Initially, the same examiner placed the anatomical markers and the three clusters on the left lower limb of the participant. The left side was chosen for standardization of the experimental setup. The subject was required to stand, barefoot, and the examiner positioned his/her lower limb in clinical subtalar neutral position by palpation (i.e. closed-chain subtalar neutral). Neutral position was defined as the position in which the examiner felt the talus head equally between his thumb and index finger [15]. The subject was required to maintain this position actively for five seconds, during three trials, while the motion analysis system captured the markers' positions. After the static measurements, the subjects walked barefoot

on the walkway, in ten trials, at their usual and comfortable walking speed. These measurements were taken with only the clusters. The subjects returned to participate in a second data collection, after a one-week period.

2.3. Data processing

The Visual3D software (C-Motion, Inc, Rockville, Maryland, USA) was used to create the kinematic model and for data processing. Frontal and transverse planes angles were calculated for the calcaneus relative to the shank (CAL-SHA). Frontal plane angles were calculated for the forefoot relative to the calcaneus (FF-CAL) and the forefoot relative to the shank (FF-SHA). For the gait trials, the following variables were calculated from the dynamic angles, during the stance phase: eversion peak of the CAL-SHA, FF-CAL and FF-SHA, in degrees; abduction peak of the CAL-SHA, in degrees (i.e. peak of internal rotation of the shank relative to the calcaneus); timing of the eversion peak of the CAL-SHA, FF-CAL and FF-SHA, from the initial contact, in percent of the stance phase period; timing of the abduction peak of the CAL-SHA, from the initial contact, in percent of the stance phase period (i.e. timing of the peak of shank internal rotation relative to the calcaneus); mean eversion-inversion position of the CAL-SHA, FF-CAL and FF-SHA, in degrees; and mean abduction-adduction position of the CAL-SHA, in degrees (i.e. mean internal-external rotation of the shank relative to the calcaneus). The static trial with the subtalar placed in clinical neutral position was used to determine the neutral positions of the segments/joints during walking. The positions of the CAL-SHA, FF-CAL and FF-SHA, in the frontal plane, and of the CAL-SHA, in the transverse plane, were calculated as the mean angle during the five-seconds trial. For statistical analyses, the static angles of the standing position in neutral subtalar position and the dynamic variables of gait were calculated as the mean values

obtained in all trials of each task (three for standing and ten for walking), for each subject. All data were low-pass filtered with a cut-off frequency of 6 Hz [16].

The stance phase of gait was defined as the period between initial contact and toe-off. Initial contact was defined as the instant at which the force platform registered a value of 10 N [17]. Toe-off was defined as the instant when the recorded force reached a value lower than 10 N [17].

2.4. Statistical Analysis

Intraclass Correlation Coefficients (ICC_3) [18] were used to determine the intra-examiner reliability of the angles obtained when placing the subtalar in clinical neutral position and the test-retest reliability of the variables related to walking kinematics. Standard errors of measurement were calculated for each variable, using the combined standard deviation obtained from the standard deviations of the first and second evaluations.

3. Results

The ICCs of the walking variables and of the subtalar neutral positioning varied from 0.76 to 0.93, which indicated good to excellent reliabilities [18]. The means, standard deviations, ICCs and standard errors of measurement of each variable are shown in Table 1. Kinematic curves of the stance phase of walking, of a representative subject, are presented in Figure 3.

4. Discussion

The proposed method showed good to high test-retest reliability [18] for multi-segment analyses of the foot-ankle complex kinematics, during walking. The results also showed that the use of clusters to measure foot kinematics during the placement of the

subtalar joint in clinical neutral position, in closed chain, had good to high intra-examiner reliability. Therefore, the proposed cluster-based method is appropriate to measure multi-segment kinematics of the foot-ankle complex when the analysis assumes rigid segments and when the same examiner places the subtalar in neutral.

The test-retest reliability of the walking variables included the ability of the examiner to place the clusters and anatomical markers on similar positions on the participants' lower limb, as in most kinematic analyses. In addition, the position of the lower limb in which the subtalar was maintained in neutral was considered the neutral position (0°) for all kinematic variables of walking. Thus, reproducibility of walking variables also depended on the intra-examiner reliability to place the subtalar joint in clinical neutral position. Although this procedure is difficult and could induce errors to the measurement of walking variables, the reliability of these variables was appropriate. In addition, considering the subtalar neutral as the reference position enhances the ability of the analysis to discriminate magnitudes of foot pronation [12]. Thus, this procedure is recommended for analyses of foot-ankle pronation-supination.

Many studies reported the intra-subject (between-trial) and inter-subject variability and reliability (repeatability) of non-invasive analyses of the foot-ankle complex kinematics [19]. However, few studies investigated the between-day reliability (repeatability) of the kinematic method [19]. To the extent of our knowledge and according to a recent systematic review [19], no study investigated the between-day reliability of kinematic variables of walking or subtalar neutral using a cluster-based method, which precludes comparisons with our results. Between-day analysis is crucial to understand how the replacement of anatomical and tracking markers (clusters) on the subject affects the utility of the method. In addition, the establishment of good between-day reliability allow researchers and clinicians to evaluate the effects of mid- and long-term interventions [20].

The kinematic curve patterns obtained for the FF-SHA, in the frontal plane, (Figure 3) are similar to those obtained for the CAL-SHA and FF-CAL. These curves show an angular displacement into eversion, during the beginning of the stance phase, and into inversion, during the end of this phase. It should be noted that the motion patterns obtained for the CAL-SHA, in the frontal and transverse planes, and for the FF-CAL, in the frontal plane, are similar to those reported in the literature, obtained with bone-anchored markers [4]. A pattern of the timings of eversion peaks can be identified for these curves (Table 1 and Figure 3). The FF-CAL eversion peak (beginning of forefoot inversion relative to the calcaneus) occurs before the eversion peaks of the other two angles analyzed, at approximately 47% of stance. As the calcaneus is still everting at the CAL-SHA and the forefoot is still everting at the FF-SHA, the beginning of inversion at the FF-CAL means that forefoot eversion became slower than calcaneus eversion. At 50% of stance, approximately, the FF-SHA eversion peak occurs (beginning of forefoot inversion relative to the shank). Finally, at 61% of stance, approximately, the CAL-SHA eversion peak takes place (beginning of calcaneus inversion relative to the shank). Therefore, forefoot inversion precedes calcaneus inversion. This temporal sequence suggests that deceleration of forefoot eversion and beginning of forefoot inversion contributes to stop subtalar pronation by decelerating calcaneus eversion, during walking stance. This possible mechanism may explain the influence of the interaction between forefoot and the ground on calcaneus eversion-inversion and on lower-limb internal-external rotation, during mid- and late-stance subphases of walking [13].

5. Conclusion

The proposed cluster-based method for assessing multi-segment pronation-supination of the foot-ankle complex, during the stance phase of walking, is reliable. Walking variables and the positions related to the subtalar neutral posture had good to high between-day

reliability. Therefore, the method can be considered appropriate for analyses that assume rigid-segments and/or need to enhance visibility of tracking markers, such as in shod gait studies.

References

1. Leardini A, Benedetti MG, Catani F, Simoncini L, Giannini S, An anatomically based protocol for the description of foot segment kinematics during gait. *Clin Biomech* (Bristol, Avon) 1999; 14(8): 528-36.
2. Carson MC, Harrington ME, Thompson N, O'Connor JJ, Theologis TN, Kinematic analysis of a multi-segment foot model for research and clinical applications: a repeatability analysis. *J Biomech* 2001; 34(10): 1299-307.
3. Leardini A, Benedetti MG, Berti L, Bettinelli D, Nativo R, Giannini S, Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. *Gait Posture* 2007; 25(3): 453-62.
4. Nester C, Jones RK, Liu A, Howard D, Lundberg A, Arndt A, Lundgren P, Stacoff A, Wolf P, Foot kinematics during walking measured using bone and surface mounted markers. *J Biomech* 2007; 40(15): 3412-23.
5. Okita N, Meyers SA, Challis JH, Sharkey NA, An objective evaluation of a segmented foot model. *Gait Posture* 2009; 30(1): 27-34.
6. Ferber R, Benson B, Changes in multi-segment foot biomechanics with a heat-mouldable semi-custom foot orthotic device. *J Foot Ankle Res* 2011; 4(1): 18.
7. Barton CJ, Levinger P, Crossley KM, Webster KE, Menz HB, Relationships between the Foot Posture Index and foot kinematics during gait in individuals with and without patellofemoral pain syndrome. *J Foot Ankle Res* 2011; 4(10).
8. Lundgren P, Nester C, Liu A, Arndt A, Jones R, Stacoff A, Wolf P, Lundberg A, Invasive in vivo measurement of rear-, mid- and forefoot motion during walking. *Gait Posture* 2008; 28(1): 93-100.
9. 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(1): 38-45.
10. Williams DS, 3rd, McClay Davis I, Baitch SP, Effect of inverted orthoses on lower-extremity mechanics in runners. *Med Sci Sports Exerc* 2003; 35(12): 2060-8.
11. Souza TR, Pinto RZ, Trede RG, Kirkwood RN, Fonseca ST, Temporal couplings between rearfoot-shank complex and hip joint during walking. *Clinical Biomechanics* (Bristol, Avon) 2010; 25(7): 745-8.
12. Houck JR, Tome JM, Nawoczinski DA, Subtalar neutral position as an offset for a kinematic model of the foot during walking. *Gait & Posture* 2008; 28(1): 29-37.
13. Souza TR, Pinto RZ, Trede RG, Kirkwood RN, Pertence AE, Fonseca ST, Late rearfoot eversion and lower-limb internal rotation caused by changes in the interaction between forefoot and support surface. *Journal of the American Podiatric Medical Association* 2009; 99(6): 503-11.
14. Neumann DA. Ankle and Foot. In: Neumann DA, editors. *Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Physical Rehabilitation*. St. Louis: Mosby; 2002. p. 477-521.
15. Sell KE, Verity TM, Worrell TW, Pease BJ, Wigglesworth J, Two measurement techniques for assessing subtalar joint position: a reliability study. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1994; 19(3): 162-7.
16. Winter DA, *Biomechanics and motor control of human movement*. Hoboken: Wiley; 2005.
17. Hreljac A, Marshall RN, Algorithms to determine event timing during normal walking using kinematic data. *Journal of Biomechanics* 2000; 33(6): 783-6.
18. Portney LG, Watkins MP, *Foundations of Clinical Research: Applications to Practice*. Upper Saddle River: Prentice-Hall; 2000.

19. Deschamps K, Staes F, Roosen P, Nobels F, Desloovere K, Bruyninckx H, Matricali GA, Body of evidence supporting the clinical use of 3D multisegment foot models: a systematic review. *Gait Posture* 2011; 33(3): 338-49.
20. Gadotti IC, Vieira ER, Magee DJ, Importance and clarification of measurement properties in rehabilitation. *Revista Brasileira de Fisioterapia* 2006; 10(2): 137-146.

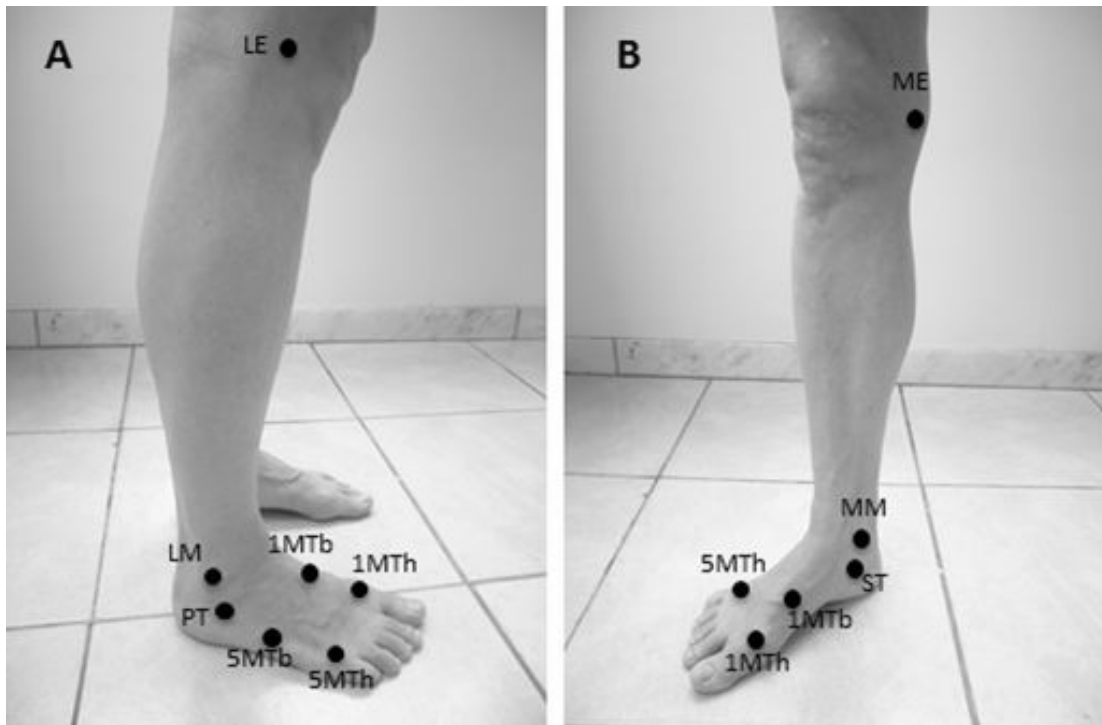


Figure 1. Anatomical markers used to define the coordinate systems, from a lateral (A) and a medial (B) view. LE, lateral epicondyle of the femur; ME, medial epicondyle of the femur; LM, lateral malleolus; MM, medial malleolus; PT, peroneal tuberosity; ST, sustentaculum tali; 1MTb, basis of the first metatarsal bone; 5MTb, basis of the fifth metatarsal bone; 1MTh, head of the first metatarsal bone; 5MTh, head of the fifth metatarsal bone. LE and ME are the proximal markers of the shank, LM and MM are the distal markers of the shank and the proximal markers of the calcaneus, PT and ST are the distal markers of the calcaneus, 5MTb and 1MTb are the proximal markers of the forefoot, and 5MTh and 1MTh are the distal markers of the forefoot.

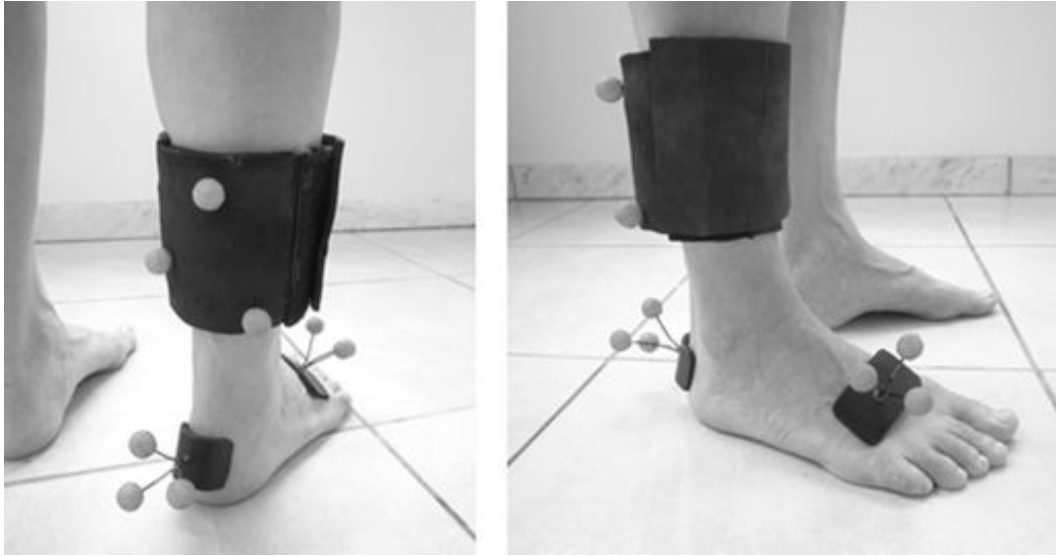


Figure 2. Posterior and sagittal views of shank, calcaneus and forefoot clusters of tracking markers.

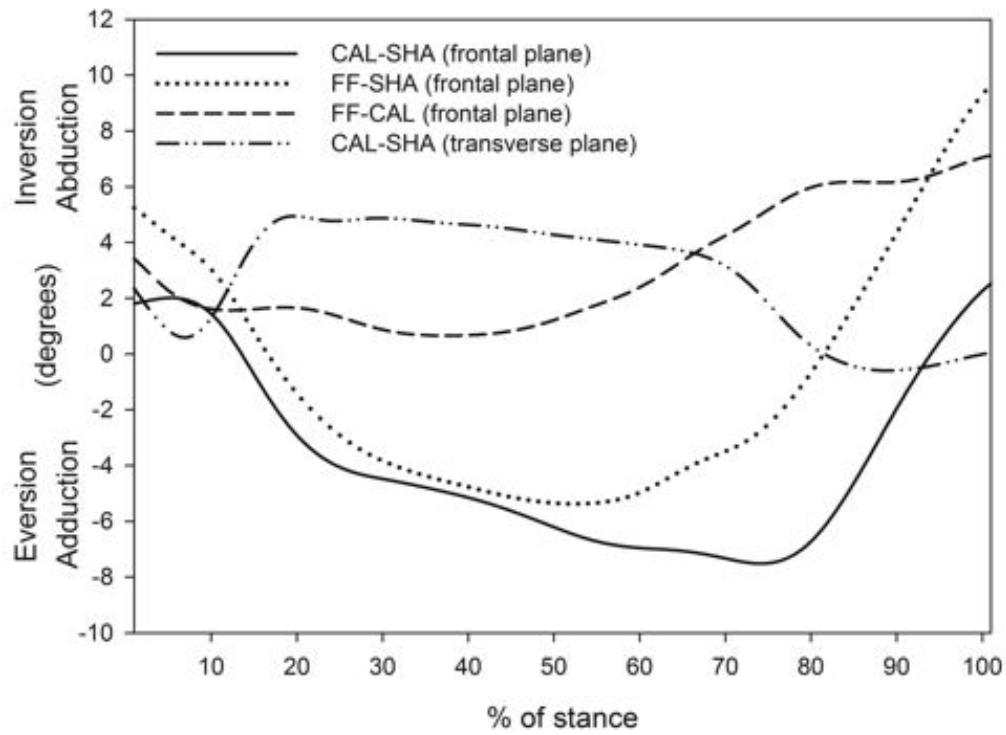


Figure 3. Kinematic curves of the foot-ankle complex in the frontal and transverse planes, during the stance phase of walking (as percentage of stance), of a representative subject.

Table 1. Mean, standard deviations, ICCs and standard errors of measurement of the kinematic variables measured.

Kinematic Variable	Mean (SD)	Mean (SD)	ICC	SEM
	Week 1	Week 2		
Standing with the subtalar in clinical neutral position				
CAL-SHA (frontal plane)	-4.49° (2.74)	-3.71° (1.34)	0.93	0.57
CAL-SHA (transverse plane)	14.18° (7.34)	12.82° (7.63)	0.88	2.59
FF-CAL (frontal plane)	-9.78° (2.07)	-11.46° (3.45)	0.80	1.27
FF-SHA (frontal plane)	-12.52° (5.63)	-13.86° (5.57)	0.86	2.09
Stance phase of walking				
Peak of CAL-SHA eversion	-5.51° (8.91)	-5.59° (8.80)	0.77	2.23
Timing of CAL-SHA eversion peak	62.05% (10.55)	60.02% (11.36)	0.87	3.95
Mean CAL-SHA eversion-inversion	-1.04° (8.79)	-0.83° (9.15)	0.82	2.30
Peak of CAL-SHA abduction	5.21° (7.22)	4.60° (6.67)	0.90	2.19
Timing of CAL-SHA abduction peak	23.27% (12.93)	22.77% (13.99)	0.79	6.17
Mean CAL-SHA abduction-adduction	1.39° (7.52)	0.67° (7.29)	0.90	2.34
Peak of FF-CAL eversion	-4.16° (7.83)	-3.96° (7.85)	0.76	3.84
Timing of FF-CAL eversion peak	47.51% (17.14)	45.97% (18.27)	0.88	6.13
Mean FF-CAL eversion-inversion	-1.73° (7.43)	-2.71° (7.42)	0.77	2.45
Peak of FF-SHA eversion	-7.42° (4.79)	-7.81° (5.22)	0.84	2.00
Timing of FF-SHA eversion peak	50.96% (21.06)	49.59% (16.05)	0.86	7.00
Mean FF-SHA eversion-inversion	-2.05° (4.45)	-2.58° (4.72)	0.77	2.19

SD, standard deviation; ICC, intraclass correlation coefficient; SEM, standard error of measurement; CAL-SHA, calcaneus relative to shank; FF-CAL, forefoot relative to calcaneus; FF-SHA, forefoot relative to shank.

3.2 ARTIGO 2: Contribuições da mecânica do quadril e do complexo tornozelo-pé para o movimento e postura do retropé

Abstract

Background: Clinical measures at the foot-ankle complex and at the hip joint may be useful to predict rearfoot pronation-supination. Previous inconsistent results regarding the ability of clinical measures to predict rearfoot kinematics may have been influenced by the neglect of possible combined effects of alignment and mobility at the foot-ankle complex and by the use of measures that do not reflect hip transverse-plane mechanics. The present study tested the ability of a clinical measure of alignment and mobility at the foot-ankle complex combined with a clinical measure of hip passive stiffness to predict rearfoot kinematics, in walking and upright stance.

Methods: Twenty-three healthy subjects underwent assessment of forefoot-shank angle, with a goniometer, and hip passive stiffness, with an inclinometer. Frontal-plane kinematics of the rearfoot was assessed with a three-dimensional system, during treadmill walking and upright bipedal stance. Multivariate linear regressions were performed to investigate whether these measures predict rearfoot kinematics, during walking stance and during standing.

Findings: The clinical measures significantly predicted ($P<0.05$) mean eversion-inversion position, during walking ($r=0.63$; $R^2=0.40$) and standing ($r=0.56$; $R^2=0.31$), and eversion peak in walking ($r=0.52$; $R^2=0.27$).

Interpretation: Greater values of varus alignment at the foot-ankle complex and inversion mobility at the midfoot joints, combined with lower values of hip passive stiffness, are related to greater rearfoot eversion. This association indicates that the clinical measures are useful to identify mechanical variables that contribute to rearfoot motion and posture. However, these measures should not be used to make precise quantitative predictions of rearfoot kinematics.

Keywords: clinical measures; foot pronation; bone alignment; mobility; hip; stiffness.

1. Introduction

Health professionals are frequently interested in identifying clinically measured mechanical variables that may have a causal relationship with positions assumed by the rearfoot during closed-chain activities (Cornwall et al., 2006; Hamill et al., 1989; Hunt et al., 2000). This interest is due to the possible association of altered foot motion and posture with development of painful conditions (Barton et al., 2009; Barton et al., 2010; Willems et al., 2007). The multifactorial nature of rearfoot motion and posture (Fonseca et al., 2007; Root et al., 1977) hampers finding precise quantitative predictive relationships between clinical measures and rearfoot kinematics (Allen et al., 2004; Cornwall et al., 2004; Cornwall et al., 2006; Donatelli et al., 1999a; Hamill et al., 1989; McPoil and Cornwall, 1996a). However, identifying some predictive ability of clinical measures may help in the development of clinical and biomechanical reasoning (Portney and Watkins, 2000).

Static measures of navicular height and compensated rearfoot valgus have been described to have some prediction ability for rearfoot eversion, during walking (Hunt et al., 2000; McPoil and Cornwall, 1996b; McPoil and Cornwall, 1996a). Unfortunately, these measures are carried out with the lower limb loaded and constitute positions that are compensations for the same forces that produce the motion being predicted. Thus, these measures may not identify mechanical variables that cause the motion or posture of interest and that could be targets of clinical interventions. Differently, varus and valgus bone alignments, measured in unloaded situations, are theoretically related to increased and decreased magnitude of pronation measured during loaded situations (Michaud, 1993; Root et al., 1977). However, studies that investigated the relationship between bone alignment and foot kinematics produced inconsistent results (Cornwall et al., 2004; Donatelli et al., 1999b; Hamill et al., 1989; McPoil and Cornwall, 1996a). Therefore, it is possible that components other than bone alignment also affect rearfoot kinematics.

Mobility of midfoot joints may also affect magnitude of rearfoot eversion in loaded activities (Michaud, 1993; Root et al., 1977). When the metatarsal heads are supported on the ground, eversion of the rearfoot leads to inversion at the midfoot joints (i.e. inversion of the metatarsal heads relative to rearfoot). Tissues of the midfoot joints resist this relative motion, which helps reducing rearfoot eversion in closed-chain activities (Michaud, 1993; Root et al., 1977). The mobility of midfoot inversion indexes this resistance such that the greater the mobility, the smaller the resistance. Therefore, greater midfoot inversion mobility would contribute to greater rearfoot eversion in loaded situations (Michaud, 1993; Root et al., 1977). Dorsiflexion mobility of the first ray and inversion mobility of the midtarsal joint affect the total mobility of midfoot inversion and are often considered clinically (Allen et al., 2004; Cornwall et al., 2006; Root et al., 1971). However, dorsiflexion of other medial rays (not only the first) and inversion of other midfoot joints (not only the midtarsal) (Lundgren et al., 2008) also influence midfoot inversion mobility. Thus, in addition to bone alignment, the total midfoot inversion mobility should be considered to predict rearfoot kinematics in activities as standing and walking.

Hip mechanics may also influence foot kinematics through the coupling between rearfoot eversion-inversion and lower-limb internal-external rotation (Fonseca et al., 2007; Snyder et al., 2009; Souza et al., 2010). Therefore, the prediction of rearfoot kinematics should also consider the transverse-plane mechanics of the hip. Passive moments possibly participate in the net hip moment, in the transverse plane, in activities as standing and walking. During walking, for example, the gluteus maximus is active only within the first 30% of the stance phase (Preece et al., 2008). Therefore, hip passive properties that influence the transverse-plane moments of this joint may influence rearfoot eversion-inversion. Measures of passive range of motion of hip internal and external rotations have been found not to be predictors of rearfoot kinematics (Hamill et al., 1989). However, range of motion

does not reflect accurately mechanical variables related to joint moment (Aquino et al., 2006). Differently, hip passive stiffness, related to the moment of external rotation, is a mechanical variable that may affect rearfoot kinematics in loaded activities (Fonseca et al., 2007). Lower values of hip passive stiffness would be associated with greater values of rearfoot eversion, depending on the combination with foot-ankle alignment and mobility. Thus, a clinical measure of hip passive stiffness (Carvalhais et al., 2011) may also contribute to the prediction of rearfoot kinematics.

The aim of this study was to investigate whether the combination of a clinical measure that indexes foot-ankle frontal-plane bone alignment and inversion mobility of the midfoot joints with a clinical measure of hip passive stiffness predicts frontal-plane rearfoot kinematics, during walking and upright stance.

2. Methods

2.1. Subjects

Twenty-three young and healthy subjects (9 men, 14 women) volunteered to participate in the study. Their mean (\pm SD) age, mass and height were 24.6 ± 4.01 years, 69.59 ± 12.22 kg, and 1.71 ± 0.09 m, respectively. They were symptom-free and did not have any pathologic condition in the lower limbs and lumbo-pelvic complex during the six months previous to the study. They never underwent orthopedic surgical procedures or used any kind of foot orthoses. All subjects had a maximum body mass index of 25 Kg/m^2 . Only the dominant lower limbs of the subjects were considered in the study. The number of subjects was estimated considering a correlation coefficient (r) of 0.5, with significance level of 0.05 and statistical power of 0.8 (Portney and Watkins, 2000). The participants signed a consent form and the Institution's Ethics Committee approved this study.

2.2. Procedures

2.2.1. Clinical measures

2.2.1.1. Forefoot-shank angle

This measure was developed to include frontal-plane bone alignments of the foot-ankle complex (Holt and Hamill, 1995). The assessment was carried out with a goniometer by measuring the angle between the forefoot and a line drawn on the posterior aspect of the shank, with the subject lying prone and actively maintaining the ankle at 0° of flexion-extension (Mendonça et al., *in press*) (Fig. 1A). The shank line connects a proximal reference, at the midpoint between the medial and lateral extremes of the tibial plateau, and a distal reference, at the midpoint between the medial and lateral malleoli. These references were obtained with an analogic caliper rule. Since the forefoot-shank angle is a relationship between the metatarsal heads and a line on the shank, the alignments of rearfoot and forefoot (varus and valgus) influence this angle (Fig. 2) (Mendonça et al., *in press*). In addition, the shank line used, instead of the traditionally used line representing only the distal third of the shank (Tomaro, 1995), allowed including tibio-fibular frontal-plane alignment (i.e. tibio-fibular varum or valgus) in the final angle obtained (Fig. 2). To measure this angle, the fixed arm of the goniometer was aligned with the shank line and the moving arm was visually aligned with a rod fixed with velcro® on the plantar surface of the metatarsal heads (Fig. 1A). The posterior aspect of the calcaneus was maintained facing upwards during the entire process, to standardize the transverse-plane position of the assessed lower limb.

In addition to bone alignment components, the forefoot-shank angle is influenced by the inversion mobility at the midfoot joints (Fig. 2D). Since the subject was asked to actively maintain the ankle of the assessed limb positioned at 0° of flexion-extension (Fig. 1B), activity of the tibialis anterior muscle was required to maintain this position. Because the insertions of this muscle on the mid- and forefoot are medial, contraction of this muscle pulls

the midfoot joints into inversion. The result is inversion of the line of the metatarsal heads (Fig. 2D). The amount of inversion depends on the mobility at the midfoot joints, such that the greater the mobility, the greater the inversion produced (Holt and Hamill, 1995; Mendonça et al., *in press*).

According to these descriptions, a greater inverted angle of forefoot-shank is resultant from a combination of greater varus alignments and midfoot inversion mobility (Fig. 2). Positive scores represented inverted positions. The same examiner conducted this measurement in all subjects. Three repetitions were carried out and their mean value was registered for each subject.

2.2.1.2. Hip passive stiffness in the transverse plane

Passive stiffness of the hip joint, specific to the external rotation moment, was measured as the position of first detectable resistance to internal rotation, as validated by Carvalhais et al. (2011). The subject was lying prone, with the knee of the assessed lower limb at 90° of flexion, and was asked to stay as relaxed as possible. The examiner maintained this knee position while letting the moment produced by the weight of the shank to move the subject's hip into internal rotation. Hip motion stopped passively when the hip passive moment of external rotation (i.e. against internal rotation) was equal to the moment produced by the weight of the shank. With the subject in this position, an analogic inclinometer was used to measure the angle of the anterior border of the tibia relative to the vertical (Fig. 3). This angle was normalized by subject's mass (Carvalhais et al., 2011). Greater scores of this measure represent lower values of hip passive stiffness. The same examiner conducted this measurement in all subjects. Three repetitions were carried out and their mean value was registered for each subject.

2.2.2. Rearfoot kinematics

Frontal-plane kinematics of the rearfoot relative to the shank was measured during the stance phase of walking and during bipedal relaxed standing. A three-dimensional analysis system (Qualisys ProReflex240, QUALISYS MEDICAL AB, Gothenburg, Sweden), with eight cameras and reflective markers, was used to make the kinematic measurements. Anatomical markers were used for the rearfoot and for the shank. For the rearfoot, two proximal markers were placed on the lateral and medial malleoli and two distal markers were fixed on the peroneal tuberosity and sustentaculum tali. For the shank, two proximal markers were placed on the lateral and medial epicondyles of the femur and two distal markers were fixed on the lateral and medial malleoli (the same proximal markers of the rearfoot). Clusters of tracking markers were used to measure position changes of the rearfoot and shank. The rearfoot cluster was comprised of a flexible metallic basis with three rigid rods to which three tracking markers were attached (Souza et al., 2010). This basis was firmly attached to the posterior aspect of the calcaneus, below the insertion of the calcaneus tendon. The shank cluster consisted of an elastic belt with a rigid plate to which three tracking markers were attached. This cluster was attached to the distal third of the shank (Manal et al., 2000). Two technical markers attached to the lateral aspect of the foot, one on the lateral aspect of the calcaneus and the other on the fifth metatarsal head, were used to later definition of the stance phase of walking. Markers' placement is shown in Figure 4. The same examiner placed the markers, in all subjects.

A static trial was conducted with the subject in bipedal standing with all the anatomical, tracking and technical markers. In this trial, the same examiner placed the foot in subtalar neutral position, in all subjects (Houck et al., 2008). The subject was then asked to stay in upright stance, with only the tracking and technical markers. Three standing trials, of three seconds each, were collected. Afterwards, the subject was asked to walk on an

electronic treadmill ProAction G635 Explorer (BH Fitness, Vitoria-Gasteiz, Spain), in his/her self-selected preferred speed. A trial with at least ten steps was registered for each subject. All data collection was carried out with a frequency of 120 Hz.

2.2.2.1. Data reduction

Coordinate systems were created for the rearfoot and for the shank, using the anatomical markers of each segment. Each coordinate system comprised a longitudinal axial axis (Z-axis), an anterior-posterior axis (Y-axis) and a medial-lateral axis (X-axis). Rearfoot kinematics was calculated as the motion of the calcaneus relative to the shank, in the frontal plane (around the Y-axis). Angular values with negative and positive signs corresponded to everted and inverted positions, respectively. Neutral position (0°) of the rearfoot was defined as the neutral subtalar position registered in the initial static trial. These data were lowpass-filtered with a cut-off frequency of 6 Hz (Winter, 2005). All processing was done using the Visual 3D software (C-Motion, Inc, Rockville, Maryland, USA).

The stance phase of walking was defined as the period between initial contact and toe-off. These events were determined visually using the linear motion (Y-axis) of the technical markers (Ghoussayni et al., 2004). We plotted the curves of the markers' motion to facilitate events identification. Initial contacts were defined as the instants in which forward motion of the rearfoot marker stopped, which corresponded to the peaks of the corresponding curve. Toe-offs were defined as the instants in which backward motion of the forefoot marker stopped, which corresponded to the valleys of the corresponding curve. Two examiners determined these gait events.

Mean rearfoot eversion-inversion position during upright stance was calculated. This variable was calculated for three standing trials, and its mean value was considered for analysis. Mean rearfoot eversion-inversion position and rearfoot eversion peak, during the

stance phase of walking, were calculated. Mean eversion-inversion was chosen to represent rearfoot positions over the gait period analyzed (Souza et al., 2009), while eversion peak was studied as a typical variable analyzed in gait studies (Hamill et al., 1989; Hunt et al., 2000). These variables were calculated for ten stance phases, and their mean values were considered for analyses.

2.3. Reliability

To investigate the reliability of the measures and procedures of the study, a pilot study with ten subjects was conducted, with two evaluation sessions separated by a one-week interval. Intraclass correlation coefficients (ICC_3) were used to test the intra-examiner reliabilities of the measure of forefoot-shank angle ($ICC_{3,3}$) and placement of the subtalar in neutral position ($ICC_{3,1}$), the intra- and inter-examiner reliabilities of gait events determination ($ICC_{3,1}$), and the test-retest reliability of the gait kinematic variables ($ICC_{3,10}$) and the standing kinematic variable ($ICC_{3,3}$).

The ICCs of the forefoot-shank angle and the kinematic variables are presented in Table 1. In addition, the intra-examiner reliability of placing the subtalar in neutral position was 0.90 and the intra- and inter-examiner reliabilities of gait events determination were 0.99 (for both the initial contact and toe-off). Reliabilities were considered good to excellent and appropriate for the study (Portney and Watkins, 2000). The intra-examiner reliability of the measure of hip passive stiffness was recently tested ($ICC_{3,3}=0.99$) for the examiner who carried out this measure in all participants of the present study (Carvalhais et al., 2011).

2.4. Statistical analyses

Multivariate linear regression analyses were carried out, with the two clinical measures as independent variables. One regression was performed for each kinematic variable

as dependent variables: mean eversion-inversion position during walking stance, eversion peak during walking stance, and mean eversion-inversion position during upright stance. A correlation analysis was performed to check for colinearity between the independent variables (clinical measures) of the regression analyses. The significance level was set at 0.05 for all analyses.

3. Results

The association between the combination of clinical measures and the mean inversion-eversion position during walking stance was significant ($P=0.006$), with a coefficient $r=0.63$ ($R^2=0.40$). The association with the eversion peak during walking stance was significant ($P=0.041$), with a coefficient $r=0.52$ ($R^2=0.27$). The association with the mean inversion-eversion position during standing was significant ($P=0.023$), with a coefficient $r=0.56$ ($R^2=0.31$). There was no colinearity between the clinical measures ($r=0.053$; $P=0.81$). Table 2 presents regression coefficients and significance of each clinical measure. Figure 5 illustrates the relationships between the measured kinematic values and the values predicted by the regression equations.

4. Discussion

The results demonstrated that the combination of the measure of forefoot-shank angle with the measure of hip passive stiffness is significantly related to the frontal-plane kinematics of the rearfoot, during walking stance and relaxed bipedal standing. Greater values of this combination were correlated to lower angular values of rearfoot eversion-inversion (Table 2). This means that increased varus alignment at the foot-ankle complex and increased inversion mobility at the midfoot joints, combined with lower hip passive stiffness, were related to greater rearfoot eversion, during walking and standing. The magnitudes of the

correlation coefficients were considered moderate to good (Portney and Watkins, 2000). The allied use of the clinical measures predicted 27% to 40% of the variance of the rearfoot kinematic variables. Such predictive relationships do not support the clinical use of these measures to make precise quantitative predictions of foot pronation-supination. However, they revealed relationships that may guide clinical reasoning on measurable variables related to the observed foot motion and posture. The present findings support the theoretical dependency of foot pronation on the combination between distal and proximal variables in the lower limb (Fonseca et al., 2007; Michaud, 1993).

Both clinical measures contributed significantly to the explanation of the variance in the mean rearfoot eversion-inversion, during walking (40%) and upright stance (31%). The standardized beta coefficients of the clinical measures were similar (Table 2), which showed that both measures had similar explanatory weights for rearfoot kinematics. Further, peaks of rearfoot eversion, in walking, were also related to the combination of clinical measures (27% of explanation). However, this kinematic variable was significantly related only to hip passive stiffness (25% of explanation). The contribution of the measure of forefoot-shank angle to eversion peak prediction was negligible. It is possible that, near the instants of eversion peaks (between 50% and 60% of stance) (Barton et al., 2011; Souza et al., 2009), the contribution of hip mechanics to rearfoot kinematics is dominant over the influence of foot alignment and mobility. The observed association of mean eversion-inversion with both hip mechanics and forefoot-shank angle may be due to the non specificity of this kinematic variable to a short period of stance.

The regression analyses also showed that the forefoot-shank angle alone was associated with mean rearfoot eversion-inversion, in walking and standing (15% to 19% of explanation) (Table 2). Previous studies observed contradictory results for isolated alignment or mobility components at the foot-ankle complex. Considering bone alignment measures,

Donatelli et al. (1999) found that individuals who showed the rearfoot in everted positions, during the entire stance phase of walking, had greater varus alignment of rear- and forefoot than individuals who showed supinated positions in some subphase of stance. In contrast, other studies that investigated relationships between bone alignment components at the foot-ankle complex and rearfoot motion did not find significant associations (Cornwall et al., 2004; Hamill et al., 1989; McPoil and Cornwall, 1996a). Regarding measures of midfoot joints mobility, Allen et al. (2004) found that greater values of first ray (dorsiflexion) mobility were related to greater values of foot pronation. Differently, Cornwall et al. (2006) found the opposite relationship, in which decreased first ray mobility was associated with increased pronation. It is possible that these contradictions are due to the non-consideration of the combination between alignment and mobility components. Unlike traditional measures, the measure of forefoot-shank angle captures a combination of frontal-plane alignment and mobility components. According to our results, more inverted positions of the forefoot obtained in this measure (i.e. greater combined values of varus bone alignment and midfoot inversion mobility) are related to greater rearfoot eversion in walking and standing. These findings indicate that the use of this measure may improve the understanding of part of the influence of distal mechanics, at the foot-ankle complex, on foot motion and posture.

The regressions showed as well that hip passive stiffness alone was associated to mean rearfoot eversion-inversion, in walking and standing, and rearfoot eversion peak during walking (17% to 25% of explanation) (Table 2). Hip mechanics has been proposed to influence rearfoot kinematics (Fonseca et al., 2007; Leighton, 2006; Mann, 1982). However, there still was a lack of evidence on the relationship between a measure of hip transverse-plane mechanics and rearfoot kinematics, in walking and standing. Hamill et al. (1989) found that range of motion of hip internal rotation was not associated with rearfoot kinematics, during walking. However, range of motion may not represent appropriately the passive

mechanics of a joint (Aquino et al., 2006). Differently, the present results showed that a clinical measure of hip passive stiffness related to the moment of external rotation contributed to the prediction of rearfoot kinematics. More everted positions of the rearfoot, both in walking and standing, were related to lower hip passive stiffness.

Although the studied clinical measures were found to have a significant predictive relationship with rearfoot kinematics, the major part of the variability in motion and posture was still unexplained. Rearfoot kinematics, in closed-chain activities, seems to be multifactorial (Fonseca et al., 2007; Snyder et al., 2009; Souza et al., 2009). Therefore, other mechanical variables, such as the transverse-plane angle of the foot at gait initial contact (Wright et al., 1964) or lower limb muscle function (Fiolkowski et al., 2003; Preece et al., 2008), may also influence rearfoot kinematics. Among these variables, the clinically measurable ones may be investigated, along with those used in the present study, to verify whether they improve clinical prediction of rearfoot motion and posture. Nevertheless, the clinical measures of forefoot-shank angle and hip passive stiffness help to identify variables possibly related to an observed rearfoot kinematic pattern.

Clinicians are frequently interested in measuring mechanical variables that can be modified through clinical interventions intended to change motion and posture (Fonseca et al., 2007; Root et al., 1977). Previous studies predicted rearfoot motion with measures carried out in loaded conditions similar to upright stance (Hunt et al., 2000; McPoil and Cornwall, 1996b; McPoil and Cornwall, 1996a). However, these measures may reflect positions already compensated for mechanical variables that also influence gait kinematics. The present results reinforce this argument since rearfoot position during upright stance was partly explained by the same variables that explained rearfoot positions in gait. Thus, such loaded measures probably do not quantify mechanical variables that influence rearfoot kinematics and that could be targets of clinical interventions. Differently, the variables considered in the present

study can be modified by specific clinical interventions. The mechanical interaction of alignment and mobility of the foot-ankle complex with the ground can be modified by prescription of foot orthoses (Michaud, 1993). Tissue stretching may be used to decrease passive stiffness (Nakamura et al., 2011) in cases of excessive hip stiffness associated with decreased foot pronation. Muscle strengthening may be used to increase passive stiffness (Ocarino et al., 2008) in cases of low hip stiffness associated with excessive foot pronation. Therefore, using the measures studied permits identifying variables, related to rearfoot kinematics, which are clinically modifiable.

References

- Allen, M.K., Cuddeford, T.J., Glasoe, W.M., DeKam, L.M., Lee, P.J., Wagner, K.J., et al., 2004. Relationship between static mobility of the first ray and first ray, midfoot, and hindfoot motion during gait. *Foot and Ankle International* 25, 391-6.
- Aquino, C.F., Goncalves, G.G., Fonseca, S.T., Mancini, M.C., 2006. Analysis of the relation between flexibility and passive stiffness of the hamstrings. *Rev Bras Med Esporte* 12, 195-200.
- Barton, C.J., Bonanno, D., Levinger, P., Menz, H.B., 2010. Foot and ankle characteristics in patellofemoral pain syndrome: a case control and reliability study. *J Orthop Sports Phys Ther* 40, 286-96.
- Barton, C.J., Levinger, P., Menz, H.B., Webster, K.E., 2009. Kinematic gait characteristics associated with patellofemoral pain syndrome: A systematic review. *Gait & Posture* 30, 405-416.
- Barton, C.J., Levinger, P., Webster, K.E., Menz, H.B., 2011. Walking kinematics in individuals with patellofemoral pain syndrome: a case-control study. *Gait Posture* 33, 286-91.
- Carvalho, V.O., Araujo, V.L., Souza, T.R., Goncalves, G.G., Ocarino, J.M., Fonseca, S.T., 2011. Validity and reliability of clinical tests for assessing hip passive stiffness. *Manual Therapy* 16, 240-5.
- Cornwall, M.W., McPoil, T.G., Fishco, W.D., Hunt, L., Lane, C., O'Donnell, D., 2004. The relationship between forefoot alignment and rearfoot motion during walking. *Australasian Journal of Podiatric Medicine* 38, 35-40.
- Cornwall, M.W., McPoil, T.G., Fishco, W.D., O'Donnell, D., Hunt, L., Lane, C., 2006. The influence of first ray mobility on forefoot plantar pressure and hindfoot kinematics during walking. *Foot & Ankle International* 27, 539-47.
- Donatelli, R., Wooden, M., Ekedahl, S.R., Wilkes, J.S., Cooper, J., Bush, A.J., 1999a. Relationship between static and dynamic foot postures in professional baseball players. *J Orthop Sports Phys Ther* 29, 316-25; discussion 326-30.
- Donatelli, R., Wooden, M., Ekedahl, S.R., Wilkes, J.S., Cooper, J., Bush, A.J., 1999b. Relationship between static and dynamic foot postures in professional baseball players. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 29, 316-25; discussion 326-30.
- Fiolkowski, P., Brunt, D., Bishop, M., Woo, R., Horodyski, M., 2003. Intrinsic pedal musculature support of the medial longitudinal arch: an electromyography study. *J Foot Ankle Surg* 42, 327-33.
- Fonseca, S.T., Ocarino, J.M., Silva, P.L.P., Aquino, C.F., 2007. Integration of Stresses and their Relationship to the Kinetic Chain, in: Magee, D.J., Zachazewski, J.E., Quillen, W.S., (Eds.), *Scientific Foundations and Principles of Practice in Musculoskeletal Rehabilitation*, Saunders Elsevier, St Louis, pp. 476-486.
- 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, 266-72.
- Hamill, J., Bates, B.T., Knutzen, K.M., Kirkpatrick, G.M., 1989. Relationship between selected static and dynamic lower extremity measures. *Clinical Biomechanics* (Bristol, Avon) 4, 217-225.
- Holt, K.G., Hamill, J., 1995. Running injuries and treatment: a dynamic approach, in: Sammarco, G., (Eds.), *Rehabilitation of the foot and ankle*, Mosby, St. Louis, pp. 241-258.

- Houck, J.R., Tome, J.M., Nawoczenski, 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., Fahey, A.J., Smith, R.M., 2000. Static measures of calcaneal deviation and arch angle as predictors of rearfoot motion during walking. *Australian Journal of Physiotherapy* 46, 9-16.
- Leighton, R.D., 2006. A functional model to describe the action of the adductor muscles at the hip in the transverse plane. *Physiotherapy Theory and Practice* 22, 251-62.
- Lundgren, P., Nester, C., Liu, A., Arndt, A., Jones, R., Stacoff, A., et al., 2008. Invasive in vivo measurement of rear-, mid- and forefoot motion during walking. *Gait & Posture* 28, 93-100.
- Manal, K., McClay, I., Stanhope, S., Richards, J., Galinat, B., 2000. Comparison of surface mounted markers and attachment methods in estimating tibial rotations during walking: an in vivo study. *Gait & Posture* 11, 38-45.
- Mann, R.A., 1982. Biomechanics of Running, in: Pack, R.P., (Eds.), *Symposium on the Foot and Leg in Running Sports*, Mosby, St Louis, pp. 1-29.
- McPoil, T.G., Cornwall, M.W., 1996a. The relationship between static lower extremity measurements and rearfoot motion during walking. *J Orthop Sports Phys Ther* 24, 309-14.
- McPoil, T.G., Cornwall, M.W., 1996b. Relationship between three static angles of the rearfoot and the pattern of rearfoot motion during walking. *J Orthop Sports Phys Ther* 23, 370-5.
- Mendonça, L.D.M., Bittencourt, N.F.N., Amaral, G.M., Diniz, L.S., Souza, T.R., Fonseca, S.T., *in press*. A quick and reliable procedure for assessing foot alignment in athletes. *Journal of the American Podiatric Medical Association*
- Michaud, T., 1993. *Foot orthoses: and other forms of conservative foot care*, Williams and Wilkins, Baltimore.
- Nakamura, M., Ikezoe, T., Takeno, Y., Ichihashi, N., 2011. Effects of a 4-week static stretch training program on passive stiffness of human gastrocnemius muscle-tendon unit in vivo. *Eur J Appl Physiol*
- Ocarino, J.M., Fonseca, S.T., Silva, P.L., Mancini, M.C., Goncalves, G.G., 2008. Alterations of stiffness and resting position of the elbow joint following flexors resistance training. *Man Ther* 13, 411-8.
- Portney, L.G., Watkins, M.P., 2000. *Foundations of Clinical Research: Applications to Practice*, Prentice-Hall, Upper Saddle River.
- Preece, S.J., Graham-Smith, P., Nester, C.J., Howard, D., Hermens, H., Herrington, L., et al., 2008. The influence of gluteus maximus on transverse plane tibial rotation. *Gait Posture* 27, 616-21.
- Root, M.L., Orien, W.P., Weed, J.H., 1977. *Clinical Biomechanics: normal and abnormal function of the foot* Clinical Biomechanics Corporation, Los Angeles.
- Root, M.L., Orien, W.P., Weed, J.H., Hughes, R.J., 1971. *Biomechanical examination of the foot*, Clinical Biomechanics Corporation, Los Angeles.
- Snyder, K.R., Earl, J.E., O'Connor, K.M., Ebersole, K.T., 2009. Resistance training is accompanied by increases in hip strength and changes in lower extremity biomechanics during running. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)* 24, 26-34.
- Souza, T.R., Pinto, R.Z., Trede, R.G., Kirkwood, R.N., Fonseca, S.T., 2010. Temporal couplings between rearfoot-shank complex and hip joint during walking. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)* 25, 745-8.
- Souza, T.R., Pinto, R.Z., Trede, R.G., Kirkwood, R.N., Pertence, A.E., Fonseca, S.T., 2009. Late rearfoot eversion and lower-limb internal rotation caused by changes in the

- interaction between forefoot and support surface. *Journal of the American Podiatric Medical Association* 99, 503-11.
- Tomaro, J., 1995. Measurement of tibiofibular varum in subjects with unilateral overuse symptoms. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 21, 86-9.
- Willems, T.M., Witvrouw, E., De Cock, A., De Clercq, D., 2007. Gait-related risk factors for exercise-related lower-leg pain during shod running. *Med Sci Sports Exerc* 39, 330-9.
- Winter, D.A., 2005. *Biomechanics and motor control of human movement*, Wiley, Hoboken.
- Wright, D.G., Desai, S.M., Henderson, W.H., 1964. Action of the subtalar and ankle-joint complex during the stance phase of walking. *Journal of Bone and Joint Surgery* 46, 361-464.

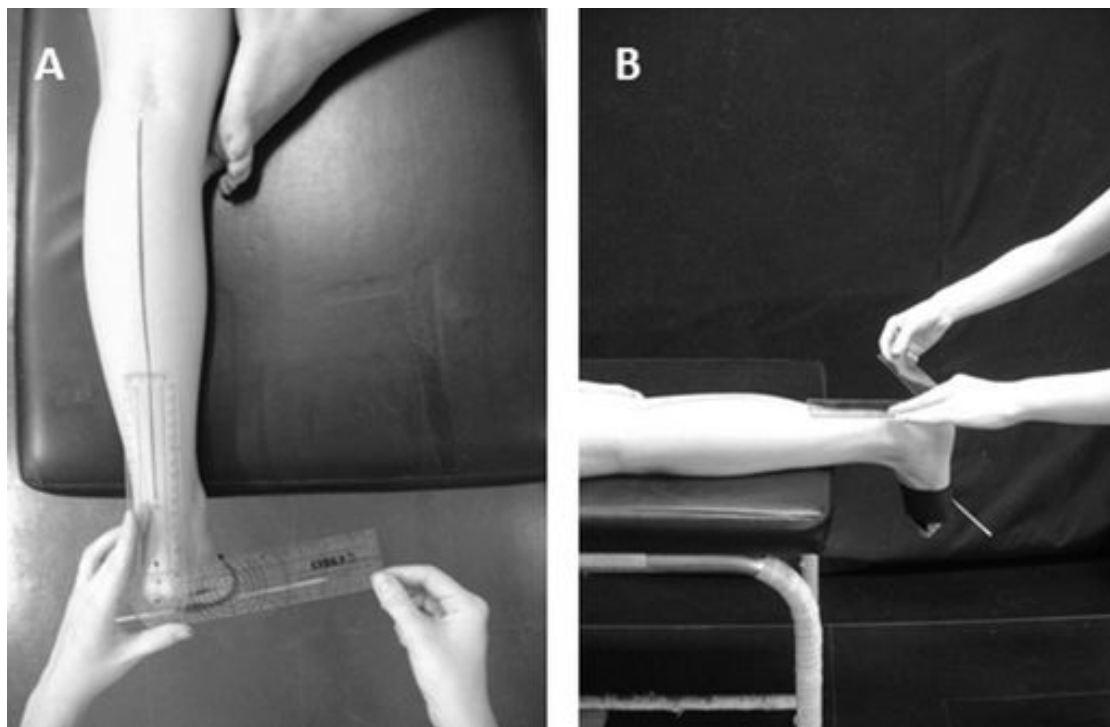


Figure 1. Measure of forefoot-shank angle. (A) Superior (examiner) view. (B) Lateral view.

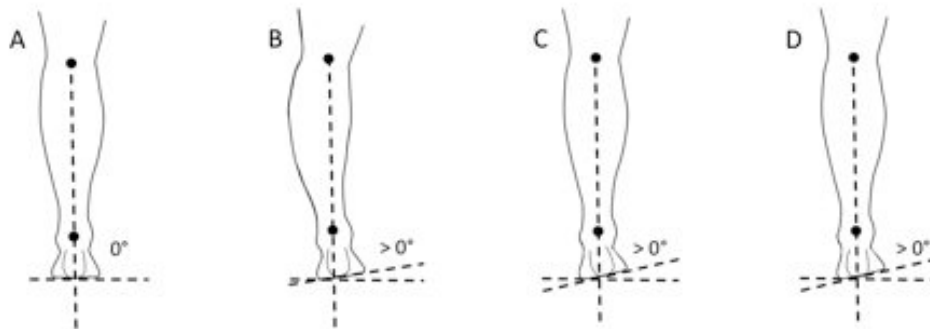


Figure 2 – Isolated influences of alignment and mobility components on the forefoot-shank angle. These components affect the frontal-plane position of the metatarsal heads (forefoot) relative to the shank line. The illustration shows the posterior view of the left lower limb. (A) The position considered as neutral (0°). (B) Influence of varus alignment of the shank on the angle measured ($>0^\circ$). Forefoot line is inverted because the distal portion of the shank is inverted. Note that using the proximal reference shown for the shank line, instead of the traditional bisection line on the distal third of the shank, makes the measured angle sensitive to variations in shank frontal-plane alignment. (C) Influence of varus alignment of the rearfoot on the angle measured ($>0^\circ$). Forefoot line is inverted because the rearfoot is inverted. (D) Influence of varus alignment of the forefoot and/or influence of midfoot mobility on the angle measured ($>0^\circ$). Forefoot line is inverted because the forefoot has a varus alignment and/or due to contraction of the tibialis anterior.



Figure 3. Measure of hip passive stiffness, as the position of first detectable resistance to hip internal rotation.

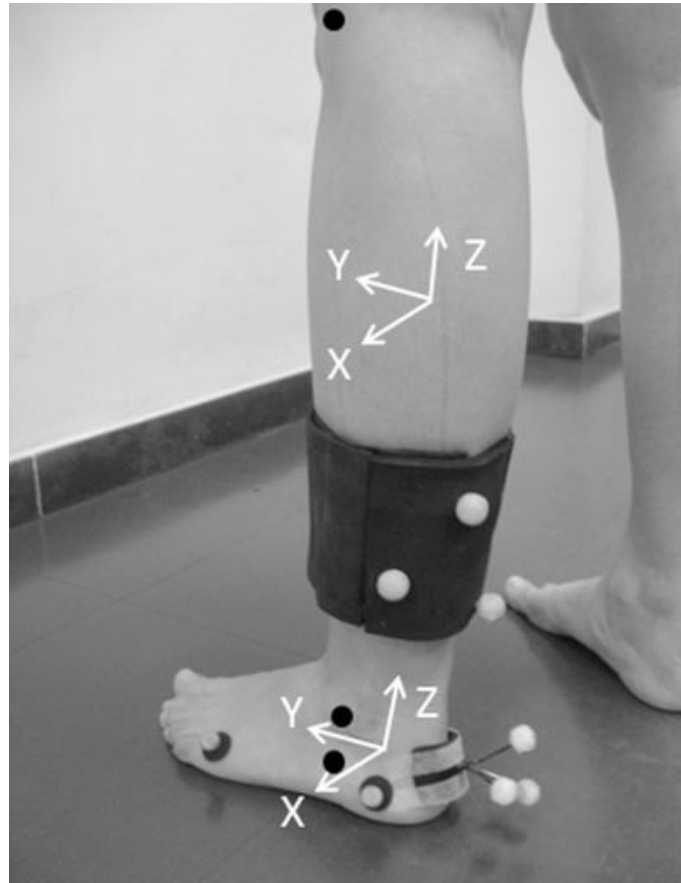


Figure 4. The clusters of tracking markers and the technical markers mounted on the lower limb. Black circles represent the locations of the lateral anatomical markers. Medial anatomical markers are not shown. White arrows represent the coordinate systems (X,Y,Z) of the shank and rearfoot.

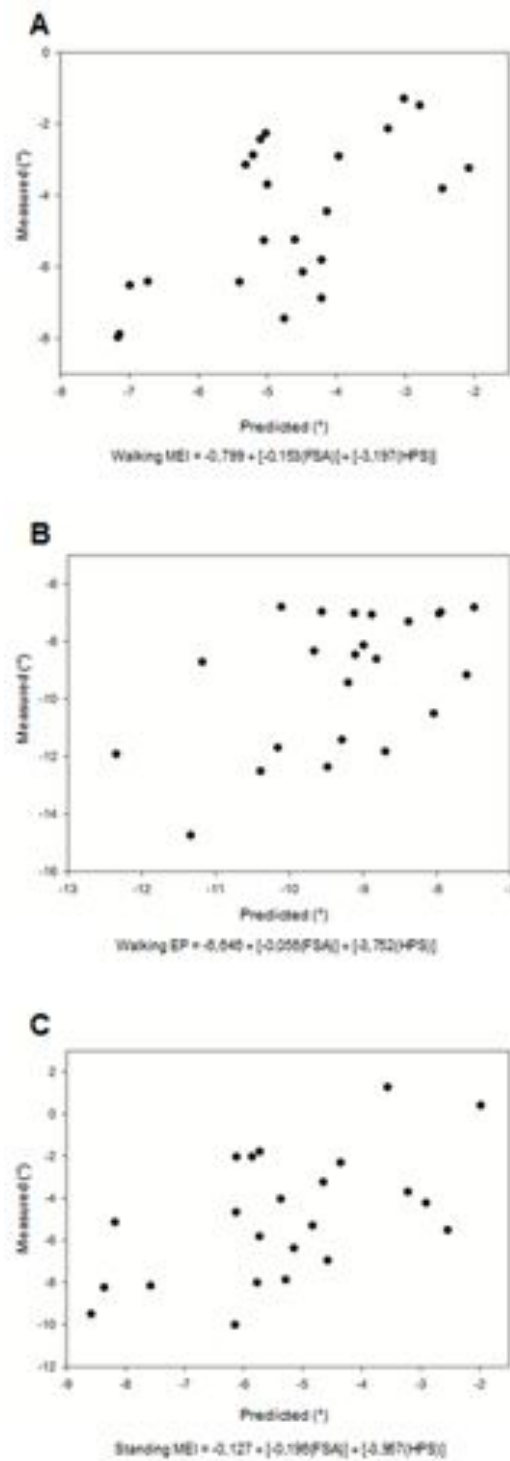


Figure 5. Relationships between the kinematic variables measured and predicted by the regression equations. (A) Mean rearfoot eversion-inversion, in walking. (B) Peak rearfoot eversion, in walking. (C) Mean rearfoot eversion-inversion, in standing.

MEI: mean eversion-inversion; EP: eversion peak; FSA: forefoot-shank angle; HPS: hip passive stiffness.

Table 1. Description and reliability of the clinical measures and rearfoot kinematic variables.

Variable	Mean (SD)	Range	ICC	SEM
Forefoot-shank angle	14.63° (6.11)	4.33° to 29.33°	0.91 ^a	2.13
Hip passive stiffness (position of first detectable resistance)	0.48°/kg (0.31)	0.09°/kg to 1.44°/kg	0.99 ^{a*}	0.031
Mean eversion-inversion in walking	-4.59° (2.11)	-7.98° to -1.29°	0.79 ^b	0.96
Eversion peak in walking	-9.29° (2.34)	-14.73° to -6.79°	0.79 ^b	1.07
Mean eversion-inversion in standing	-4.91° (3.01)	-10.01° to 1.27	0.98 ^b	0.42

SD: Standard deviation, ICC: intraclass correlation coefficient, SEM: standard error of measurement.

^a Intra-examiner reliability

^b Test-retest reliability

* Recently tested by Carvalhais et al. (2011) for the same examiner

Table 2. Coefficients and significance of each clinical measure in predicting the kinematic variables studied

Clinical measures	β	Standardized β	R^2	t-score	p
Mean eversion-inversion in walking					
Forefoot-shank angle	-0.153	-0.447	0.199	2.550	0.019
Hip passive stiffness	-3.197	-0.479	0.229	2.768	0.012
Eversion peak in walking					
Forefoot-shank angle	-0.056	-0.146	0.021	-0.766	0.452
Hip passive stiffness	-3.752	-0.509	0.259	-2.666	0.015
Mean eversion-inversion in standing					
Forefoot-shank angle	-0.196	-0.397	0.157	-2.140	0.045
Hip passive stiffness	-3.957	-0.417	0.173	-2.248	0.036

β : beta coefficient

Standardized β : standardized beta coefficient

R^2 : determination coefficient of each clinical measure

3.3 ARTIGO 3: Efeitos de faixas elásticas que aumentam o torque de rotação lateral do quadril na pronação-supinação do complexo tornozelo-pé durante a marcha

Abstract

Proximal lower limb mechanics, in the transverse plane, may influence foot pronation-supination during walking. Theoretically, resistance against hip internal rotation may contribute to the regulation of pronation, through the coupling of lower-limb transverse-plane rotation with foot frontal-plane motion. Although this rationale had been proposed, it has never been directly tested. This study investigated the effects of using elastic bands that increase hip external rotation moment on foot motion. It was hypothesized that the elastic bands would lead to decreases in foot pronation. Seventeen young and healthy participants were subjected to a three-dimensional kinematic analysis of the foot and shank. They walked on a treadmill, with and without elastic bands designed to increase hip external rotation moment: a low-stiffness elastic band (LSEB) and a high-stiffness elastic band (HSEB). Frontal-plane curves of the rearfoot-shank, forefoot-rearfoot and forefoot-shank angles were obtained, during the stance phase of walking. Confidence intervals (95%) were used to make pairwise comparisons of the curves corresponding to the study conditions. LSEB and HSEB promoted significant decreases in rearfoot-shank eversion and significant increases in forefoot-rearfoot and forefoot-shank eversion, in comparison to the control condition. These results indicated that increases in hip external rotation moment decreases foot pronation during walking, as hypothesized. There were no significant differences between LSEB and HSEB. Clinical interventions intended to decrease foot pronation may not need to promote large increases in hip external rotation moment. Proximal transverse-plane lower-limb mechanics contributes to foot pronation-supination in walking.

Keywords: hip, foot, pronation, walking, coupling, pelvis, transverse plane.

1. Introduction

Proximal lower limb mechanics has been theoretically associated to foot kinematics during walking and may influence the incidence of painful conditions that are related to altered pronation-supination [1-3]. Hip moments, in the transverse plane (axial), may allow for possible mechanical interactions between the pelvis and the supporting lower limb, which could influence foot pronation-supination during walking [1-3]. The relative simultaneity of the transverse-plane motion of the pelvis and support limb with the frontal-plane motion of the rearfoot reinforces this possibility [4, 5]. However, the influence of hip axial moment on foot kinematics has never been directly tested.

During the first 30% of the stance phase, approximately, the pelvis and thigh rotate in the direction of the swinging lower limb [4]. Thigh internal rotation is faster than pelvic motion, which results in hip internal rotation [4, 6]. An external rotation moment, produced by hip tissues resisting internal rotation, would absorb transverse-plane kinetic energy of the stance limb [1]. Thus, thigh and shank internal rotation, as well as foot pronation, would be reduced by this hip moment [1]. In addition, during the lasting 70% of stance, the pelvis is predominantly rotated towards the stance limb, which contributes to the forward motion of the swing limb and the body [4, 7]. The stance limb rotates in the same direction (external rotation), during this period [4-6]. This external rotation would be partially consequent to the hip external rotation moment produced by the tissues that previously resisted internal rotation [1]. Hip external rotation moment would also allow kinetic energy related to the pelvic rotation and to the forward motion of the swinging limb to be partly transferred to the stance limb [1]. This mechanism would participate in the production of thigh and shank external rotation and, consequently, of the foot supination observed in mid and late stances [1-3]. Therefore, hip external rotation moment would contribute to the early control of foot pronation and to the subsequent production of foot supination.

The present study investigated the effects of using elastic bands to increase hip resistance against internal rotation (i.e. external rotation moment) on foot kinematics during the stance phase of walking. It was hypothesized that (a) the elastic bands would lead to decreases in foot pronation. Pronation reduction would be revealed by decreases in rearfoot eversion at the ankle joint complex (i.e. relative do the shank). Since the forefoot would tend to stay horizontally supported on the ground, the decreases in rearfoot eversion would be also revealed in its relation to the forefoot (i.e. more forefoot eversion relative to the rearfoot). Accordingly, the eversion-inversion of the forefoot (considering the shank as the reference segment) would not change. It was also hypothesized that (b) the stiffness of the elastic bands would influence the changes in foot kinematics. A stiffer band would lead to larger decreases in pronation than a less stiff band.

2. Methods

2.1. Subjects

Seventeen healthy subjects (11 females, 6 males) participated in the study (26.5 ± 2.59 years, 62.62 ± 7.84 kg, 168.0 ± 8.0 cm). They were symptom-free and did not have any pathologic condition in the lower limbs and lumbo-pelvic complex during the six months previous to the study, and had never undergone orthopedic surgery. The participants had maximum body mass index of 25 Kg/m^2 and had never used any type of orthosis. They had a maximum foot-shank angle of 24° [9], passive range of motion of hip internal rotation between 23° and 71° and passive range of motion of hip external rotation between 25° and 56° [10]. The Institution's Ethics Committee approved this study and all subjects signed informed consent forms.

Data from a pilot study with 10 participants were used to calculate the sample size. Curves of rearfoot eversion-inversion were obtained, in the three conditions of the study.

Point-by-point effect sizes (d-scores) were obtained for two curve pairs (control vs. low-stiffness band; control vs. high stiffness band). The greater d-score of a curve pair identified the greater difference between the conditions being contrasted, at its specific instant within the stance phase of walking. This value was used to determine the sample size necessary to reach a statistical power of 80%, with a significance level of 0.05, for each of the two comparisons. The comparison of the control condition with the condition of the high-stiffness elastic band (d-score=0.73) determined the largest sample size (17 participants), which was chosen for this study.

2.2. Elastic bands

Elastic bands were used to increase the moment of external rotation at the hip joint. Two elastic bands were used: one low-stiffness elastic band (LSEB) and one high stiffness elastic band (HSEB). Bands' description is presented in supplementary data. They were mounted on the participants by using three elastic belts firmly attached with Velcro® to the iliac bones of the pelvis, the distal third of the thigh and the proximal third of the shank (Fig. 1A). The shank belt was used to improve the attachment of the elastic bands on the lower limb, since the thigh belt is prone to large displacements related to the large volume of soft tissues. To produce a moment of hip external rotation, the elastic bands were assembled in a spiral direction, from the lateral aspect of the pelvic belt (contralateral to the lower limb studied) to the lateral aspect of the thigh and shank belts (Fig. 1B). The proximal end of the band was attached to the pelvic belt and the distal end was attached to the thigh and shank belts, with Velcro®. The intermediary elastic portion passed through the posterior aspect of the pelvis, crossed the hip joint, and involved the thigh. This portion passed on the greater trochanter to avoid affecting frontal-plane moments at the hip. The bands were attached to the

limb with the elastic portion stretched, with a deformation of 20 cm (35.7%). This amount of strain guaranteed that the elastic bands would not be slack during walking.

2.3. Foot kinematics

3.2.1. Procedures

A multi-segment kinematic analysis of the foot-ankle complex was carried out with the Codamotion three-dimensional analysis system (Charnwood Dynamics Ltd., Rothley, England), with three scanner units and active markers. Collection frequency was set at 100 Hz. Clusters of tracking markers were used to determine position changes of each segment (Fig. 2). The shank cluster consisted of an elastic belt with a rigid plate to which four tracking markers were attached. This cluster was attached to the distal third of the shank [11]. The rearfoot and forefoot clusters were comprised of flexible metallic bases, each with three rigid rods to which tracking markers were attached. The rearfoot cluster was attached to the posterior aspect of the calcaneus, below the insertion of the calcaneus tendon. The forefoot cluster was attached to the superior aspect of metatarsal bones, from the second to the fourth. Two technical markers were attached to the lateral aspect of the foot, one on the peroneal tuberosity of the calcaneus and the other on the fifth metatarsal head. These markers were used for posterior definition of the stance phase of walking.

A static trial was conducted, with the subject in relaxed bipedal standing, without the elastic bands. Afterwards, the participants were required to walk on an electronic treadmill ProAction G635 Explorer (BH Fitness, Vitoria-Gasteiz, Spain), in their self-selected preferred speed, in three conditions: (1) control condition, using only the segments' belts; (2) LSEB condition, with the low-stiffness elastic band attached to the segments' belts; and (3) the HSEB condition, with the high-stiffness elastic band attached to the segments' belts. The sequence of conditions was random. A trial with at least 20 steps of the right-side limb was

registered in each condition. Before the walking trials, the participants were allowed to walk freely in each condition for familiarization with the use of the elastic bands and belts. The experimental conditions and measures were always conducted on the right limb of the participants, for standardization.

2.3.1. Data reduction

Data processing was carried out using the Visual 3D software (C-Motion, Inc, Rockville, Maryland, USA). A global coordinate system (X,Y,Z) was created for the laboratory, using the medial-lateral and anterior-posterior orientations of the treadmill as the X and Y axes, respectively. The global Z axis was orthogonal to the X and Y axes.

Anatomical references were used to determine the local coordinate system for each of the segments analyzed: shank, rearfoot and forefoot (Fig. 3). The segments were considered as rigid bodies. During the static trial, a pointer was used to digitally define the location, within the global coordinate system, of the anatomical references of the participant. Two proximal references and two distal references, lateral and medial, were used for each segment. The proximal references of the shank were the lateral and medial epicondyles of the femur and the distal references, the lateral and medial malleoli. The proximal references of the rearfoot were the malleoli and the distal references, the peroneal tuberosity and sustentaculum tali. The proximal references of the forefoot were the bases of the fifth and first metatarsal bones and the distal references, the heads of the fifth and first metatarsal bones. The longitudinal axis of each segment was defined as the line connecting the midpoint between the proximal references to the midpoint between the distal references. For the shank and rearfoot, the longitudinal axis corresponded to the Z axis (axial) and, for the forefoot, to the Y axis (posterior-anterior). The medial-lateral axis (X axis) of each segment was defined as the line minimally distant from a medial-lateral line connecting the proximal references and a

medial-lateral line connecting the distal references. It was calculated using the least-squares fit. The Y axis (posterior-anterior) of the shank and rearfoot and the Z axis of the forefoot (axial) were orthogonal to the axes previously created for these segments. The clusters of tracking markers were digitally associated to the corresponding coordinate systems (segments).

The stance phase of walking was defined as the period between initial contact and toe-off. These events were determined visually using the linear anterior-posterior motion (Y axis) of the technical markers [12]. We plotted the curves of the markers' linear motion to facilitate events identification. Initial contacts were defined as the instants in which forward motion of the rearfoot marker stopped, which corresponded to the peaks of the corresponding curve. Toe-offs were defined as the instants in which backward motion of the forefoot marker stopped, which corresponded to the valleys of the corresponding curve. Two examiners determined these events. To test the reliability of this method, we carried out a pilot study with ten subjects and two evaluation sessions separated by a one-week interval. We observed intraclass correlation coefficients greater than 0.99, for the intra and inter-examiner reliabilities.

The motions of the rearfoot relative to shank (rearfoot-shank), forefoot relative to rearfoot (forefoot-rearfoot), and forefoot relative to shank (forefoot-shank) were calculated, in the frontal plane (around the Y axis), for the stance phase of walking. These data were low-pass filtered, with a cut-off frequency of 6 Hz [13]. The neutral positions (0°) for the angles obtained were defined as the positions recorded during the initial static trial, in relaxed standing position. Curves of angular position relative to stance time were plotted, for 20 stance phases of each subject. Mean curves corresponding to angular positions relative to percent of stance were obtained for each subject, at each study condition. Between-trials reliabilities were calculated through coefficients of multiple correlation (CMC), in the control

condition [14]. CMCs of 0.95 ± 0.03 , 0.97 ± 0.02 and 0.96 ± 0.03 were found for the rearfoot-shank, forefoot-rearfoot and forefoot-shank curves, respectively.

2.4. Statistical analysis

The curves of the three study conditions were compared, for each foot angle analyzed. Shapiro-Wilk tests carried out in each point of the mean curves showed that the angular positions had normal distributions ($p>0.05$), which indicated that parametric analyses were appropriate for the data. Confidence intervals (95%CI) were calculated for the differences between the angular positions of two curves being compared. The 95% CIs were calculated regarding the t-distribution, which widened the intervals according to the degrees of freedom of the study. The 95% CIs that did not include zero indicated significantly different angular positions in a curve pair. This analysis was chosen to identify angular differences at their specific instants (percents) of the stance phase.

3. Results

The LSEB significantly reduced rearfoot-shank eversion (i.e. greater rearfoot-shank angles) in comparison to the control condition, from 27% to 92% of stance. The HSEB also significantly reduced rearfoot-shank eversion in comparison to the control condition, from 42% to 82% of stance. There were no significant differences between the LSEB and the HSEB (Fig. 4A).

The LSEB significantly increased forefoot-rearfoot eversion (i.e. lower forefoot-rearfoot angles) in comparison to the control condition, from 30% to 57% of stance. The HSEB also significantly increased forefoot-rearfoot eversion in comparison to the control condition, from 30% to 51% of stance. There were no significant differences between the LSEB and the HSEB (Fig. 4B).

The LSEB significantly increased forefoot-shank eversion (i.e. lower forefoot-shank angles) in comparison to the control condition, from 0% to 34% of stance. The HSEB also significantly increased forefoot-shank eversion in comparison to the control condition, from 0% to 35% of stance. There were no significant differences between the LSEB and the HSEB (Fig. 4C).

4. Discussion

The use of elastic bands to increase hip external rotation moment resulted in less everted positions of the rearfoot-shank, which indicates reduction in foot pronation [8, 15]. This result confirms the first hypothesis of the study and contrast the traditional consideration that supination moments are originated strictly at the foot-ankle complex [15, 16]. Reduction in rearfoot eversion occurred mainly in intermediary periods of stance, when the foot is fully supported [6]. In early and late stances, the foot is not fully supported [6] and the decreased area of contact with the ground probably makes plantar friction less able to resist axial rotations of the foot. Consequently, axial rotations of the lower limb in early and late stances can lead to axial rotations of the foot without significantly affecting rearfoot eversion-inversion, similarly to open-chain situations. Thus, the influence of hip external rotation moment on foot pronation-supination may be predominant in intermediary periods of the stance phase.

The bands also increased eversion of the forefoot-rearfoot, which may partly reflect the reduction in rearfoot eversion in relation to the metatarsal heads being passively maintained on the ground [8], also according to the first hypothesis of the study. This kinematic effect occurred at the midtarsal joints, which theoretically facilitates the rigid behavior of the foot during gait propulsion [15]. Unexpectedly, increased forefoot-shank eversion also took place with the use of the elastic bands. This result indicates that the

forefoot was not only maintained horizontal, but was placed in more everted positions. Furthermore, this effect occurred in the first 35% of stance. As the forefoot is off the ground during the initial 20% of stance [6], early increases in forefoot-shank eversion cannot be passive adaptations to ground reaction forces. Instead, this effect may be an active adaptation to avoid less support of the medial metatarsal heads resultant from the decreased rearfoot eversion. The subjects may have actively everted the forefoot as a strategy to anticipate depression of medial metatarsal heads and facilitate the forefoot full support that occurs near 20% of stance [6].

The second hypothesis of the study was that the pronation reduction would be greater with the HSEB than with the LSEB. However, the effects of the bands were not significantly different. As the external rotation moments imposed by the bands are already acting on the hip since the swing phase, the hip and limb could have been more externally rotated from the beginning of stance. Thus, the HSEB could have led the foot to more external rotation than the LSEB. A more externally rotated foot at initial contact may cause the ground reaction forces to act more laterally under the calcaneus and increase pronation [15, 16]. Thus, in the HSEB, the pronation moments produced by foot external rotation would have reduced the foot supination caused by the increased external rotation moment. To verify this possibility, we carried out a post-hoc repeated-measures analysis of variance to compare the transverse-plane position of the rearfoot, relative to the ground, at initial contact (main-effect $p < 0.001$, $F = 16.37$). LSEB and HSEB increased foot external rotation, in comparison to control ($p \leq 0.013$, $F \geq 7.79$), but there was not a significant difference between the elastic band conditions ($p = 0.109$, $F = 2.88$). Although this last comparison reached a statistical power of only 0.63, foot external rotation at initial contact did not explain the similar foot pronation-supination in the LSEB and HSEB conditions. These results show that the relationship between the magnitude of hip external rotation moment and foot pronation-supination is not

linear. Since LSEB and HSEB reduced foot pronation similarly, it is possible that clinical interventions, such as strengthening hip muscles [17] and using elastic orthoses [18], may not need to promote large increases in hip external rotation moment to reduce foot pronation, during walking.

Previous studies investigated influences of proximal mechanics on foot pronation-supination [17, 20]. Snyder et al. (2009) found that strengthening external rotator and abductor muscles of the hip resulted in decreases of rearfoot eversion, during running [17]. Frequently, hip abduction moments are emphasized to explain these results [21]. However, although Snyder et al. (2009) did not find changes in hip moments estimated by inverse dynamics, they also found an angular increase in hip adduction, which is contrary to the emphasis on hip abduction moments [17]. In addition, these authors found a decrease trend in hip internal rotation [17]. Since both hip external rotator and abductor muscles can produce external rotation moments [22], pronation decreases resultant from interventions on these muscles [17] are probably influenced by the relationship between hip transverse-plane mechanics and foot pronation-supination [1-3] demonstrated in the present study.

5. Conclusion

Increases in hip resistance against internal rotation, due the use of elastic bands, lead to decreases in foot pronation. Since the intervention was immediate and isolated to the hip and the participants were their own controls, the internal validity of the study was high [19], which makes the present results strong cause-and-effect evidence.

Acknowledgements: We thank personnel from LABBIO, in the Department of Mechanical Engineering of Universidade Federal de Minas Gerais, for their help in the characterization of the elastic bands' mechanical properties.

References

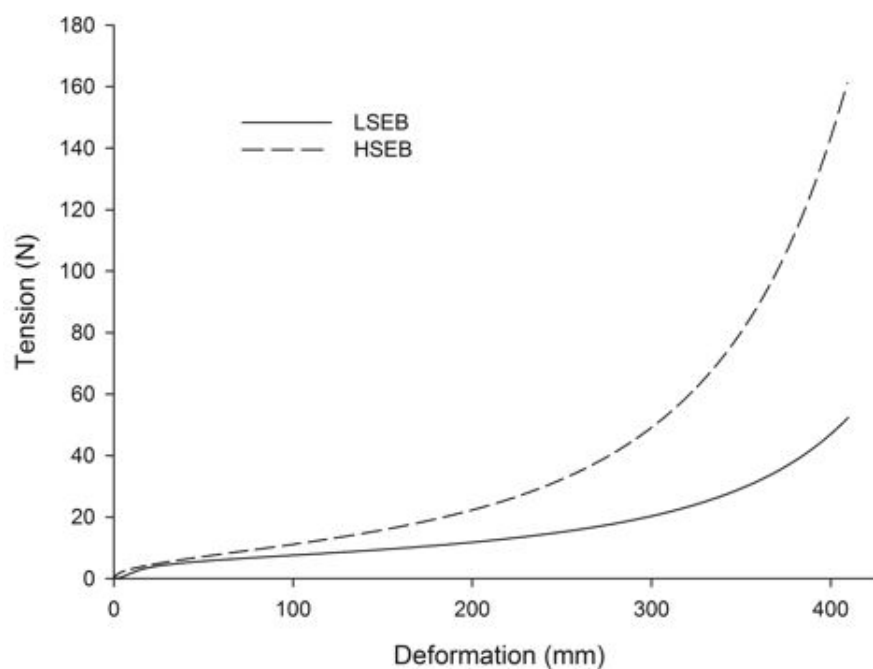
1. Fonseca ST, Ocarino JM, Silva PLP, Aquino CF. Integration of Stresses and their Relationship to the Kinetic Chain. In: Magee DJ, Zachazewski JE, Quillen WS, editors. *Scientific Foundations and Principles of Practice in Musculoskeletal Rehabilitation*. St Louis: Saunders Elsevier; 2007. p. 476-486.
2. Mann RA. Biomechanics of Running. In: Pack RP, editors. *Symposium on the Foot and Leg in Running Sports*. St Louis: Mosby; 1982. p. 1-29.
3. Leighton RD, A functional model to describe the action of the adductor muscles at the hip in the transverse plane. *Physiotherapy Theory and Practice* 2006; 22(5): 251-62.
4. Levens AS, Inman VT, Blosser JA, Transverse rotation of the segments of the lower extremity in locomotion. *Journal of Bone and Joint Surgery american* 1948; 30A(4): 859-72.
5. Souza TR, Pinto RZ, Trede RG, Kirkwood RN, Fonseca ST, Temporal couplings between rearfoot-shank complex and hip joint during walking. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)* 2010; 25(7): 745-8.
6. Souza TR, Pinto RZ, Trede RG, Kirkwood RN, Pertence AE, Fonseca ST, Late rearfoot eversion and lower-limb internal rotation caused by changes in the interaction between forefoot and support surface. *Journal of the American Podiatric Medical Association* 2009; 99(6): 503-11.
7. Saunders JB, Inman VT, Eberhart HD, The major determinants in normal and pathological gait. *Journal of Bone and Joint Surgery american* 1953; 35-A(3): 543-58.
8. Michaud T, *Foot orthoses: and other forms of conservative foot care*. Baltimore: Williams and Wilkins; 1993.
9. Mendonça LDM, Bittencourt NFN, Amaral GM, Diniz LS, Souza TR, Fonseca ST, A quick and reliable procedure for assessing foot alignment in athletes. *Journal of the American Podiatric Medical Association in press*;
10. Svenningsen S, Terjesen T, Auflem M, Berg V, Hip motion related to age and sex. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 1989; 60(1): 97-100.
11. 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(1): 38-45.
12. Ghoussayni S, Stevens C, Durham S, Ewins D, Assessment and validation of a simple automated method for the detection of gait events and intervals. *Gait & Posture* 2004; 20(3): 266-72.
13. Winter DA, *Biomechanics and motor control of human movement*. Hoboken: Wiley; 2005.
14. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME, Gainey J, Gorton G, Cochran GV, Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *Journal of Orthopaedic Research* 1989; 7(6): 849-60.
15. Root ML, Orien WP, Weed JH, *Clinical Biomechanics: normal and abnormal function of the foot* Los Angeles: Clinical Biomechanics Corporation; 1977.
16. Wright DG, Desai SM, Henderson WH, Action of the subtalar and ankle-joint complex during the stance phase of walking. *Journal of Bone and Joint Surgery* 1964; 46(2): 361-464.
17. Snyder KR, Earl JE, O'Connor KM, Ebersole KT, Resistance training is accompanied by increases in hip strength and changes in lower extremity biomechanics during running. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)* 2009; 24(1): 26-34.

18. Austin AB, Souza RB, Meyer JL, Powers CM, Identification of abnormal hip motion associated with acetabular labral pathology. *J Orthop Sports Phys Ther* 2008; 38(9): 558-65.
19. Portney LG, Watkins MP, Foundations of Clinical Research: Applications to Practice. Upper Saddle River: Prentice-Hall; 2000.
20. Myer GD, Ford KR, McLean SG, Hewett TE, The effects of plyometric versus dynamic stabilization and balance training on lower extremity biomechanics. *American Journal of Sports Medicine* 2006; 34(3): 445-55.
21. Chuter VH, Janse de Jonge XA, Proximal and distal contributions to lower extremity injury: A review of the literature. *Gait Posture* *in press*;
22. Neumann DA, Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for physical rehabilitation. St. Louis: Mosby; 2002.

Supplementary data

Description of the elastic bands:

Both bands were 9 cm wide and 180 cm long. Of the total length, an intermediary portion of 56 cm was comprised of elastic fabric and the extremes were comprised of non-deformable fabric with Velcro. The LSEB was 0.083 cm thick. The HSEB consisted of two parallel LSEBs, and its thickness was 0.166 cm. The tension-length behavior of these bands was measured, which showed a nonlinear behavior similar to those of muscle and connective tissues. This measure was conducted using a digital dynamometer Emic DL3000 (EMIC Equipamentos e Sistemas de Ensaio LTDA, São José dos Pinhais, Brazil), with a load cell of 20 kgf, a constant velocity of 50 mm/s and a collection frequency of 30 Hz. The tension-deformation curves of the low-stiffness elastic band (LSEB) and the high-stiffness elastic band (HSEB) are shown in the following figure.



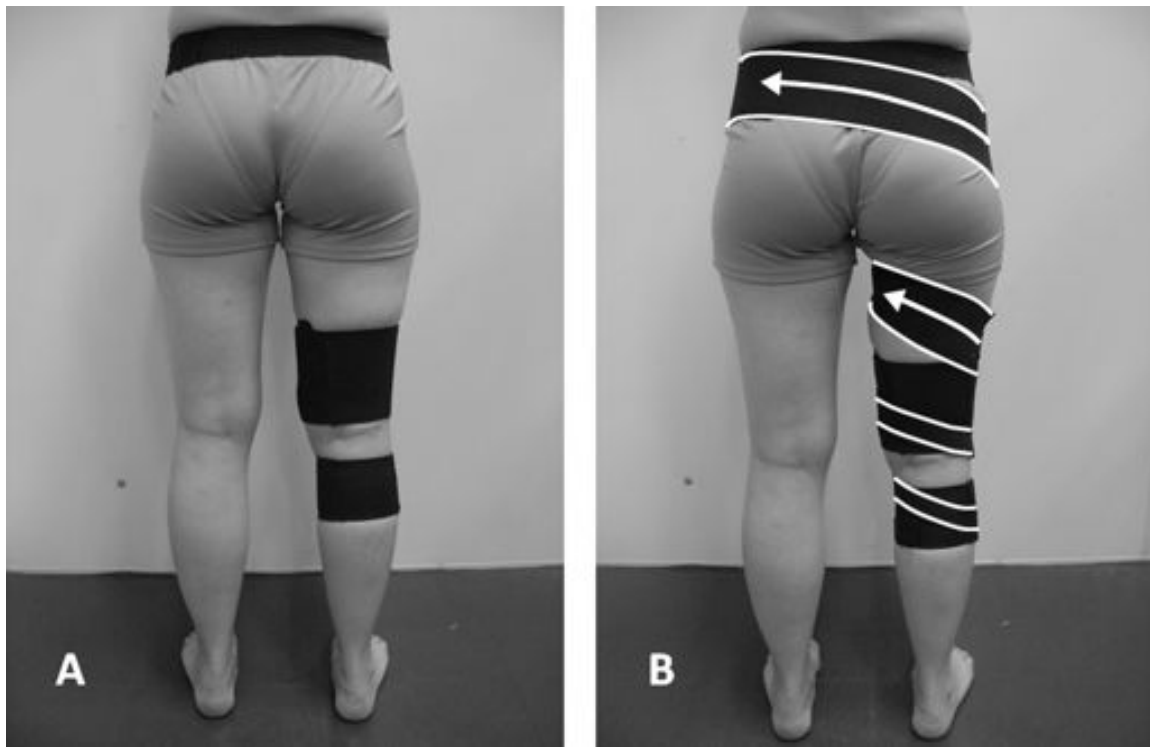


Figure 1. (A) Elastic belts. (B) Elastic band attached to the elastic belts. Limits of the elastic band are highlighted in white. Arrows indicate the tension direction in the elastic portion of the band.

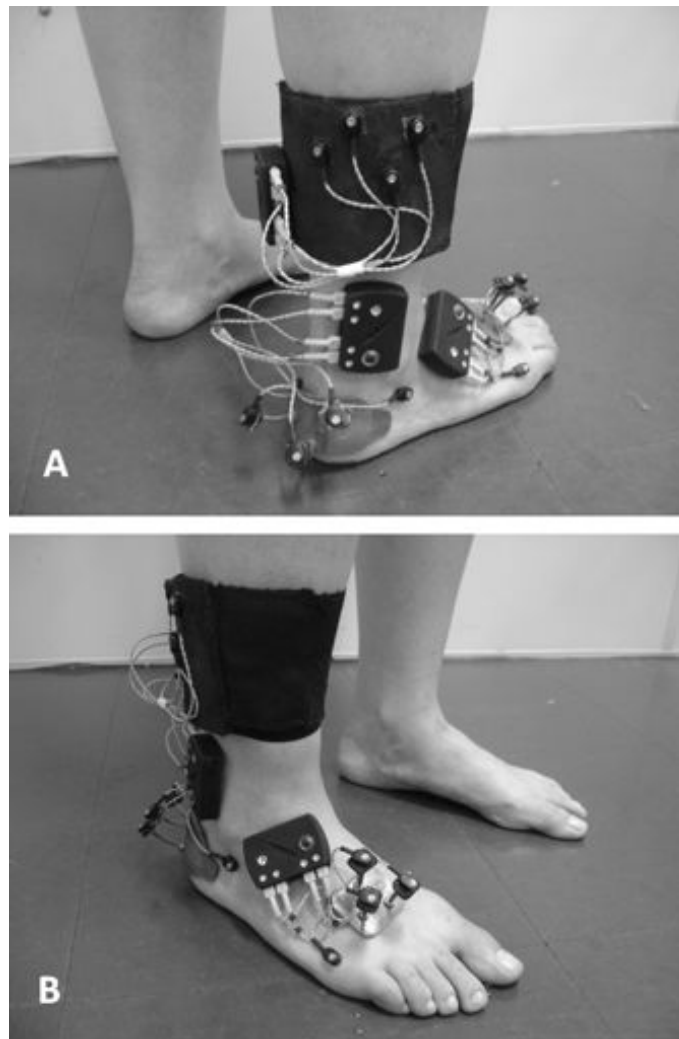


Figure 2. Posterior (A) and anterior (B) views of the clustered active tracking markers. Technical markers on the peroneal tuberosity and fifth metatarsal head are shown, as well as the drive boxes and cables of the markers.

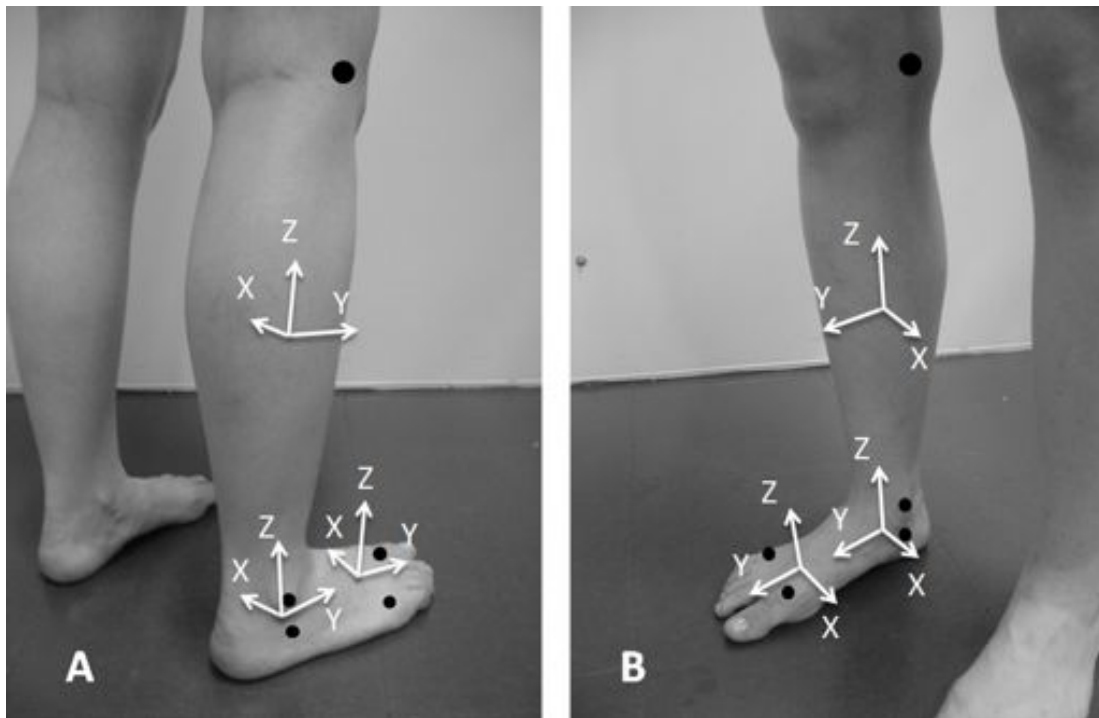


Figure 3. Lateral (A) and medial (B) views of the anatomical references (black circles) and coordinate systems of the segments analyzed (see text for more detail).

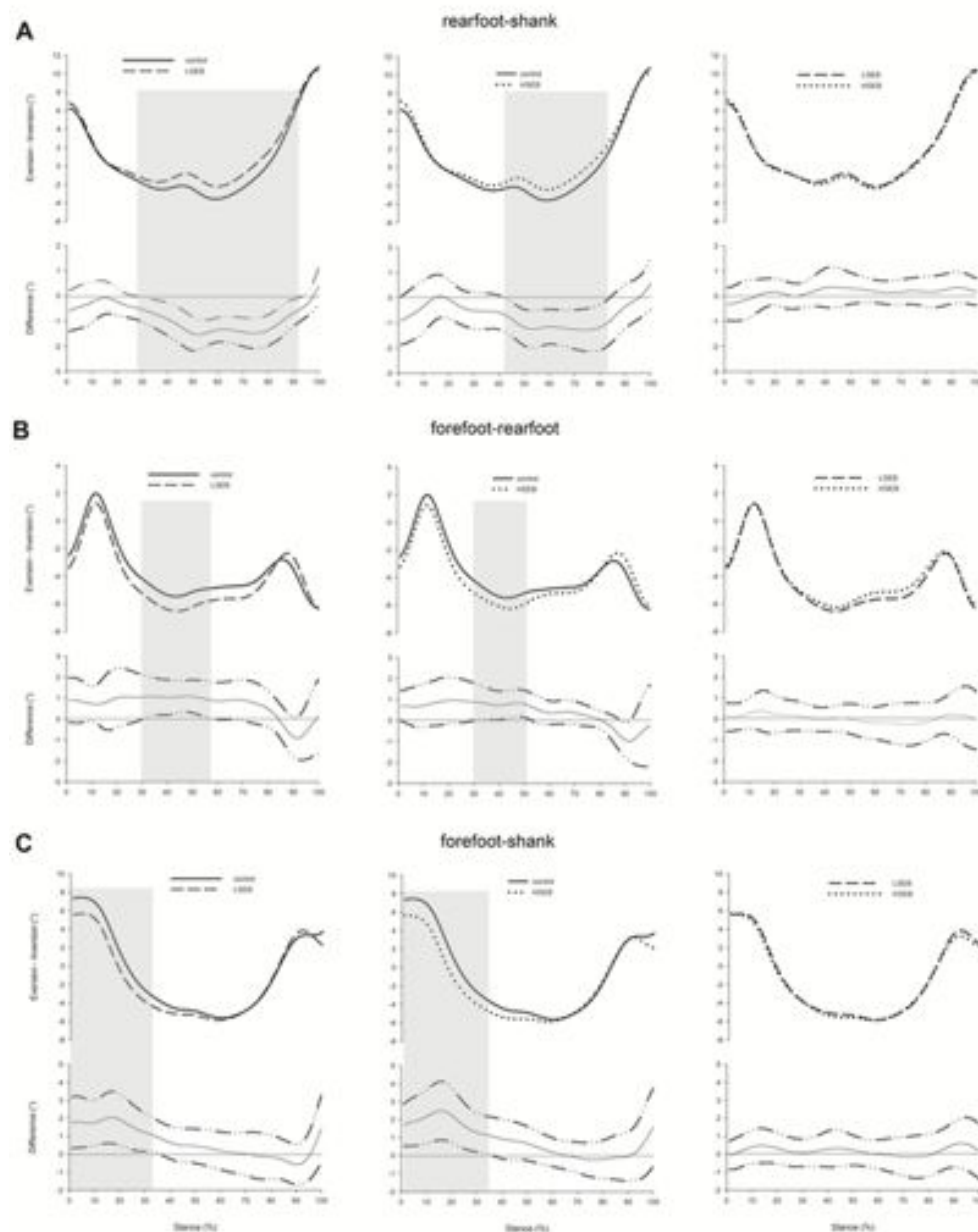


Figure 4². Mean curves and confidence intervals (95%CI) of the differences. In A, B and C, the top graphs show the mean curves being compared. The bottom graphs show the 95%CI of the differences between the two curves, where dash-dotted lines correspond to the higher and lower limits of the 95%CI and solid lines correspond to the mean difference. Dark areas indicate stance periods with significant angular differences between mean curves, in which the 95%CI does not include zero. LSEB: low-stiffness elastic band. HSEB: high-stiffness elastic band.

² Figuras em tamanho maior estão nos apêndices 1, 2 e 3 da tese.

4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os resultados desta tese suportam os raciocínios biomecânicos que indicam uma influência da mecânica do quadril, no plano transversal, na pronação-supinação do complexo tornozelo-pé, em atividades realizadas em cadeia fechada (FONSECA, *et al.*, 2007; LEIGHTON, 2006; MANN, 1982). Além disso, o método utilizado para medir a cinemática multi-segmentar do complexo tornozelo-pé, baseado em *clusters*, mostrou confiabilidade de boa a excelente (PORTNEY & WATKINS, 2000), que foi considerada apropriada para a tese.

De acordo com o artigo 2 da tese, a rigidez passiva do quadril, relacionada ao torque de rotação lateral dessa articulação, combinada com o alinhamento e mobilidade do complexo perna-pé, possui uma relação preditiva linear com as posições de eversão-inversão do retropé, durante a marcha e a postura ortostática. A combinação de maior rigidez do quadril com menor varismo de perna-pé e menor mobilidade de inversão do médio-pé foi significativamente correlacionada com menor eversão do retropé. Da mesma forma, a combinação de menor rigidez do quadril com maior varismo de perna-pé e maior mobilidade de inversão do médio-pé foi significativamente correlacionada com maior eversão do retropé. Esses resultados confirmam a primeira hipótese da tese (H1) e destaca que a cinemática do complexo tornozelo-pé, em cadeia fechada, deve ser entendida como resultante de forças proximais e distais.

Vale destacar, também, o caráter clínico das medidas usadas no artigo 2 da tese. As medidas de rigidez passiva do quadril e do ângulo antepé-perna são de aplicação fácil e rápida. Mesmo que o valor preditivo dessas medidas combinadas, para a cinemática do retropé, não seja suficiente para fazer previsões quantitativas precisas, essas medidas podem ser utilizadas para desenvolver raciocínios clínicos sobre variáveis mecânicas relacionadas com o movimento ou postura do retropé (PORTNEY & WATKINS, 2000). Uma vez que essas medidas são realizadas em cadeia aberta, elas permitem identificar as possíveis variáveis que, quando sob cargas, influenciam a cinemática do retropé. Essa identificação possibilita, ao clínico, intervir sobre cada variável possivelmente envolvida no movimento ou postura observados (FONSECA, *et al.*, 2007; MICHAUD, 1993).

Os resultados do artigo 3 da tese indicam que o torque de axial do quadril está relacionado com a pronação-supinação do complexo tornozelo-pé, durante a

fase de apoio da marcha. O uso de faixas elásticas para aumentar o torque de rotação lateral do quadril levou a mudanças cinemáticas que indicam uma redução da pronação do complexo tornozelo-pé. Esses resultados confirmaram, parcialmente, a segunda hipótese da tese (H2) e sugerem que intervenções clínicas para aumentar o torque de rotação lateral do quadril, como fortalecimento muscular e uso de órteses elásticas, podem levar à redução da pronação do pé. Apesar de as faixas elásticas de baixa e alta rigidez terem reduzido a pronação, a faixa de alta rigidez não gerou maiores reduções de pronação que a faixa de baixa rigidez, como hipotetizado (H2). Em uma análise *post-hoc*, a abdução do retropé durante o contato inicial não explicou a ausência de diferença entre os efeitos das faixas de baixa e alta rigidez. Parece não haver uma relação linear entre o aumento do torque de rotação lateral do quadril e a redução da pronação do pé. Isso indica que intervenções clínicas proximais, para reduzir a pronação do pé, podem não precisar gerar modificações de grande magnitude no torque de rotação lateral do quadril.

É importante ressaltar que os resultados da tese não implicam no uso apenas de intervenções clínicas no quadril para modificar a cinemática do complexo tornozelo-pé. Os resultados da tese destacam como a cinemática do pé pode ser resultante da combinação de forças proximais com distais. Uma intervenção clínica planejada sem considerar essa combinação pode gerar novas sobrecargas sobre o sistema músculo-esquelético e ser prejudicial (BELLCHAMBER & VAN DEN BOGERT, 2000; HEIDERSCHEIT, *et al.*, 2001). Por exemplo, uma intervenção voltada apenas para aumentar o torque de rotação lateral do quadril pode não ser indicada nos casos em que o alinhamento ósseo ou a mobilidade no complexo tornozelo-pé está envolvida na pronação excessiva do pé. Da mesma forma, o uso apenas de palmilhas biomecânicas não seria indicado nos casos em que o torque axial do quadril está envolvido na pronação excessiva do pé (BELLCHAMBER & VAN DEN BOGERT, 2000; HEIDERSCHEIT, *et al.*, 2001). Nesses casos, essas intervenções isoladas poderiam gerar estresses rotatórios prejudiciais no joelho (articulação tíbio-femoral) (BELLCHAMBER & VAN DEN BOGERT, 2000). Nesse sentido, as medidas clínicas apresentadas no artigo 2 podem contribuir para identificar a necessidade de intervenções proximais e/ou distais e, assim, para a escolha da intervenção apropriada para modificar a postura e o movimento do complexo tornozelo-pé (FONSECA, *et al.*, 2007).

REFERÊNCIAS

ALLEN, M.K.; GLASOE, W.M. Metrecom measurement of navicular drop in subjects with anterior cruciate ligament injury. **Journal of Athletic Training**, v.35, n.4, p.403-6, 2000.

ALLEN, M.K.; CUDDEFORD, T.J.; GLASOE, W.M.; DEKAM, L.M.; LEE, P.J.; WAGNER, K.J.; YACK, H.J. Relationship between static mobility of the first ray and first ray, midfoot, and hindfoot motion during gait. **Foot and Ankle International**, v.25, n.6, p.391-6, 2004.

ALZHRANI, M.A.; ADA, L.; DEAN, C.M. Duration of physical activity is normal but frequency is reduced after stroke: an observational study. **Journal of Physiotherapy**, v.57, n.1, p.47-51, 2011.

ARNDT, A.; WOLF, P.; LIU, A.; NESTER, C.; STACOFF, A.; JONES, R.; LUNDGREN, P.; LUNDBERG, A. Intrinsic foot kinematics measured in vivo during the stance phase of slow running. **Journal of Biomechanics**, v.40, n.12, p.2672-8, 2007.

BARTON, C.J.; LEVINGER, P.; MENZ, H.B.; WEBSTER, K.E. Kinematic gait characteristics associated with patellofemoral pain syndrome: A systematic review. **Gait & Posture**, v.30, n.4, p.405-416, 2009.

BARTON, C.J.; BONANNO, D.; LEVINGER, P.; MENZ, H.B. Foot and ankle characteristics in patellofemoral pain syndrome: a case control and reliability study. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v.40, n.5, p.286-96, 2010.

BELLCHAMBER, T.L.; VAN DEN BOGERT, A.J. Contributions of proximal and distal moments to axial tibial rotation during walking and running. **Journal of Biomechanics**, v.33, n.11, p.1397-403, 2000.

BONCI, C.M. Assessment and evaluation of predisposing factors to anterior cruciate ligament injury. **Journal of Athletic Training**, v.34, n.2, p.155-64, 1999.

CARVALHAIS, V.O.; ARAUJO, V.L.; SOUZA, T.R.; GONCALVES, G.G.; OCARINO, J.M.; FONSECA, S.T. Validity and reliability of clinical tests for assessing hip passive stiffness. **Manual Therapy**, v.16, n.3, p.240-5, 2011.

CARVALHAIS, V.O. **Transmissão de Força Miofascial do Músculo Grande Dorsal para o Glúteo Máximo Contralateral - Uma Investigação *in vivo***. 2012. 64 f. Dissertação (Mestrado em Ciências da Reabilitação) - Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2012.

CHRISTINA, K.A.; WHITE, S.C.; GILCHRIST, L.A. Effect of localized muscle fatigue on vertical ground reaction forces and ankle joint motion during running. **Human Movement Science**, v.20, n.3, p.257-76, 2001.

CHUTER, V.H.; JANSE DE JONGE, X.A. Proximal and distal contributions to lower extremity injury: A review of the literature. **Gait Posture**, *in press*.

CORNWALL, M.W.; MCPOIL, T.G.; FISHCO, W.D.; HUNT, L.; LANE, C.; O'DONNELL, D. The relationship between forefoot alignment and rearfoot motion during walking. **Australasian Journal of Podiatric Medicine**, v.38, n.2, p.35-40, 2004.

CORNWALL, M.W.; MCPOIL, T.G.; FISHCO, W.D.; O'DONNELL, D.; HUNT, L.; LANE, C. The influence of first ray mobility on forefoot plantar pressure and hindfoot kinematics during walking. **Foot & Ankle International**, v.27, n.7, p.539-47, 2006.

DONATELLI, R.; WOODEN, M.; EKEDAHL, S.R.; WILKES, J.S.; COOPER, J.; BUSH, A.J. Relationship between static and dynamic foot postures in professional baseball players. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v.29, n.6, p.316-25; discussion 326-30, 1999.

DONATELLI, R.A. Normal biomechanics of the foot and ankle. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v.7, n.3, p.91-5, 1985.

DYE, S.F. The knee as a biologic transmission with an envelope of function: a theory. **Clinical Orthopedics and Related Research**, v.Apr, n.325, p.10-18, 1996.

EARL, J.E.; HOCH, A.Z. A proximal strengthening program improves pain, function, and biomechanics in women with patellofemoral pain syndrome. **American Journal of Sports Medicine**, v.39, n.1, p.154-63, 2011.

FAUL, F.; ERDFELDER, E.; LANG, A.G.; BUCHNER, A. G*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. **Behavior Research Methods**, v.39, n.2, p.175-91, 2007.

FELTNER, M.E.; MACRAE, H.S.; MACRAE, P.G.; TURNER, N.S.; HARTMAN, C.A.; SUMMERS, M.L.; WELCH, M.D. Strength training effects on rearfoot motion in running. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.26, n.8, p.1021-7, 1994.

FONSECA, S.T.; OCARINO, J.M.; SILVA, P.L.P.; AQUINO, C.F. Integration of Stresses and their Relationship to the Kinetic Chain. In: MAGEE, D.J.; ZACHAZEWSKI, J.E.; QUILLEN, W.S. (Org.). **Scientific Foundations and Principles of Practice in Musculoskeletal Rehabilitation**. St Louis: Saunders Elsevier; 2007. p.476-486.

GHOUSSAYNI, S.; STEVENS, C.; DURHAM, S.; EWINS, D. Assessment and validation of a simple automated method for the detection of gait events and intervals. **Gait & Posture**, v.20, n.3, p.266-72, 2004.

GOODMAN, L.; RILEY, M.A.; MITRA, S.; TURVEY, M.T. Advantages of rhythmic movements at resonance: minimal active degrees of freedom, minimal noise, and maximal predictability. **Journal of Motor Behavior**, v.32, n.1, p.3-8, 2000.

HAMILL, J.; BATES, B.T.; KNUTZEN, K.M.; KIRKPATRICK, G.M. Relationship between selected static and dynamic lower extremity measures. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v.4, n.4, p.217-225, 1989.

HATSOPOULOS, N.G.; WARREN, W.H. Resonance tuning in rhythmic arm movements. **Journal of Motor Behavior**, v.28, n.1, p.3-14, 1996.

HEIDERSCHEIT, B.; HAMILL, J.; TIBERIO, D. A biomechanical perspective: do foot orthoses work? **British Journal of Sports Medicine**, v.35, n.1, p.4-5, 2001.

HERBERT, R. The passive mechanical properties of muscle and their adaptations to altered patterns of use. **Australian Journal of Physiotherapy**, v.34, n.3, p.141-149, 1988.

HOLT, K.G.; HAMILL, J. Running injuries and treatment: a dynamic approach. In: SAMMARCO, G. (Org.). **Rehabilitation of the foot and ankle**. St. Louis: Mosby; 1995. p.241-258.

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 & Posture**, v.28, n.1, p.29-37, 2008.

HRELJAC, A.; MARSHALL, R.N. Algorithms to determine event timing during normal walking using kinematic data. **Journal of Biomechanics**, v.33, n.6, p.783-6, 2000.

HUNT, A.E.; FAHEY, A.J.; SMITH, R.M. Static measures of calcaneal deviation and arch angle as predictors of rearfoot motion during walking. **Australian Journal of Physiotherapy**, v.46, n.1, p.9-16, 2000.

IRVING, D.B.; COOK, J.L.; YOUNG, M.A.; MENZ, H.B. Obesity and pronated foot type may increase the risk of chronic plantar heel pain: a matched case-control study. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v.17, n.8, p.41, 2007.

KADABA, M.P.; RAMAKRISHNAN, H.K.; WOOTTEN, M.E.; GAINEY, J.; GORTON, G.; COCHRAN, G.V. Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. **Journal of Orthopaedic Research**, v.7, n.6, p.849-60, 1989.

KARATSOLIS, K.; NIKOLOPOULOS, C.S.; PAPADOPOULOS, E.S.; VAGENAS, G.; TERZIS, E.; ATHANASOPOULOS, S. Eversion and inversion muscle group peak torque in hyperpronated and normal individuals. **The Foot (Edinb)**, v.19, n.1, p.29-35, 2009.

KHAMIS, S.; YIZHAR, Z. Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position. **Gait & Posture**, v.25, n.1, p.127-34, 2007.

KITAOKA, H.B.; LUO, Z.P.; AN, K.N. Effect of the posterior tibial tendon on the arch of the foot during simulated weightbearing: biomechanical analysis. **Foot & Ankle International**, v.18, n.1, p.43-6, 1997.

LAFORTUNE, M.A.; CAVANAGH, P.R.; SOMMER, H.J., 3RD; KALENAK, A. Foot inversion-eversion and knee kinematics during walking. **Journal of Orthopaedic Research**, v.12, n.3, p.412-20, 1994.

LATASH, M.L.; GOTTLIEB, G.L. Reconstruction of shifting elbow joint compliant characteristics during fast and slow movements. **Neuroscience**, v.43, n.2-3, p.697-712, 1991.

LATASH, M.L.; ZATSIORSKY, V.M. Joint stiffness: myth or reality? **Human Movement Science**, v.12, p.653-692, 1993.

LEIGHTON, R.D. A functional model to describe the action of the adductor muscles at the hip in the transverse plane. **Physiotherapy Theory and Practice**, v.22, n.5, p.251-62, 2006.

LEVENS, A.S.; INMAN, V.T.; BLOSSER, J.A. Transverse rotation of the segments of the lower extremity in locomotion. **Journal of Bone and Joint Surgery american**, v.30A, n.4, p.859-72, 1948.

LEVINGER, P.; GILLEARD, W. The heel strike transient during walking in subjects with patellofemoral pain syndrome. **Physical Therapy in Sport**, v.6, n.2, p.83-88, 2005.

LORAM, I.D.; MAGANARIS, C.N.; LAKIE, M. The passive, human calf muscles in relation to standing: the non-linear decrease from short range to long range stiffness. **Journal of Physiology**, v.584, n.Pt 2, p.661-75, 2007.

LUNDGREN, P.; NESTER, C.; LIU, A.; ARNDT, A.; JONES, R.; STACOFF, A.; WOLF, P.; LUNDBERG, A. Invasive in vivo measurement of rear-, mid- and forefoot motion during walking. **Gait & Posture**, v.28, n.1, p.93-100, 2008.

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**, v.11, n.1, p.38-45, 2000.

MANN, R.A. Biomechanics of Running. In: PACK, R.P. (Org.). **Symposium on the Foot and Leg in Running Sports**. St Louis: Mosby; 1982. p.1-29.

MCPOIL, T.G.; KNECHT, H.G. Biomechanics of the foot in walking: a function approach. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v.7, n.2, p.69-72, 1985.

MCPOIL, T.G.; CORNWALL, M.W. The relationship between static lower extremity measurements and rearfoot motion during walking. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v.24, n.5, p.309-14, 1996.

MENDONÇA, L.D.M.; BITTENCOURT, N.F.N.; AMARAL, G.M.; DINIZ, L.S.; SOUZA, T.R.; FONSECA, S.T. A quick and reliable procedure for assessing foot alignment in athletes. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, *in press*.

MICHAUD, T. **Foot orthoses**: and other forms of conservative foot care. Baltimore, Williams and Wilkins, 1993.

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.

MYER, G.D.; FORD, K.R.; MCLEAN, S.G.; HEWETT, T.E. The effects of plyometric versus dynamic stabilization and balance training on lower extremity biomechanics. **American Journal of Sports Medicine**, v.34, n.3, p.445-55, 2006.

NEUMANN, D.A. Hip. In: NEUMANN, D.A. (Org.). **Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Physical Rehabilitation**. St. Louis: Mosby; 2002a. p.387-433.

NEUMANN, D.A. Ankle and Foot. In: NEUMANN, D.A. (Org.). **Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Physical Rehabilitation**. St. Louis: Mosby; 2002b. p.477-521.

POHL, M.B.; MESSENGER, N.; BUCKLEY, J.G. Changes in foot and lower limb coupling due to systematic variations in step width. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v.21, n.2, p.175-83, 2006.

POHL, M.B.; MESSENGER, N.; BUCKLEY, J.G. Forefoot, rearfoot and shank coupling: effect of variations in speed and mode of gait. **Gait & Posture**, v.25, n.2, p.295-302, 2007.

POHL, M.B.; BUCKLEY, J.G. Changes in foot and shank coupling due to alterations in foot strike pattern during running. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v.23, n.3, p.334-41, 2008.

POHL, M.B.; RABBITO, M.; FERBER, R. The role of tibialis posterior fatigue on foot kinematics during walking. **Journal of Foot & Ankle Research**, v.3, n.6, p.1-8, 2010.

PORTNEY, L.G.; WATKINS, M.P. **Foundations of Clinical Research: Applications to Practice**. Upper Saddle River: Prentice-Hall, 2000.

ROBERTSON, D.G.; WINTER, D.A. Mechanical energy generation, absorption and transfer amongst segments during walking. **Journal of Biomechanics**, v.13, n.10, p.845-54, 1980.

ROBERTSON, D.G.; CALDWELL, G.E.; HAMILL, J.; KAMEN, G.; WHITTLESEY, S.N. **Research Methods in Biomechanics**. Champaign: Human Kinetics, 2004.

ROOT, M.L.; ORIEN, W.P.; WEED, J.H. **Clinical Biomechanics: normal and abnormal function of the foot**. Los Angeles: Clinical Biomechanics Corporation, 1977.

SAHRMANN, S.A. **Diagnosis and treatment of movement impairment syndromes**. St. Louis: Mosby, 2002.

SASAKI, K.; NEPTUNE, R.R. Muscle mechanical work and elastic energy utilization during walking and running near the preferred gait transition speed. **Gait & Posture**, v.23, n.3, p.383-90, 2006.

SAUNDERS, J.B.; INMAN, V.T.; EBERHART, H.D. The major determinants in normal and pathological gait. **Journal of Bone and Joint Surgery american**, v.35-A, n.3, p.543-58, 1953.

SCHACHE, A.G.; BAKER, R.; VAUGHAN, C.L. Differences in lower limb transverse plane joint moments during gait when expressed in two alternative reference frames. **Journal of Biomechanics**, v.40, n.1, p.9-19, 2007.

SCHAEFFER, J.P. **Morris' Human Anatomy: A Complete Systematic Treatise**. New York: McGraw-Hill Book Company, 1953.

SELL, K.E.; VERITY, T.M.; WORRELL, T.W.; PEASE, B.J.; WIGGLESWORTH, J. Two measurement techniques for assessing subtalar joint position: a reliability study. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v.19, n.3, p.162-7, 1994.

SILDER, A.; WHITTINGTON, B.; HEIDERSCHEIT, B.; THELEN, D.G. Identification of passive elastic joint moment-angle relationships in the lower extremity. **Journal of Biomechanics**, v.40, n.12, p.2628-35, 2007.

SILVA, P.L.; FONSECA, S.T.; OCARINO, J.M.; GONCALVES, G.P.; MANCINI, M.C. Contributions of cocontraction and eccentric activity to stiffness regulation. **Journal of Motor Behavior**, v.41, n.3, p.207-18, 2009.

SIMONEAU, G.G. Kinesiology of Walking. In: NEUMANN, D.A. (Org.). **Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Physical Rehabilitation**. St. Louis: Mosby, 2002. p.523-569.

SNOOK, A.G. The relationship between excessive pronation as measured by navicular drop and isokinetic strength of the ankle musculature. **Foot & Ankle International**, v.22, n.3, p.234-40, 2001.

SNYDER, K.R.; EARL, J.E.; O'CONNOR, K.M.; EBERSOLE, K.T. Resistance training is accompanied by increases in hip strength and changes in lower extremity biomechanics during running. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v.24, n.1, p.26-34, 2009.

SOMMER, H.M.; VALLENTYNE, S.W. Effect of foot posture on the incidence of medial tibial stress syndrome. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.27, n.6, p.800-4, 1995.

SOUZA, T.R.; PINTO, R.Z.; TREDE, R.G.; KIRKWOOD, R.N.; PERTENCE, A.E.; FONSECA, S.T. Late rearfoot eversion and lower-limb internal rotation caused by changes in the interaction between forefoot and support surface. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, v.99, n.6, p.503-11, 2009a.

SOUZA, T.R.; FONSECA, S.T.; GONCALVES, G.G.; OCARINO, J.M.; MANCINI, M.C. Prestress revealed by passive co-tension at the ankle joint. **Journal of Biomechanics**, v.42, n.14, p.2374-80, 2009b.

SOUZA, T.R.; PINTO, R.Z.; TREDE, R.G.; KIRKWOOD, R.N.; FONSECA, S.T. Temporal couplings between rearfoot-shank complex and hip joint during walking. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v.25, n.7, p.745-8, 2010.

SOUZA, T.R.; PINTO, R.Z.; TREDE, R.G.; ARAUJO, P.A.; FONSECA, H.L.; FONSECA, S.T. Pronação excessiva e varismos de pé e perna: relação com o desenvolvimento de patologias músculo-esqueléticas - Revisão de Literatura. **Fisioterapia e Pesquisa**, v.18, n.1, p.92-98, 2011.

SVENNINGSSEN, S.; TERJESEN, T.; AUFLEM, M.; BERG, V. Hip motion related to age and sex. **Acta Orthopaedica Scandinavica**, v.60, n.1, p.97-100, 1989.

TAYLOR, D.C.; DALTON, J.D., JR.; SEABER, A.V.; GARRETT, W.E., JR. Viscoelastic properties of muscle-tendon units. The biomechanical effects of stretching. **American Journal of Sports Medicine**, v.18, n.3, p.300-9, 1990.

TIBERIO, D. Pathomechanics of structural foot deformities. **Physical Therapy**, v.68, n.12, p.1840-9, 1988.

TOMARO, J. Measurement of tibiofibular varum in subjects with unilateral overuse symptoms. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v.21, n.2, p.86-9, 1995.

TONLEY, J.C.; YUN, S.M.; KOICHEVAR, R.J.; DYE, J.A.; FARROKHI, S.; POWERS, C.M. Treatment of an individual with piriformis syndrome focusing on hip muscle strengthening and movement reeducation: a case report. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v.40, n.2, p.103-11, 2010.

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

WHITTINGTON, B.; SILDER, A.; HEIDERSCHEIT, B.; THELEN, D.G. The contribution of passive-elastic mechanisms to lower extremity joint kinetics during human walking. **Gait & Posture**, v.27, n.4, p.628-34, 2008.

WILLEMS, T.M.; DE CLERCQ, D.; DELBAERE, K.; VANDERSTRAETEN, G.; DE COCK, A.; WITVROUW, E. A prospective study of gait related risk factors for exercise-related lower leg pain. **Gait & Posture**, v.23, n.1, p.91-8, 2006.

WILLIAMS, D.S., 3RD; MCCLAY, I.S.; HAMILL, J. Arch structure and injury patterns in runners. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v.16, n.4, p.341-7, 2001.

WILLIAMS, D.S., 3RD; DAVIS, I.M.; SCHOLZ, J.P.; HAMILL, J.; BUCHANAN, T.S. High-arched runners exhibit increased leg stiffness compared to low-arched runners. **Gait & Posture**, v.19, n.3, p.263-9, 2004.

WINTER, D.A.; ROBERTSON, D.G. Joint torque and energy patterns in normal gait. **Biological Cybernetics**, v.29, n.3, p.137-42, 1978.

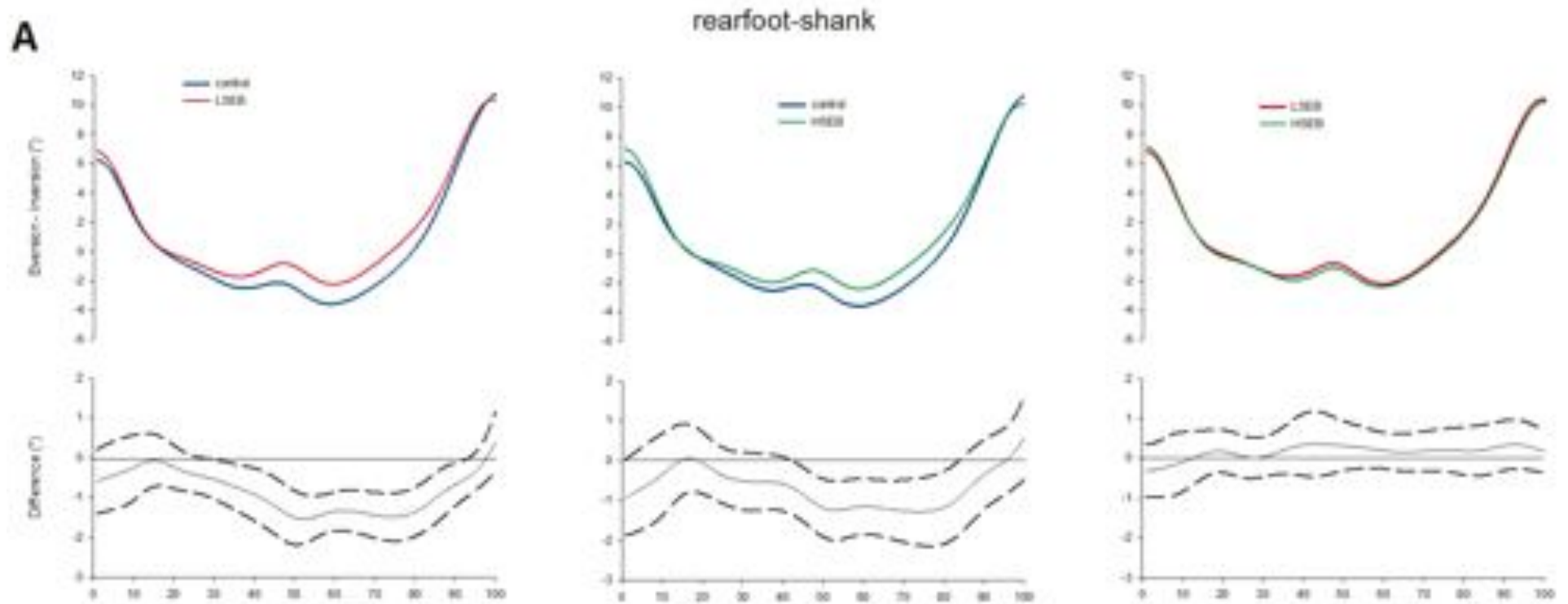
WINTER, D.A. **Biomechanics and motor control of human movement**. Hoboken: Wiley, 2005.

YUCESOY, C.A.; BAAN, G.C.; KOOPMAN, B.H.; GROOTENBOER, H.J.; HUIJING, P.A. Pre-strained epimuscular connections cause muscular myofascial force transmission to affect properties of synergistic EHL and EDL muscles of the rat. **Journal of Biomechanical Engineering**, v.127, n.5, p.819-28, 2005.

ZAJAC, F.E.; NEPTUNE, R.R.; KAUTZ, S.A. Biomechanics and muscle coordination of human walking. Part I: introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. **Gait & Posture**, v.16, n.3, p.215-32, 2002.

APÊNDICE 1

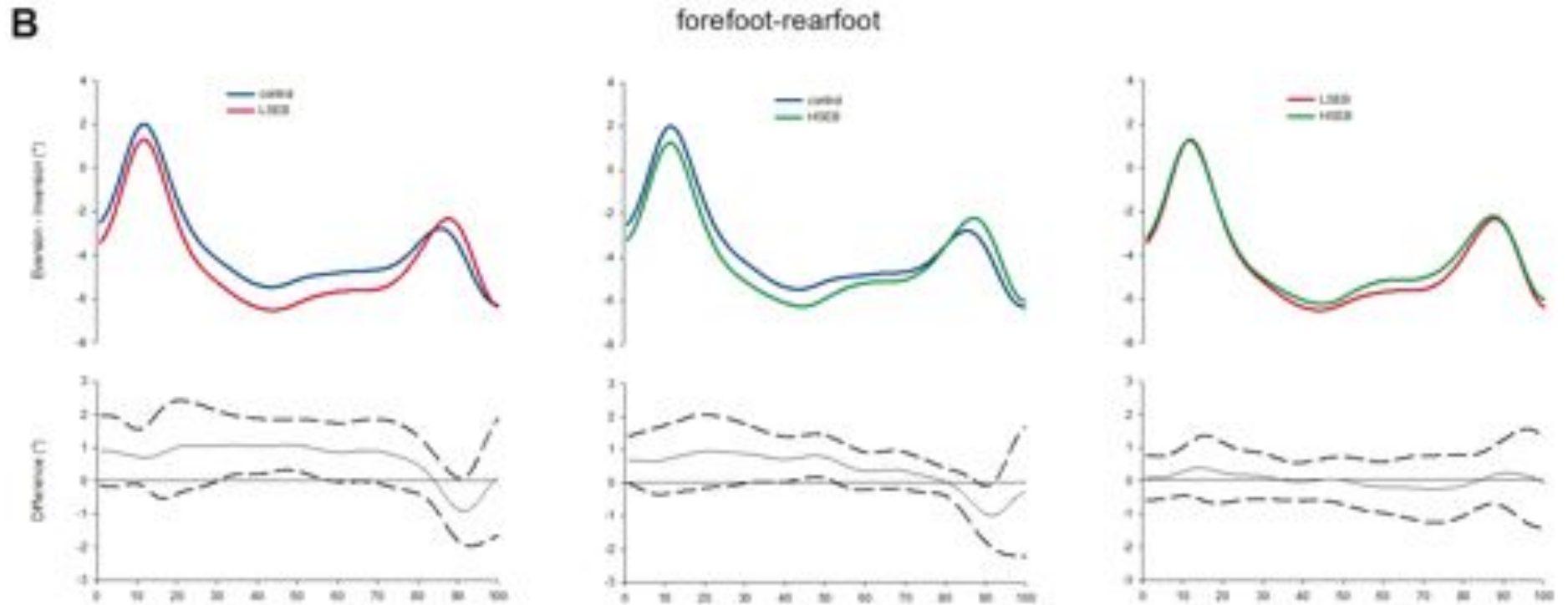
Figura 4A do artigo 3 ampliada



LSEB: low-stiffness elastic band. HSEB: high-stiffness elastic band

APÊNDICE 2

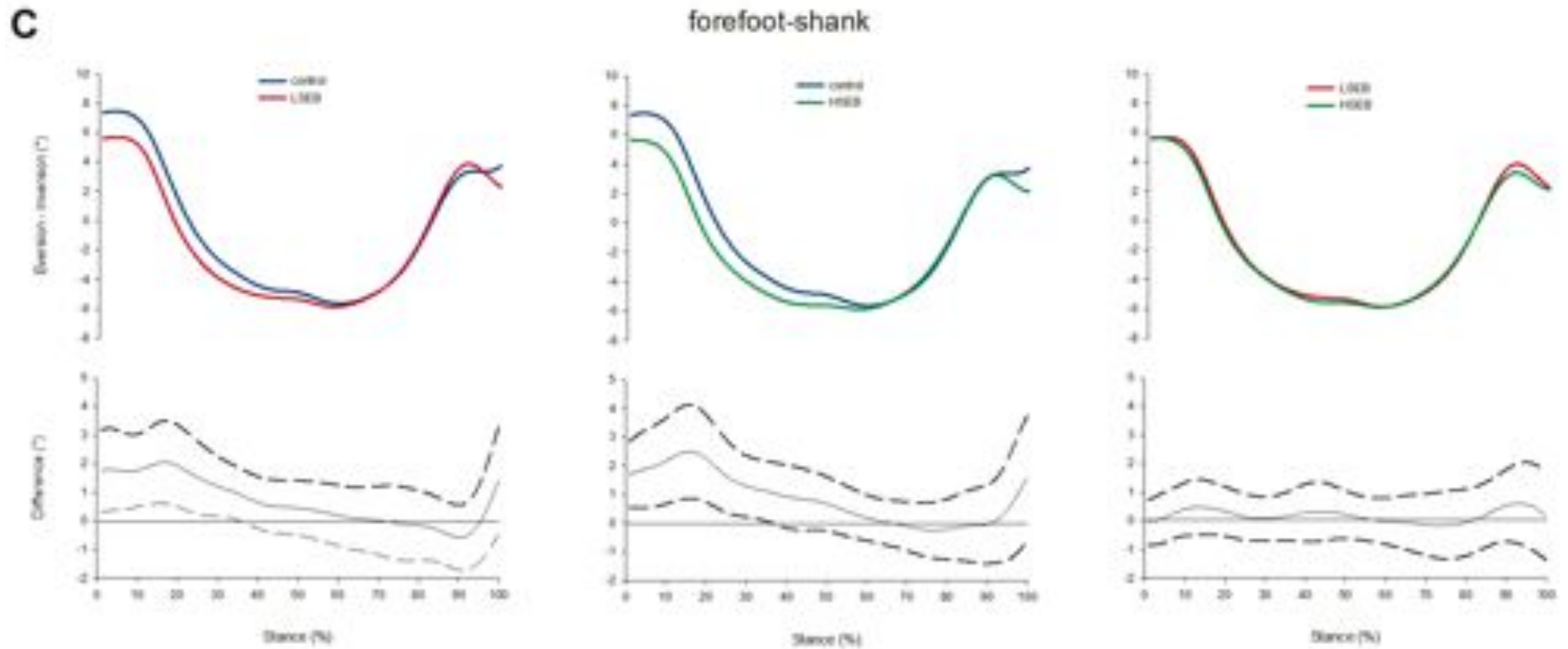
Figura 4B do artigo 3 ampliada



LSEB: low-stiffness elastic band. HSEB: high-stiffness elastic band

APÊNDICE 3

Figura 4C do artigo 3 ampliada



LSEB: low-stiffness elastic band. HSEB: high-stiffness elastic band

APÊNDICE 4

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

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

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

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca

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

Procedimentos: Os testes serão realizados no Laboratório de Desempenho Motor e Funcional Humano (sala 1108) e no Laboratório de Análise do Movimento (sala 1107) da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG). Inicialmente, as seguintes medidas serão realizadas: peso, altura, comprimentos de sua perna e pé, quantidade de movimento do seu quadril e alinhamento do seu pé. Logo após, serão colocados eletrodos descartáveis sobre a sua pele, na região do quadril direito, para que seja registrada a quantidade de contração dos músculos dessa região. Antes da colocação desses eletrodos, sua pele será limpa com algodão e álcool e, se necessário, será feita a retirada dos pêlos, apenas nas regiões onde os eletrodos serão colocados, utilizando uma lâmina de barbear descartável. Em seguida, serão afixados, com fita dupla face, pequenos marcadores em seu tronco, pelve, perna e pé, sendo que esse procedimento é indolor. Você será orientado a caminhar em uma esteira por aproximadamente um minuto e a descer um degrau cinco vezes para que o seu movimento seja avaliado por um sistema de câmeras. Uma cinta elástica (órtese) será afixada no seu quadril e você será orientado a caminhar e descer o degrau novamente.

Após essa fase, você será posicionado deitado de barriga para baixo sobre um aparelho e sua perna será fixada à alavanca desse aparelho. Essa alavanca irá mover a sua perna e, conseqüentemente, o seu quadril. Nesse momento, você deverá manter-se o mais relaxado possível, sem resistir ou ajudar o movimento da alavanca. Durante esse teste, você terá em sua mão um dispositivo do equipamento, o qual permitirá que você interrompa o movimento da alavanca a qualquer momento, caso ache necessário. Três repetições do movimento do seu quadril serão realizadas em duas diferentes condições: com e sem o uso da cinta elástica de quadril. Em seguida, você realizará dois testes de força máxima dos músculos do seu quadril. No primeiro teste, você será posicionado de barriga para baixo e no segundo, você ficará deitado de lado. Em ambos os testes, a alavanca será fixada à sua perna e você será encorajado a mover essa alavanca, realizando sua força máxima, por cinco repetições. Ambos os testes serão realizados três vezes. Um

teste de força máxima dessas musculaturas também será realizado fora do equipamento e contra a resistência manual do examinador.

Após a realização dessa avaliação inicial, você irá escolher em qual dos grupos (1 ou 2) você quer ser incluído.

GRUPO 1: Se você for incluído neste grupo, deverá comparecer no Laboratório de Prevenção e Reabilitação de Lesões Esportiva (LAPREV) no prazo máximo de uma semana após o teste inicial para começar o programa de fortalecimento dos músculos do seu quadril e tronco. O programa será constituído de exercícios rotineiramente realizados em um aparelho de musculação (*cross-over*). Os exercícios serão realizados três vezes por semana durante oito semanas e serão feitos nos dois lados do corpo. A carga dos exercícios será suficiente para causar um cansaço muscular durante a realização dos mesmos e será aumentada progressivamente, segundo sua tolerância. Os horários para realização dos fortalecimentos serão estabelecidos de acordo com sua disponibilidade e com a disponibilidade dos examinadores envolvidos na pesquisa, pois todas as sessões de fortalecimento serão acompanhadas por algum dos examinadores. Uma semana após o término do programa de fortalecimento, você deverá retornar ao laboratório para repetir os procedimentos do teste inicial.

GRUPO 2: Se você for incluído neste grupo, não será submetido aos exercícios e deverá continuar realizando suas atividades rotineiras normalmente. Após oito semanas da avaliação inicial, você retornará ao laboratório para repetir os procedimentos da avaliação inicial. Se for de seu interesse, após a realização do teste final, você poderá participar do mesmo programa de exercícios oferecido ao grupo 1, sob supervisão de um dos examinadores envolvidos na pesquisa.

Independente do grupo em que participar, você deverá comparecer ao laboratório em duas ocasiões, sendo que o tempo previsto para cada dia é três horas. Além disso, é necessário que você não realize exercícios de fortalecimento, além daqueles realizados na presença do examinador. O tempo previsto para realização do programa de fortalecimento é de 40 minutos.

Riscos e desconfortos: A sua participação no estudo oferece riscos mínimos à sua saúde. Pode ocorrer uma pequena irritação na pele devido ao procedimento de limpeza, retirada de pêlos e colocação dos eletrodos. Essa irritação, caso ocorra, desaparecerá em poucos dias. Além disso, você poderá sentir um leve desconforto muscular após a realização dos testes de força máxima e nos dois primeiros dias após a progressão da carga dos exercícios de fortalecimento (apenas participantes do grupo 1). Se sentir esse desconforto, você pode solicitar à pesquisadora (fisioterapeuta) que utilize algum recurso fisioterapêutico para alívio.

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

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

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

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

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

TERMO DE CONSENTIMENTO

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

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

COEP – Comitê de Ética em Pesquisa/UFMG

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

ANEXO



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

Projeto: CAAE – 0427.0.203.000-11

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

DECISÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprovou, no dia 05 de outubro de 2011, o projeto de pesquisa intitulado **"Efeito do fortalecimento dos músculos do quadril e do tronco e efeito do uso de uma órtese de quadril sobre a cinemática dos membros inferiores durante a marcha e decida de degrau "** bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

O relatório final ou parcial deverá ser encaminhado ao COEP um ano após o início do projeto.

Profa. Maria Teresa Marques Amaral
Coordenadora do COEP-UFMG

MINI-CURRÍCULO

DADOS PESSOAIS

Nome: Thales Rezende de Souza

Endereço eletrônico: thalesrsouza@gmail.com

Currículo Plataforma Lattes: <http://lattes.cnpq.br/6924544972984201>

TITULAÇÃO ACADÊMICA

2009 - 2012 Doutorado em Ciências da Reabilitação

Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Brasil.

Título: Relação entre o torque de rotação lateral do quadril e a cinemática do pé.

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca.

Bolsista da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior.

2007 - 2008 Mestrado em Ciências da Reabilitação

Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Brasil.

Título: Pré-estresse articular: comparação do comportamento passivo do tornozelo com predições de um modelo duas-molas pré-estressado.

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca.

2006 Especialização em Fisioterapia com ênfase em Ortopedia e Esportes

Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Brasil.

Título: Fortalecimento muscular excêntrico para o tratamento da tendinopatia crônica do calcâneo.

Orientador: Prof. Ms. Anderson Aurélio da Silva.

2000 - 2005 Graduação em Fisioterapia

Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Brasil.

Título: Testes para identificação de disfunções de movimento do complexo articular do ombro: confiabilidade e efeitos do número de repetições.

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca.

PRODUÇÃO BIBLIOGRÁFICA

Artigos completos publicados em periódicos

SOUZA, T.R.; PINTO, R.Z.; TREDE, R.G.; ARAUJO, P.A.; FONSECA, H.L.; FONSECA, S.T. Pronação excessiva e varismos de pé e perna: relação com o desenvolvimento de patologias músculo-esqueléticas - Revisão de literatura. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 18, p. 92-98, 2011.

CARVALHAIS, V.O.; ARAUJO, V.L.; SOUZA, T.R.; GONÇALVES, G.G.; OCARINO, J.M.; FONSECA, S.T. Validity and reliability of clinical tests for assessing hip passive stiffness. **Manual Therapy**, v. 16, p. 240-245, 2011.

ARAUJO, V.L.; CARVALHAIS, V.O.; SOUZA, T.R.; OCARINO, J.M.; GONÇALVES, G.G.; FONSECA, S.T. Validade e confiabilidade de medidas clínicas para avaliação da rigidez passiva da articulação do tornozelo. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 15, p. 166-173, 2011.

SOUZA, T.R.; PINTO, R.Z.; TREDE, R.G.; KIRKWOOD, R.N.; FONSECA, S.T. Temporal couplings between rearfoot-shank complex and hip joint during walking.

Clinical Biomechanics (Bristol), v. 25, p. 745-748, 2010.

SOUZA, T.R.; PINTO, R.Z.; TREDE, R.G.; KIRKWOOD, R.N.; PERTENCE, A.E.; FONSECA, S.T. Late rearfoot eversion and lower-limb internal rotation caused by changes in the interaction between forefoot and support surface. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, v. 99, p. 503-511, 2009.

SOUZA, T.R.; FONSECA, S.T.; GONÇALVES, G.G.; OCARINO, J.M.; MANCINI, M.C. Prestress revealed by passive co-tension at the ankle joint. **Journal of Biomechanics**, v. 42, p. 2374-2380, 2009.

PINTO, R.Z.A.; SOUZA, T.R.; TREDE, R.G.; KIRKWOOD, R.N.; FIGUEIREDO, E.M.; FONSECA, S.T. Bilateral and unilateral increases in calcaneal eversion affect pelvic alignment in standing position. **Manual Therapy**, v. 13, p. 513-519, 2008.

SOUZA, T.R.; PINTO, R.Z.A.; FONSECA, H.L.; FONSECA, S.T. Eficácia do uso de palmilhas biomecânicas para a correção cinemática do padrão de pronação excessiva da articulação subtalar. **Fisioterapia Brasil**, v. 9, p. 275-282, 2008.

SOUZA, T.R.; FREIRE, M.T.F.; RIBEIRO, M.D.B.; ANJOS, M.T.S.; AQUINO, C.F.; FONSECA, S.T. Testes para avaliação dos movimentos do ombro: confiabilidade e influência do número de repetições. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 14, n.3, p. 6-13, 2007.

PINHO, L.; DIAS, R.C.; SOUZA, T.R.; FREIRE, M.T.F.; TAVARES, C.F.; DIAS, J.M.D. Avaliação isocinética da função muscular do quadril e tornozelo em idosos que sofrem quedas. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 9, n.1, p. 93-99, 2005.

Artigos completos aceitos para publicação em periódicos

MENDONCA, L.D.M.; BITTENCOURT, N.F.; AMARAL, G.M.; DINIZ, L.; SOUZA, T.R.; FONSECA, S.T. A quick and reliable procedure for assessing foot alignment in athletes. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, 2012.

ARAUJO, V.L.; CARVALHAIS, V.O.; OCARINO, J.M.; SOUZA, T.R.; FONSECA, S.T. Efeito dos exercícios de fortalecimento e alongamento sobre a rigidez tecidual passiva. **Fisioterapia em Movimento**, 2012.

Capítulos de livros

FONSECA, S.T.; OCARINO, J.M.; SOUZA, T.R.; SILVA, A.A.; PRADO JÚNIOR, J.R.; BITTENCOURT, N.F.; MENDONCA, L.D.M. Considerations for working with professional athletes versus nonprofessional amateur athletes during Olympic events. In: ZACHAZEWSKI, J.E.; MAGEE, D.J. (Org.). **Handbook of Sports Therapy Services: Organization and Operations. Handbook of Sports Therapy Services: Organization and Operations**. Wiley-Blackwell, 2012, v. 1, p. 79-90.

FONSECA, S.T.; SOUZA, T.R.; OCARINO, J.M.; GONÇALVES, G.G.; BITTENCOURT, N.F. Applied Biomechanics of Soccer. In: MAGEE, D.J.; MANSKE, R.C.; ZACHAZEWSKI, J.E.; QUILLEN, W.S. (Org.). **Athletic and Sport Issues in Musculoskeletal Rehabilitation. Athletic and Sport Issues in Musculoskeletal Rehabilitation**. St. Louis, MO: Saunders Elsevier, 2010, v. 12, p. 315-329.

PINTO, T.P.S.; CURY, V.C.; SOUZA, T.R. Fortalecimento Muscular e Condicionamento Físico. In: CURY, V.C.; BRANDÃO, M.B. (Org.). **Reabilitação em Paralisia Cerebral. Reabilitação em Paralisia Cerebral**. 1 ed. Rio de Janeiro: MedBook, 2010, p. 133-160.