

Joana Ferreira Hornestam

**MAGNITUDE DE PRONAÇÃO DO PÉ AFETA MOVIMENTO PÉLVICO NA FASE
DE RESPOSTA À CARGA DA MARCHA**

Belo Horizonte
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional/UFMG
2015

Joana Ferreira Hornestam

**MAGNITUDE DE PRONAÇÃO DO PÉ AFETA MOVIMENTO PÉLVICO NA FASE
DE RESPOSTA À CARGA DA MARCHA**

Dissertação apresentada ao Curso 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 Mestre em Ciências da Reabilitação.

Orientadora: Profa. Dra. Paula Lanna Pereira da Silva.

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

Belo Horizonte
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional/UFMG
2015

Hornestam, Joana Ferreira

H815m Magnitude de pronação do pé afeta movimento pélvico
2015 na fase de resposta à carga da marcha. [manuscrito] / Joana Ferreira Hornestam – 2015.
46f., enc.:il.

Orientador: Paula Lanna Pereira da Silva

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

Bibliografia: f. 40-43

1. Marcha - Teses. 2. Pelves - Teses. 3. Postura humana - Teses. 4. Membros inferiores - Teses. 5. Dor Lombar - Teses. I. Silva, Paula Lanna Pereira da. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. III. Título.

CDU: 612.76

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
SITE: www.eeffto.ufmg.br/mreab E-MAIL: mreab@eeffto.ufmg.br FONE/FAX: (31) 3409-4781/7395

ATA DE NÚMERO 231 (DUZENTOS E TRINTA E UM) DA SESSÃO DE ARGUIÇÃO E DEFESA DE DISSERTAÇÃO APRESENTADA PELA CANDIDATA **JOANA FERREIRA HORNESTAM** DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO. -----

Aos 08 (oito) dias do mês de junho do ano de dois mil e quinze, realizou-se na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, a sessão pública para apresentação e defesa da dissertação "**A MAGNITUDE DE PRONAÇÃO DO PÉ AFETA O MOVIMENTO PÉLVICO NA FASE DE RESPOSTA A CARGA DA MARCHA**". A banca examinadora foi constituída pelos seguintes Professores Doutores: Paula Lanna Pereira da Silva, Juliana de Melo Ocarino e Renan Alves Resende sob a presidência da primeira. Os trabalhos iniciaram-se às 13h30min com apresentação oral da candidata, seguida de arguição dos membros da Comissão Examinadora. **Após avaliação, os examinadores consideraram a candidata aprovada e apta a receber o título de Mestre, após a entrega da versão definitiva da dissertação.** Nada mais havendo a tratar, eu, Marilane Soares, secretária do Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação dos Departamentos de Fisioterapia e de Terapia Ocupacional, da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, lavrei a presente Ata, que depois de lida e aprovada será assinada por mim e pelos membros da Comissão Examinadora. Belo Horizonte, 08 de junho de 2015. -----

Professora Dra. Paula Lanna Pereira da Silva

Paula Lanna P. da S.

Professora Dra. Juliana de Melo Ocarino

Juliana de Melo Ocarino

Professor Dr. Renan Alves Resende

Renan Alves Resende

Marilane Soares 084190

Secretária do Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação

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

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

PARECER

Considerando que a dissertação de mestrado de JOANA FERREIRA HORNESTAM intitulada “A magnitude de pronação do pé afeta o movimento pélvico na fase de resposta a carga da marcha”, defendida junto ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, nível mestrado, cumpriu sua função didática, atendendo a todos os critérios científicos, a Comissão Examinadora **APROVOU** a defesa de dissertação, conferindo-lhe as seguintes indicações:

Nome dos Professores/Banca	Aprovação	Assinatura
Paula Lanna Pereira da Silva	X	<i>Paula Lanna P. da Silva</i>
Juliana de Melo Ocarino	X	<i>Juliana de Melo Ocarino</i>
Renan Alves Resende	Aprovada	<i>Renan Alves Resende</i>

Belo Horizonte, 08 de junho 2015.

Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação/EEFFTO/UFMG
 UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
 COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS
 DA REABILITAÇÃO / EEFFTO
 AV. ANTÔNIO CARLOS, 1662 - CAMPUS UNIVERSITÁRIO
 PAMPULHA - CEP 31270-901 - BH / MG

AGRADECIMENTOS

Agradeço enormemente a todos que contribuíram direta ou indiretamente nesta jornada. Mais um passo foi dado em minha vida profissional e levo comigo muitos aprendizados. Esta etapa não foi fácil, mas trouxe uma enorme satisfação, um sentimento de dever cumprido e uma grande alegria.

Muito obrigada, em especial, à minha mãe por ser essa pessoa admirável, amiga, conselheira, atenciosa. Mesmo fisicamente distante, mãe, você está diariamente presente me ajudando em todas as decisões importantes, a conquistar meus sonhos, me ensinando com experiência a enfrentar e superar novos desafios. Como dizem: “A vida não vem com manual de instrução. Vem com uma mãe”, e você é simplesmente espetacular! Obrigada pelo amor incondicional, pelo carinho e por ser um exemplo que tenho orgulho em seguir.

Aos meus padrinhos que são como pais para mim e estão sempre ao meu lado em todos os momentos. À minha família que entendeu o meu sumiço nesses últimos anos e torce pelas minhas conquistas.

Ao Gustavo pela grande amizade, por ser o irmão que escolhi e por me dar forças desde o primeiro dia que eu disse, ainda na graduação: “Quero fazer Mestrado”. Você sempre foi uma pessoa mais que especial para mim. Obrigada!

A todos os meus grandes amigos que me proporcionam momentos inesquecíveis de alegria e contribuíram muito para que esta jornada fosse mais leve, feliz e agradável.

Obrigada também ao meu pai que me ajudou muito como pode e facilitou a conclusão desta etapa.

À minha querida orientadora Paula Lanna que me ensinou muito, esteve sempre perto, disponível e dedicada na minha orientação, com ideias brilhantes e simplificando aquilo que parecia muito complexo. Terminei o mestrado tendo certeza que fiz a escolha certa, com ainda mais gosto pela pesquisa e com muita vontade de seguir para o doutorado. Obrigada pelo seu incentivo, pelo seu empenho, pelo seu jeito exemplar de ensinar com paciência e clareza.

Ao meu co-orientador Thales Souza que ajudou muito com sua experiência no assunto do início ao fim. Obrigada pelas ideias importantíssimas para o trabalho, pelas correções com detalhes e preciosas na redação, pela sua dedicação e atenção. Obrigada pelos grandes ensinamentos!

À minha companheira de pesquisa Paula Arantes que se tornou uma grande amiga. Paulinha, você definitivamente tornou cada momento do mestrado mais leve e mais alegre. Jamais me esquecerei da sua frase típica quando tudo parecia estar dando errado: “Jo, não tem problema nenhum”. Foi ótimo dar risadas até nos momentos de desespero e melhor ainda foi ganhar uma grande amiga pra vida toda.

Aos alunos de iniciação científica que se envolveram muito nas coletas de dados e nas longas marcações de evento da marcha e exportação de dados. Muito obrigada pelo trabalho, disposição e alegria de vocês no laboratório!

À Vanessa e ao Thiago que contribuíram muito para que fosse possível começar as coletas antes do previsto com a ajuda na criação de modelo, set up de coleta, confecção de clusters. Obrigada pela força quando as palavras “visual 3D”, “pipeline” ainda me assustavam.

Aos voluntários da pesquisa que mesmo com tempo apertado, disponibilizaram algumas horas para a realização das tarefas deste trabalho. A participação de vocês é *sine qua non* para o avanço da ciência. Muito obrigada!

Aos colegas do Programa de Pós-graduação que foram companheiros nas disciplinas, nas discussões teóricas, dando motivação, incentivo e mais vontade de seguir em frente. Aos professores das disciplinas cursadas obrigada pelos ensinamentos. Aos funcionários do colegiado de Pós-graduação e do departamento de Fisioterapia obrigada por terem me tratado e atendido tão bem quando precisei.

RESUMO

A pronação aumentada durante a marcha tem sido associada com dor lombo-pélvica. Essa associação pode ser mediada pelo impacto do aumento da pronação no movimento pélvico. O presente estudo teve como objetivo investigar os efeitos do aumento da pronação bilateralmente na cinemática da pelve durante a marcha. Vinte participantes deambularam em uma esteira a uma velocidade alta de marcha (5km/h) em duas condições: com par de palmilhas neutras (controle) e medialmente inclinadas, para induzir aumento da pronação; ambas inseridas em par de tênis de tamanho apropriado. Foram coletadas variáveis cinemáticas da pelve e do pé. O movimento da pelve foi analisado nos planos frontal e transversal durante a fase de resposta à carga. O movimento do pé foi analisado no plano frontal para garantir que as palmilhas inclinadas, de fato, induziram pronação e para tornar possível identificar e excluir sujeitos que pronassem excessivamente. A pronação foi aumentada com o uso de palmilhas inclinadas e modificou a cinemática da pelve. No plano frontal, a posição média da pelve foi mais inclinada para o lado contralateral e a amplitude de movimento pélvico foi reduzida na condição de pronação aumentada, em relação à condição controle. No plano transversal, a posição média da pelve foi em menor rotação para o lado contralateral, comparado com a condição controle, e não foi encontrada diferença estatística na amplitude de movimento pélvico entre as duas condições. O aumento da pronação bilateralmente afeta a cinemática da pelve durante a marcha e pode ser potencialmente relacionada com dor lombo-pélvica, já que pode aumentar estresses articulares na coluna e na sacroilíaca.

Palavras-chave: Biomecânica. Marcha. Pronação do pé. Movimento pélvico. Dor lombo-pélvica.

ABSTRACT

Increased foot pronation during walking has been associated with low back pain. This association may be mediated by the impact of increased pronation on pelvic motion. This study investigated the effects of increased bilateral foot pronation on the pelvic kinematic during walking. Kinematic variables of pelvis and foot of 20 participants were collected while they walked on a treadmill in a fast walking speed (5km/h), wearing flat and medially inclined insoles inserted in walking shoes. Pelvic movement in the frontal and transverse planes was analyzed during loading response phase of gait and foot eversion-inversion during stance phase in order to verify the effectiveness of medially inclined insoles in inducing increased pronation and to make it possible to identify and exclude excessive pronators and verify. Medially inclined insoles were effective in inducing increased foot pronation throughout stance phase. Increased pronation altered pelvic motion. In the frontal plane, pelvic mean position was more inclined to the contralateral side and the amplitude of movement reduced when increased pronation was induced, in comparison to the control condition. In the transverse plane, pelvic mean position was less rotated toward the contralateral leg in increased pronation condition, in comparison to the control condition, and the amplitude of movement was not statistically different between conditions. Bilateral increased pronation affects pelvic kinematic during walking and can be potentially related to the development of low back pain as it may increase stresses to spinal and sacroiliac joints.

Keywords: Biomechanics. Gait. Foot pronation. Pelvic motion. Low back pain.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	11
1.1 Objetivos.....	14
1.1.1 Objetivo geral.....	14
1.1.2 Objetivo específico.....	14
2 MATERIAIS E MÉTODOS	14
2.1 Amostra.....	14
2.2 Desenho experimental.....	15
2.3 Procedimentos.....	16
2.3.1 Cinemática da marcha.....	16
2.4 Redução dos dados.....	19
2.5 Confiabilidade	20
2.6 Análise estatística.....	21
3 ARTIGO	22
4 CONSIDERAÇÕES FINAIS	42
REFERÊNCIAS	44
APÊNDICE	49

1 Introdução

A pronação aumentada do pé durante a marcha tem sido associada com dor lombo-pélvica (MENZ *et al.*, 2013; Resende *et al.*, 2015; ROTHBART & ESTABROOK, 1988). Tal associação pode ser mediada pelo potencial impacto do aumento da pronação no movimento pélvico durante a marcha (RESENDE *et al.*, 2015; BIRD & PAYNE, 1999; SOUZA *et al.*, 2011). O movimento adequado da pelve nos planos frontal e transversal é possivelmente necessário para garantir melhor absorção de impacto por tecidos da articulação do quadril (MACKINNON & WINTER, 1993), o que preveniria transferência de estresse excessivo para estruturas proximais tipicamente envolvidas na dor lombo-pélvica (e.g. articulações sacroilíacas e espinhais). A maior demanda para absorção de impacto ocorre durante a fase de resposta à carga da marcha (PERRY, 2005; CRAIK & OATIS, 1995). No entanto, os efeitos da pronação excessiva no movimento pélvico nesta fase específica ainda não foram descritos na literatura. O presente estudo foi desenvolvido para fornecer esta descrição, que pode contribuir para a nossa compreensão dos mecanismos que podem levar ao desenvolvimento de dorsalgias e ao seu tratamento.

O movimento pélvico no plano frontal durante a marcha tem função bem descrita na absorção de carga durante a fase de resposta à carga. Durante esta fase, como o membro de referência recebe o peso corporal, uma queda pélvica contralateral (adução de quadril no membro de referência) é observada. Com a adução do quadril, o momento interno de abdutores do quadril é aumentado (SIMONEAU, 2006; CRAIK & OATIS, 1995). Este momento interno é produzido pela atividade excêntrica dos abdutores do quadril, que absorvem e dissipam energia (MACKINNON & WINTER, 1993), possivelmente reduzindo transferência de carga vertical para articulações proximais, como as da coluna vertebral (SIMONEAU, 2006). Em suporte a esta afirmação, a fraqueza de abdutores do quadril tem sido associada com sintomas lombares (KENDALL *et al.*, 2010). Particularmente relevante para o presente objetivo, uma redução na amplitude de movimento pélvico no plano frontal durante a fase de resposta à carga pode comprometer a absorção de carga por este grupo muscular e aumentar os riscos de estressar articulações lombares.

O aumento na amplitude de movimento pélvico no plano frontal pode aumentar a magnitude de estresse nas articulações pélvicas e espinhais durante a resposta à carga. Primeiro, a queda pélvica excessiva sugere uma deficiência na ação de frenagem de abdutores do quadril (HARDCASTLE & NADE, 1985) e, correlata redução da absorção de cargas geradas no contato inicial. Segundo, a magnitude de inclinação pélvica é associada com a

magnitude de flexão lateral da lombar durante a marcha (TAYLOR *et al.*, 2003; AL-EISA *et al.*, 2006). O aumento em ambas as variáveis de movimento tem sido observados em indivíduos com dor lombar em altas velocidades de marcha (TAYLOR *et al.*, 2003). A dor pode ser gerada pelo aumento da força de compressão e de distração na coluna vertebral associada com aumento da amplitude de flexão lateral da lombar (AEBI, 2005; FONSECA *et al.*, 2007).

O padrão de estresse por compressão e distração nos lados direito e esquerdo das articulações da coluna será mais ou menos simétrico dependendo do padrão de movimento pélvico. Estudos prévios demonstraram que a pelve move tipicamente em torno de uma posição neutra (próxima a 0°) durante a fase de resposta à carga da marcha (RESENDE *et al.*, 2015; LAMOTH *et al.*, 2006). Neste caso, é esperado que a posição média da pelve seja próxima de 0°. Conseqüentemente, a distribuição da carga entre os lados direito e esquerdo das articulações espinhais tende a ser simétrica. Alternativamente, se a pelve for mantida em média mais inclinada para um dos lados durante a fase de resposta à carga (posição média diferente de 0°), a carga nas articulações da coluna tenderá a ser assimétrica (AL-EISA *et al.*, 2006). Carga articular assimétrica, como vista na escoliose, tem implicações em processos degenerativos que resultam em dor lombar (AEBI, 2005).

Rotação pélvica no plano transversal tipicamente contribui para o aumento do comprimento do passo observado em altas velocidades de marcha (acima de 3km/h) (LIANG *et al.*, 2014; BRUIJN *et al.*, 2008; LAMOTH *et al.*, 2002a; LAMOTH *et al.*, 2002b) e minimiza estresses torcionais na pelve durante resposta à carga. Por exemplo, enquanto o quadril direito flete em preparação para o contato inicial do pé com solo, o íliaco direito roda posteriormente. Ao mesmo tempo, o íliaco esquerdo roda anteriormente com a extensão do quadril esquerdo (BROLINSON *et al.*, 2003). Rotações opostas dos íliacos direito e esquerdo no plano sagital durante a resposta à carga criam estresses torcionais nas articulações sacroilíacas e a sínfise púbica (DONTIGNY, 1985). Esses estresses são tipicamente minimizados, já que a pelve normalmente roda no plano transversal em coordenação com a flexo-extensão do quadril durante a marcha, particularmente em velocidades altas. De volta ao exemplo dado, a flexão do quadril direito em preparo para o contato inicial ocorre em coordenação com a rotação pélvica no plano transversal em direção à perna esquerda, que tem continuidade durante a fase de resposta à carga. Quanto maior for a amplitude de rotação pélvica e mais rodada for a pelve em direção à perna contralateral, maior será sua contribuição para o passo pélvico e, conseqüentemente, para o avanço do corpo durante a

resposta à carga (LIANG *et al.*, 2014; LAMOTH *et al.*, 2002a; LAMOTH *et al.*, 2002b). Portanto, amplitude de rotação pélvica reduzida ou mudança na posição média afetando a relação perna-pelve pode gerar aumento de movimentos compensatórios no quadril e, conseqüentemente, rotações dos ilíacos. Nesses casos, o aumento de estresses torcionais nas articulações pélvicas seriam esperados, o que tem sido relacionado com dor lombo-pélvica (CIBULKA, 1999).

Considerando a contribuição da cinemática da pelve na distribuição de estresses pelas articulações espinhais e pélvicas, fatores que afetam a cinemática pélvica durante a marcha devem estar envolvidos nos mecanismos que levam à dor lombo-pélvica (HERR & POPOVIC, 2008; RESENDE *et al.*, 2015). Há razões teóricas e empíricas para se suspeitar da existência de uma relação entre cinemáticas do pé e pelve. Teoricamente, esta relação é esperada por causa da interação entre movimentos do pé e quadril, que já está bem descrita na literatura (SOUZA *et al.*, 2009; SOUZA *et al.*, 2010; TIBERIO, 1988; O'LEARY *et al.*, 2013; ROCKAR, 1995; BIRD & PAYNE, 1999; RESENDE *et al.*, 2015). Em particular, a pronação excessiva tem sido associada com aumento da rotação interna de quadril durante a marcha (SOUZA *et al.*, 2009), que tem potencial para modificar o movimento pélvico (RESENDE *et al.*, 2015; BIRD & PAYNE, 1999; SOUZA *et al.*, 2011). Esta expectativa foi confirmada durante a marcha (Resende et al, 2015) e em posição estática em ortostatismo (ROTHBART & ESTABROOK, 1988; PINTO *et al.*, 2008). Os efeitos particulares da pronação excessiva no movimento pélvico nos planos frontal e transversal durante a resposta à carga ainda não foram estabelecidos.

Os efeitos da pronação aumentada do pé na cinemática da marcha têm sido investigados com sucesso com uso de palmilhas ou sandálias inclinadas medialmente (SOUZA *et al.*, 2009; RESENDE *et al.*, 2015; NESTER *et al.*, 2003). Em situações típicas, a pronação excessiva pode ser causada por vários fatores tais como varismo de antepé e retropé (MONAGHAN, 2013; SOUZA *et al.*, 2011; SOUZA *et al.*, 2009; TIBERIO, 1988), hipermobilidade do primeiro raio (ALLEN, 2004), baixa rigidez de rotadores externos do quadril (SOUZA *et al.*, 2014a) e anteversão do colo do fêmur (RIEGGER-KRUGH & KEYSOR, 1996). Sandálias ou palmilhas inclinadas medialmente simulam esses fatores e podem ser usadas para induzir pronação excessiva dos pés. A vantagem do uso desta estratégia é o fato de se isolar experimentalmente os efeitos da pronação excessiva no movimento pélvico dos diversos tipos de adaptações teciduais decorrentes da pronação excessiva por longos períodos e de suas causas. No presente experimento, nós induzimos o aumento da pronação com palmilhas medialmente inclinadas para investigar os efeitos na

cinemática da pelve nos planos frontal e transversal durante a fase de resposta à carga da marcha.

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivo geral

Investigar os efeitos do aumento da pronação do pé sobre a cinemática da pelve durante a marcha.

1.1.2 Objetivo específico

Investigar os efeitos do aumento da pronação na amplitude de rotação e posição média da pelve nos planos frontal e transversal durante a fase de resposta à carga da marcha.

2. Materiais e métodos

2.1 Amostra

Vinte e seis adultos saudáveis (18 mulheres e 8 homens) com média idade, massa corporal e altura de 23,7 anos (DP 3,4), 64,2Kg (DP 12,1) e 1,68m (DP 0,06), respectivamente, participaram deste estudo de forma voluntária. Para serem incluídos, os participantes não poderiam ter história de dor e lesão em membros inferiores e região lombo-pélvica nos últimos 12 meses e não poderiam ter sido submetidos a nenhuma cirurgia em membros inferiores, pelve ou tronco. Voluntários que apresentaram alteração no alinhamento do pé, que tem associação com aumento da pronação, não foram incluídos no estudo. Em particular, não foram incluídos voluntários com ângulo tibia-antepé maior que 24°, indicativo de varismo do pé acima do limite de normalidade (MENDONÇA *et al.*, 2013; SOUZA *et al.*, 2014a). Adicionalmente, voluntários com amplitude de movimento menor que 10° para eversão de tornozelo (SCHWARZ *et al.*, 2011), menor que 13° para dorsiflexão de tornozelo (Soucie *et al.*, 2011) ou menor que 23° para rotação interna do quadril (SVENNINGSEN *et al.*, 1989) não foram incluídos neste estudo, já que poderiam restringir a indução de aumento da pronação com uso de palmilhas inclinadas medialmente por déficit de amplitude de movimento.

Apesar das medidas feitas para incluir no estudo somente voluntários com magnitude típica de pronação, seis participantes apresentaram aumento da pronação na condição controle (palmilhas neutras) e foram excluídos. Para estabelecer um critério para

exclusão de pronadores excessivos, foram utilizadas informações de um estudo que avaliou pronação (eversão de retropé em relação à perna) de adultos jovens saudáveis com metodologia similar e em condição de tarefa similar (caminhar na esteira). A média de eversão observada foi ($4,59^\circ \pm 2,11^\circ$) (SOUZA *et al.*, 2014a). Portanto, sujeitos que apresentaram média de eversão de retropé em relação à perna durante a caminhada $>6,7^\circ$, que corresponde à média mais um DP encontrado no estudo mencionado, foram excluídos do presente estudo. O objetivo foi garantir que uma condição sem pronação excessiva fosse comparada com uma condição com indução de pronação aumentada.

Nenhum participante queixou de dor ou desconforto durante a avaliação. As medidas de amplitude de movimento (ADM) e alinhamento foram coletadas em todos os participantes pelo mesmo examinador. Dados descritivos dos participantes estão apresentados na Tabela 1. O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais (ETIC 0169.0.203.000-11) e todos os participantes assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (VER APÊNDICE).

Tabela 1: Dados descritivos dos participantes (N=20)

Dados descritivos	Direita	Esquerda
Alinhamento Tíbia-antepé ($^\circ$), média (DP)	12,8 (4,5)	14,2 (6,7)
ADM ($^\circ$), média (DP)		
Rotação interna de quadril	38,4 (10,8)	40 (9,6)
Eversão de tornozelo	17,2 (3,9)	17,6 (3,8)
Dorsiflexão de tornozelo	17,9 (4,8)	18,1 (4,2)

2.2 Desenho experimental

Os participantes andaram em uma esteira elétrica *ProAction G635 Explorer* (BH Fitness – Vitoria-Gasteiz, Alava – Espanha), sem inclinação, usando um par de tênis neutro Crusader 4 (Mizuno Inc[®] – Vietnam) de tamanho apropriado. A velocidade de marcha foi definida como 5km/h. Esta escolha foi baseada na evidência de que em maiores velocidades de marcha ($>$ que 3km/h), o movimento pélvico tem amplitude maiores, fazendo com que a influencia da pronação dos pés neste movimento seja mais evidente (HUANG *et al.*, 2010; SAUNDERS *et al.*, 1953).

Duas condições foram definidas pelo tipo de palmilha que foram usadas bilateralmente. Na condição controle, um par de palmilhas neutras foi inserido nos tênis. Na condição experimental, um par de palmilhas inclinadas medialmente em 15° foram usadas para aumentar a magnitude de pronação e avaliar seus efeitos no movimento pélvico. Ambas

palmilhas foram feitas com borracha de Etileno Vinil Acetato (EVA) de alta rigidez em dez tamanhos diferentes para servir perfeitamente no tênis disponíveis. A ordem das condições de teste foi aleatorizada.

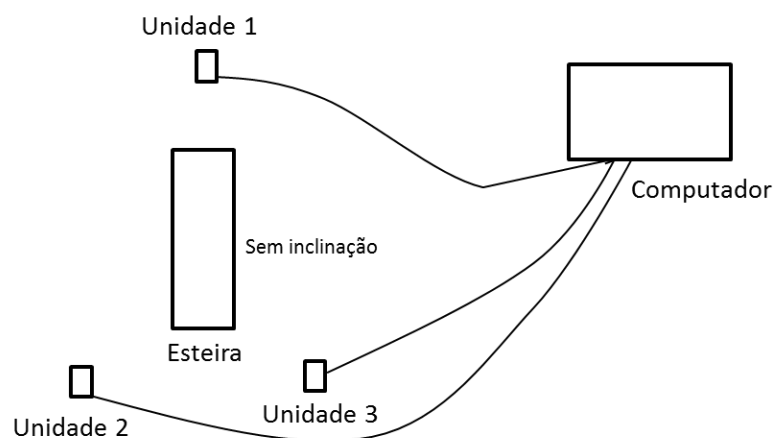
2.3 Procedimentos

Inicialmente, foram coletados dados pessoais e feitos os testes físicos para avaliação da elegibilidade do voluntário para participar do estudo. Foram avaliados os movimentos do pé e pelve dos participantes incluídos no estudo. Os procedimentos detalhados da avaliação cinemática serão descritos a seguir.

2.3.1 Cinemática da marcha

A posição da pelve relativa ao laboratório (nos planos frontal e transverso) e a posição do retropé relativo a perna (no plano frontal) foram coletadas durante a marcha a uma frequência de 100Hz, usando um sistema de análise de movimento tridimensional (Codamotion[®], Charnwood Dynamics Ltd., Rothley, Inglaterra). Para isto, três unidades CODA, contendo três sensores infravermelhos cada, foram posicionadas em volta da esteira: uma anteriormente e duas póstero-lateralmente. Estas unidades foram conectadas por cabos a um computador (fig. 1).

Figura 1 – Ambiente de coleta (vista superior)

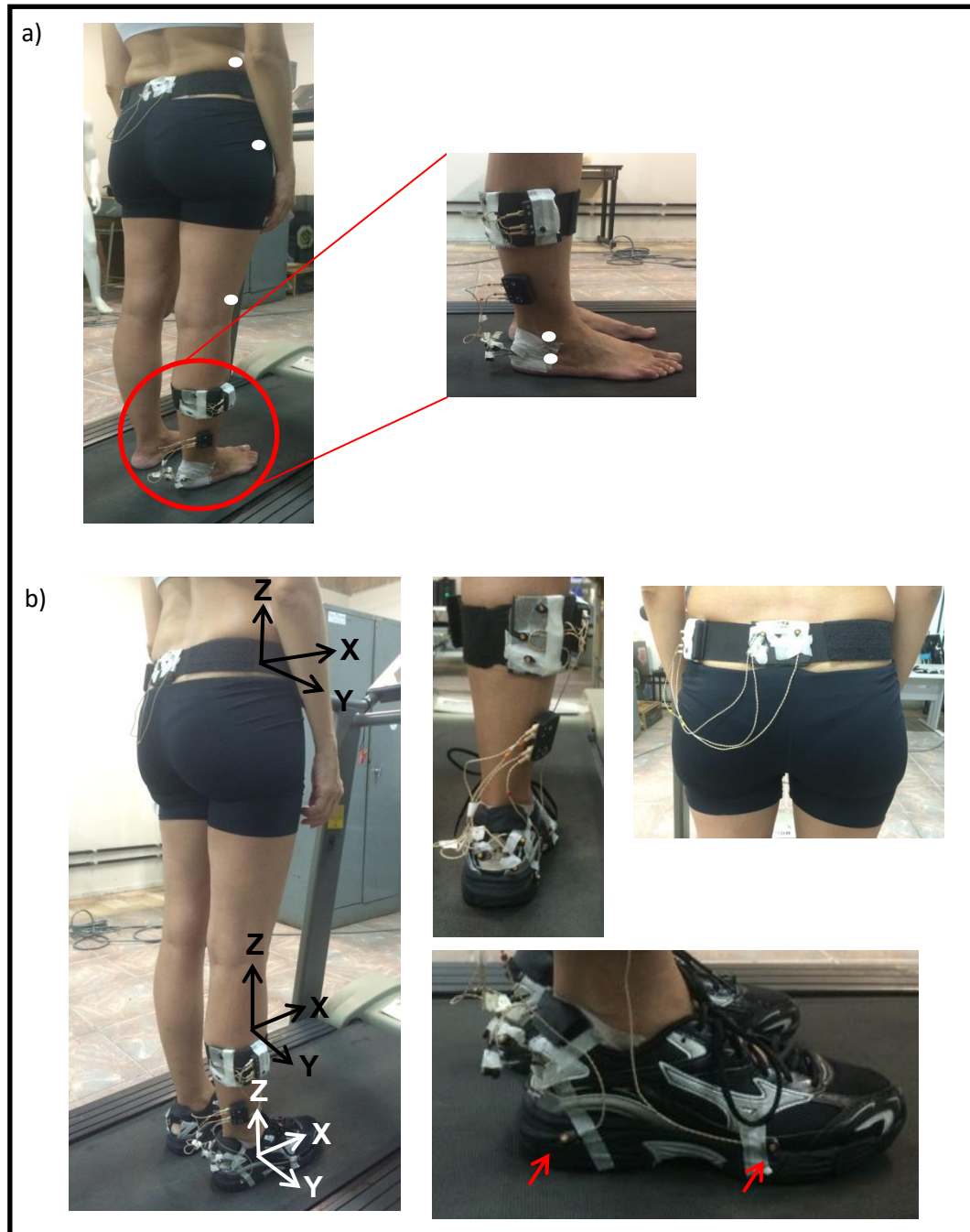


Um único examinador identificou as marcas anatômicas com o pointer do sistema de análise de movimento. Elas foram usadas como posições de referência para um sistema de coordenadas local (modelo cinemático) para retropé, perna e pelve (fig. 2a). As marcas anatômicas proximais para o retropé foram definidas nas seguintes proeminências ósseas: maléolos medial e lateral, proximalmente, e sustentáculo do tálus e tubérculo peroneal, distalmente (SOUZA *et al.*, 2014b). Para a perna, as marcas anatômicas foram nos epicôndilos lateral e medial do fêmur, proximalmente, e nos maléolos lateral e medial, distalmente (SOUZA *et al.*, 2014b). Por fim, para a pelve, as marcas anatômicas proximais foram os topos das cristas ilíacas e distais, os trocânteres maiores do fêmur direito e esquerdo.

Para rastrear a posição da pelve, perna e retropé durante a marcha e minimizar artefatos de tecidos mole (CHIARI *et al.*, 2005; MANAL *et al.*, 2000; SOUZA *et al.*, 2010), foram usados clusters com três marcas de rastreamento não lineares conectadas a uma bateria fixados com uso de fita dupla-face na pelve, na perna e no retropé (fig. 2b). Os clusters da pelve e perna foram confeccionados cada um com uma cinta elástica com velcros nas extremidades para fixação no sujeito e, ao centro, uma base metálica flexível envolvida por uma espuma de EVA, onde foram posicionadas as marcas de rastreamento. Já o cluster do retropé foi confeccionado com uma base de metal flexível e três hastes rígidas fixadas a esta base. O cluster da pelve foi posicionado sobre o sacro a partir da linha imaginária que une as espinhas ilíacas póstero-superiores; o da perna foi posicionado no terço distal da perna e o do retropé na região póstero-lateral do calcâneo. As bases metálicas dos clusters da perna e retropé eram moldadas de acordo com a morfologia do voluntário.

Uma parte pequena posterior de cada tênis foi cortada para permitir que o cluster do retropé fosse fixado diretamente no calcâneo. As marcas técnicas foram posicionadas no calcâneo e antepé direito para definir a fase de apoio (usada na análise de pronação) e a fase de resposta a carga da marcha (usada para análise do efeito da pronação no movimento pélvico) (GHOUSSAYNI *et al.*, 2004) (fig. 2b).

Figura 2 – **a)** Marcas anatômicas laterais representadas por círculos brancos. Marcas anatômicas mediais não foram apresentadas; **b)** Clusters com marcas de rastreamento anexadas à perna e pelve e marcas técnicas indicadas por flechas vermelhas. Flechas pretas/brancas representam o sistema de coordenadas (X, Y, Z) do retropé, da perna e pelve.



Inicialmente, foi feita uma coleta na posição estático relaxada para (a) criar um sistema de coordenadas para o retropé, perna e pelve, e (b) definir a posição neutra (0°) do retropé em relação à perna e da pelve em relação ao laboratório. Para isto, os participantes

mantiveram a posição ortostática por 5 segundos sobre a esteira, usando tênis com palmilhas neutras bilateralmente e todos os clusters com marcas de rastreamento.

A série temporal do retropé computadas usando a posição de referência (0°), definida na coleta estática relaxada, não reflete os desvios do calcâneo a partir da posição neutra da articulação subtalar e por isso não pode ser usada para identificar pronadores excessivos. Para computar a série temporal da posição do retropé para excluir pronadores excessivos, a posição subtalar em neutro foi usada como referência (0°). Para isso, foi feita uma segunda coleta estática. Os participantes permaneceram na esteira com os mesmos tênis, palmilhas e clusters. O mesmo examinador posicionou a articulação subtalar dos pés em neutro, definida como a posição do pé na qual a cabeça do tálus é igualmente palpável nas suas bordas medial e lateral na sua articulação com o navicular (SELL *et al.*, 1994). Participantes permaneceram na posição ortostática, segurando os pés na posição neutra da subtalar por 5 segundos, enquanto a posição era registrada.

Depois das coletas estáticas, os sinais das marcas técnicas e de rastreamento foram registrados enquanto os participantes andaram na esteira. Para as condições controle e experimental (palmilhas neutras e inclinadas, respectivamente), os participantes andaram até que 30 ciclos da marcha fossem completados e registrados com sucesso. Antes da coleta de dados para cada condição, os participantes andaram com tênis e palmilhas na esteira até se sentirem confortáveis. A ordem das condições de teste foi aleatorizada.

2.4 Redução dos dados

Um sistema de coordenadas global foi determinado de acordo com a posição da esteira: o eixo X foi definido como anteroposterior (alinhado com a direção da esteira), o eixo Y como médio-lateral e o eixo Z como superior-inferior (SOUZA *et al.*, 2010; SOUZA *et al.*, 2009; ZIFCHOCK & DAVIS, 2008). Um sistema de coordenadas foi também criado para cada segmento, como ilustrado na Figura 2b. Sinais cinemáticos do retropé, perna e pelve foram processados usando o software Visual 3D de análise de movimento (C-Motion, Inc., Rockville, EUA). Dados de posição foram coletados por cada marca a uma frequência de 100Hz e filtrados com um Butterworth de quarta ordem, centrados em torno de zero, low pass com frequência de corte de 6Hz (WINTER, 2005).

As seguintes variáveis cinemáticas foram calculadas: a) eversão-inversão do retropé em relação à perna (em torno do eixo X); b) movimento pélvico no plano transversal (em torno do eixo Z) em relação ao laboratório; e c) movimento pélvico no plano frontal (em

torno do eixo X) em relação ao laboratório. Todos os dados cinemáticos foram calculados com base na sequência de Cardan Y-X-Z (SINCLAIR *et al.*, 2012). A eversão do retropé, um componente da pronação (SCOTT & WINTER, 1991), foi usada neste estudo para inferir sobre pronação do pé (DUVAL *et al.*, 2010).

A média de posição de eversão-inversão do retropé direito nas 30 fases de apoio da marcha foram computadas e usadas para análise para certificar de que palmilhas com inclinação medial aumentaram de fato a pronação do pé em relação a condição controle e também para excluir indivíduos que apresentassem pronação excessiva. Para avaliar o efeito do aumento da pronação do pé no movimento pélvico durante a fase de resposta à carga da marcha, a magnitude média da trajetória (amplitude) e a posição média da pelve nos planos transversal e frontal foram calculadas. As 30 fases de resposta à carga da perna direita foram usadas como referência para estes cálculos.

Os três eventos de marcha foram identificados usando marcas técnicas (Fig 1b) para identificar duas fases de marcha da perna direita (referência): (a) fase de apoio completa, usada para análise da pronação; (b) fase de resposta à carga, usada para análise do efeito da pronação no movimento pélvico. Os eventos foram: contato inicial (determinado com base em uma marca localizada na parte lateral do calcâneo), contato do antepé e retirada dos dedos (ambos determinados com base em uma marca localizada na cabeça do quinto metatarso) (GHOUSSAYNI *et al.*, 2004). A fase de apoio da marcha foi definida do contato inicial à retirada dos dedos (GHOUSSAYNI *et al.*, 2004), enquanto a fase de resposta à carga foi do contato inicial ao apoio do antepé (RUETERBORIES *et al.*, 2010).

2.5 Confiabilidade

Foi feito um estudo piloto com dez sujeitos para investigar a confiabilidade das medidas e dos procedimentos do estudo. Os dados foram coletados em duas sessões, separadas por uma semana. A confiabilidade intra-examinador (CCI) da posição do retropé em relação à perna, enquanto a subtalar era mantida em posição neutra foi 0,81. As confiabilidades intra e inter-examinados (CCI) para a determinação dos eventos da marcha foi de 0,97 a 0,99. Os coeficientes de correlação múltipla (CCM) foram usados para calcular a confiabilidade inter-teste das séries temporais e variaram de 0,80 a 0,85. Todas as medidas e procedimento indicaram boa confiabilidade, de acordo com Portney e Watkins (2000) e Garofalo *et al.* (2009).

2.6 Análise estatística

Testes-t pareados foram usados para comparar: a) posição média do retropé; e b) amplitude de movimento e posição média da pelve nos planos frontal e transversal entre as duas condições de palmilha. O nível de significância estabelecido foi de 0.05.

3 ARTIGO

A ser submetido para o periódico Gait & Posture:

THE EFFECTS OF INCREASED FOOT PRONATION ON PELVIC MOTION DURING LOADING RESPONSE PHASE OF GAIT

Joana Hornestam^(a), Thales R. Souza^(a), Paula Arantes^(a), Paula Lanna Silva^(a)

^a Universidade Federal de Minas Gerais, School of Physical Education, Physical Therapy and Occupational Therapy, Department of Physical Therapy, Avenida Antonio Carlos 6627 Campus Pampulha, Pampulha, 31270-901 Belo Horizonte, MG, Brazil

ABSTRACT

Background: Increased foot pronation during walking has been associated with low back pain. This association may be mediated by the potential impact of increased pronation on pelvic motion. This study investigated the effects of increased bilateral foot pronation on pelvic kinematics during loading response phase of gait.

Methods: Kinematic variables of pelvis and foot of 20 participants were collected while they walked on a treadmill in a fast walking speed (5km/h) wearing flat and medially inclined insoles inserted in walking shoes. Pelvic movement (mean position and amplitude) in the frontal and transverse planes was analyzed during loading response phase of gait and foot eversion-inversion during stance phase in order to verify the effectiveness of medially inclined insoles in inducing increased pronation and to make it possible to identify and exclude excessive pronators and verify.

Results: Medially inclined insoles were effective in inducing increased foot pronation throughout stance phase. Increased pronation altered pelvic motion. In the frontal plane, pelvic mean position was more inclined to the contralateral side and the amplitude of pelvic movement reduced when increased pronation was induced, in comparison to the control condition. In the transverse plane, pelvic mean position was less rotated toward the contralateral leg in increased pronation condition, in comparison to the control condition, and the amplitude of movement was not statistically different between conditions.

Conclusion: Bilateral increased pronation affects pelvic kinematic during walking and can be potentially related to the development of low back pain as it may increase stresses to spinal and sacroiliac joints.

Keywords: Biomechanics. Gait. Foot pronation. Pelvic motion. Low back pain.

Introduction

Increased foot pronation during walking has been associated with low back pain (Menz *et al.*, 2013; Resende *et al.*, 2015; Rothbart and Estabrook, 1988). Such association might be mediated by a potential impact of increased foot pronation on pelvic motion during gait (Resende *et al.*, 2015; Bird and Payne, 1999; Souza *et al.*, 2011). Arguably, adequate motion of the pelvis in the frontal and transverse planes is required to guarantee optimal impact absorption by tissues around the hip joint (MacKinnon and Winter, 1993), which would prevent transfer of excessive stresses to more proximal structures typically implicated in low back symptoms (e.g. sacroiliac joints and spinal joints). The greatest demand for impact absorption occurs during the loading response phase of gait (Perry, 2005; Craik and Oatis, 1995). However, the effects of excessive pronation on pelvic motion at this particular phase of gait have not been described. The present study was designed to provide this description, which might contribute to our understanding of mechanisms leading to the development of back pain and to its treatment.

Pelvic movement in the frontal plane during walking has a generally well-described role in load absorption during the loading response phase of gait. During this phase, as the reference leg receives body weight, a contralateral pelvic drop (hip adduction of the reference leg) is observed. As the hip adducts, internal moment produced by the hip abductors increases (Simoneau, 2006; Craik and Oatis, 1995). This internal moment is produced by eccentric activity of hip abductors, which absorbs and dissipates energy (MacKinnon and Winter, 1993), possibly reducing vertical load transfer to more proximal structures, such as the spine (Simoneau, 2006). In support of this assertion, weakness of hip abductors has been associated with low back symptoms (Kendall *et al.*, 2010). Particularly relevant for present purposes, a reduction in the amplitude of pelvic movement in the frontal plane during loading response phase may compromise load absorption by these muscles and enhance risks of stress to the low back joints.

Increases in the amplitude of frontal plane motion may also increase the magnitude of stresses arriving at pelvic and spinal joints during loading response. First, excessive pelvic drop implies deficient braking action of hip abductors (Hardcastle and Nade, 1985) and, relatedly, reduced absorption of loads generated during foot strike. Second, the magnitude of pelvic tilt is associated with the magnitude of lumbar lateral flexion during gait (Taylor *et al.*, 2003; Al-Eisa *et al.*, 2006). Increases in both motions have been observed in individuals with low back pain under faster walking speeds (Taylor *et al.*, 2003). Pain might

be generated by increases in compression and distraction forces on the spine associated with increases in the amplitude of lumbar lateral flexion (Aebi, 2005; Fonseca *et al.*, 2007).

The pattern of compression and distraction stresses arriving at the right and left spinal joints will be more or less symmetric depending on the pattern of pelvic motion. Previous studies demonstrated that the pelvis typically moves around a more neutral (close to 0°) position during the loading response phase of gait (Resende *et al.*, 2015; Lamothe *et al.*, 2006). In this case, mean pelvic position is expected to be close to 0°. Consequently, load distribution between right and left spinal joints tends to be more symmetric. Alternatively, if the pelvis remains more inclined to one of the sides as it moves during loading response (mean pelvic position deviated from 0°), asymmetric loading of spinal joints is expected (Al-Eisa *et al.*, 2006). Asymmetric spinal loading, such as seen in scoliosis, has been implicated in degenerative processes leading to low back pain (Aebi, 2005).

Pelvic rotation in the transverse plane typically contributes to increases in step length observed in faster walking speeds (greater than 3km/h) (Liang *et al.*, 2014; Bruijn *et al.*, 2008; Lamothe *et al.*, 2002a; Lamothe *et al.*, 2002b), while minimizing torsional stresses to the pelvis during loading response. For example: as one flexes the right hip in preparation for foot contact, the right innominate rotates posteriorly in the sagittal plane. At the same time, the left innominate rotates anteriorly with left hip extension (Brolinson *et al.*, 2003). Opposite rotations in the sagittal plane of right and left innominate during loading response create torsional stresses, which flow through sacroiliac joints and pubic symphysis (DonTigny, 1985). Such stresses are typically minimized because the pelvis normally rotates in the transverse plane in coordination with hip flexion-extension during walking, particularly at faster speeds. Back to the example, right hip flexion in preparation for foot contact occurs in coordination with pelvic rotation towards the left leg, which continues during loading response. The greater the amplitude of pelvic rotation and the more rotated toward the contralateral leg the pelvis is, the greater its contribution to step length and, consequently, to body advancement during loading response (Liang *et al.*, 2014; Lamothe *et al.*, 2002a; Lamothe *et al.*, 2002b). Therefore, reduced amplitude of pelvic rotation or changes in its mean position affecting leg-pelvis relation, may lead to compensatory increase in hip motion and related innominate rotations. In such cases, increases in torsional stresses on pelvic joints would be expected, which have been related to low back symptoms (Cibulka, 1999).

Considering the contribution of pelvic kinematics to the distribution of stresses through spinal and pelvic joints, factors that affect pelvic kinematics during walking might be implicated in mechanisms underlying low back pain (Herr and Popovic, 2008; Resende *et al.*,

2015). There are theoretical and empirical reasons to expect a relation between foot and pelvic kinematics. Theoretically, this relation is expected because of the well-described coupling between foot and hip motion (Souza *et al.*, 2009; Souza *et al.*, 2010; Tiberio, 1988; O'Leary *et al.*, 2013; Rockar, 1995; Bird and Payne, 1999; Resende *et al.*, 2015). In particular, excessive pronation has been associated with increases in hip internal rotation during gait (Souza *et al.*, 2009), which could potentially modify pelvic motion (Resende *et al.*, 2015; Bird and Payne, 1999; Souza *et al.*, 2011). This expectation has been confirmed during walking (Resende *et al.*, 2015) and in upright static position (Rothbart and Estabrook, 1988; Pinto *et al.*, 2008). The particular effects of excessive pronation on pelvic motion on frontal and transverse planes during loading response have not been established.

The effects of increased foot pronation on gait kinematics have been successfully investigated with the use of medially inclined insoles or sandals (Souza *et al.*, 2009; Resende *et al.*, 2015; Nester *et al.*, 2003). In real life, excessive pronation may be caused by a number of factors such as forefoot and rearfoot varus (Monaghan, 2013; Souza *et al.*, 2011; Souza *et al.*, 2009; Tiberio, 1988), first ray hypermobility of foot (Allen, 2004), low hip external rotators stiffness (Souza *et al.*, 2014a) and femoral anteversion (Riegger-Krugh and Keysor, 1996). Medially inclined insoles or sandals stand proxy for these factors and can be used to induce excessive pronation. The advantage of using this strategy is to experimentally isolate the effects of excessive foot pronation on pelvic motion from the effects of the various types of tissue adaptation stemming from long-term excessive pronation and its causes. In the present experiment, we induced increases in foot pronation with medially inclined insoles to investigate its effects on pelvic kinematic in frontal and transverse planes during loading response phase of gait.

Methods

Participants

Twenty six healthy young adults (18 female and 8 male) with an average age, mass, and height of 23.7 years (SD 3.4), 64.2kg (SD 12.1), and 1.68m (SD 0.06), respectively, volunteered to participate in this study. To be included, participants could not have history of pain or injury in the lower limbs and lumbo-pelvic region for the last 12 months and no history of surgery in the lower limbs, pelvis or trunk. Volunteers presenting altered foot alignment associated with increased foot pronation were not included in the study. In particular, we did not include in the study volunteers with tibia-forefoot angle $> 24^\circ$,

indicative of varus foot alignment beyond the normal range (Mendonça *et al.*, 2013; Souza *et al.*, 2014a). Additionally, volunteers with range of motion lower than 10° of ankle eversion (Schwarz *et al.*, 2011), lower than 13° of ankle dorsiflexion (Soucie *et al.*, 2011) and lower than 23° of hip internal rotation (Svenningsen *et al.*, 1989) were not included in this study, since range of motion deficit could restrict greater pronation induction with the use of medially inclined insoles.

Despite measures taken to include in the study only volunteers with magnitudes of foot pronation within the expected range, six participants presented increased pronation in the control condition (flat insoles) and were excluded from the study. To establish the criteria for excluding excessive pronators, we used data from a study that evaluated foot pronation (eversion of rearfoot relative to the shank) of typical young adults with similar methodology and under similar task conditions (walking on a treadmill). The mean eversion observed was ($4.59 \pm 2.11^\circ$) (Souza *et al.*, 2014a). Therefore, subjects who presented mean rearfoot eversion relative to the shank during walking $>6.7^\circ$, which corresponds to mean plus one SD found in the study mentioned above, were excluded from the present study. The goal was to guarantee a condition without excessive pronation to be compared with the condition with induced increased pronation.

None of the participants complained of pain or discomfort during the evaluation. ROM and alignment measurements were collected in all participants by the same examiner. Descriptive data of participants are presented in Table 1. All of them signed an informed consent and this study was approved by the institutions' Ethics in Research Committee.

Table 1: Descriptive data of participants (N=20)

Descriptive data	Right	Left
Tibia-forefoot alignment ($^\circ$), mean (SD)	12.8 (4.5)	14.2 (6.7)
ROM ($^\circ$), mean (SD)		
Hip internal rotation	38.4 (10.8)	40 (9.6)
Ankle eversion	17.2 (3.9)	17.6 (3.8)
Ankle dorsiflexion	17.9 (4.8)	18.1 (4.2)

Experimental design

Participants walked on an electric treadmill *ProAction G635 Explorer* (BH Fitness – Vitoria-Gasteiz, Alava -Spain), with no inclination, wearing a pair of *Crusader 4* (Mizuno Inc[®] – Vietnam) neutral shoes of appropriate size. The speed of walking was set at 5 km/h. This choice was based on evidence that at faster walking speeds ($>$ than 3km/h) pelvic

movements have larger amplitudes and, hence, the influence of foot pronation on such movements might be more evident (Huang *et al.*, 2010; Saunders *et al.*, 1953).

There were two conditions defined by the type of shoe insole used bilaterally. For the control condition, a pair of flat insoles was inserted in the walking shoes. For the experimental condition, a pair of 15° medially inclined insoles was used to increase the magnitude of foot pronation and evaluate its effect on pelvic motion. Both insoles were made of high-density Ethylene Vinyl Acetate (EVA) in ten different sizes to fit perfectly on the walking shoes available. The sequence of experimental conditions was randomized.

Procedures

Initially, an interview and physical assessment were conducted to evaluate volunteers' eligibility to participate in the study. Foot and pelvic motions of the participants included in this study were evaluated. Detailed procedures of the kinematics evaluation will be described in turn.

Gait kinematics

The position of the pelvis relative to the laboratory (in the frontal and transverse planes) and the position of the rearfoot relative to the shank (in the frontal plane) were recorded during gait at a sampling rate of 100Hz, using a three-dimensional motion analysis system (Codamotion[®], Charnwood Dynamics Ltd., Rothley, England). For that, three CODA units, containing three infrared sensors each, were positioned around the treadmill: one anteriorly and two posterior-laterally.

A single examiner identified anatomical landmarks with a pointer integrated to the movement analysis system. They were used as position references to create local coordinate systems (i.e. kinematic model) for the rearfoot, shank and pelvis (fig. 1a). Landmarks for the rearfoot were, proximally, the medial and lateral malleoli, and distally, the sustentaculum tali and peroneal tubercle (Souza *et al.*, 2014b). For the shank, the proximal landmarks were the lateral and medial femoral epicondyles and the distal landmarks were the lateral and medial malleoli (Souza *et al.*, 2014b). Finally, for the pelvis, the proximal landmarks were the tops of the iliac crests and the distal landmarks were the right and left greater trochanters.

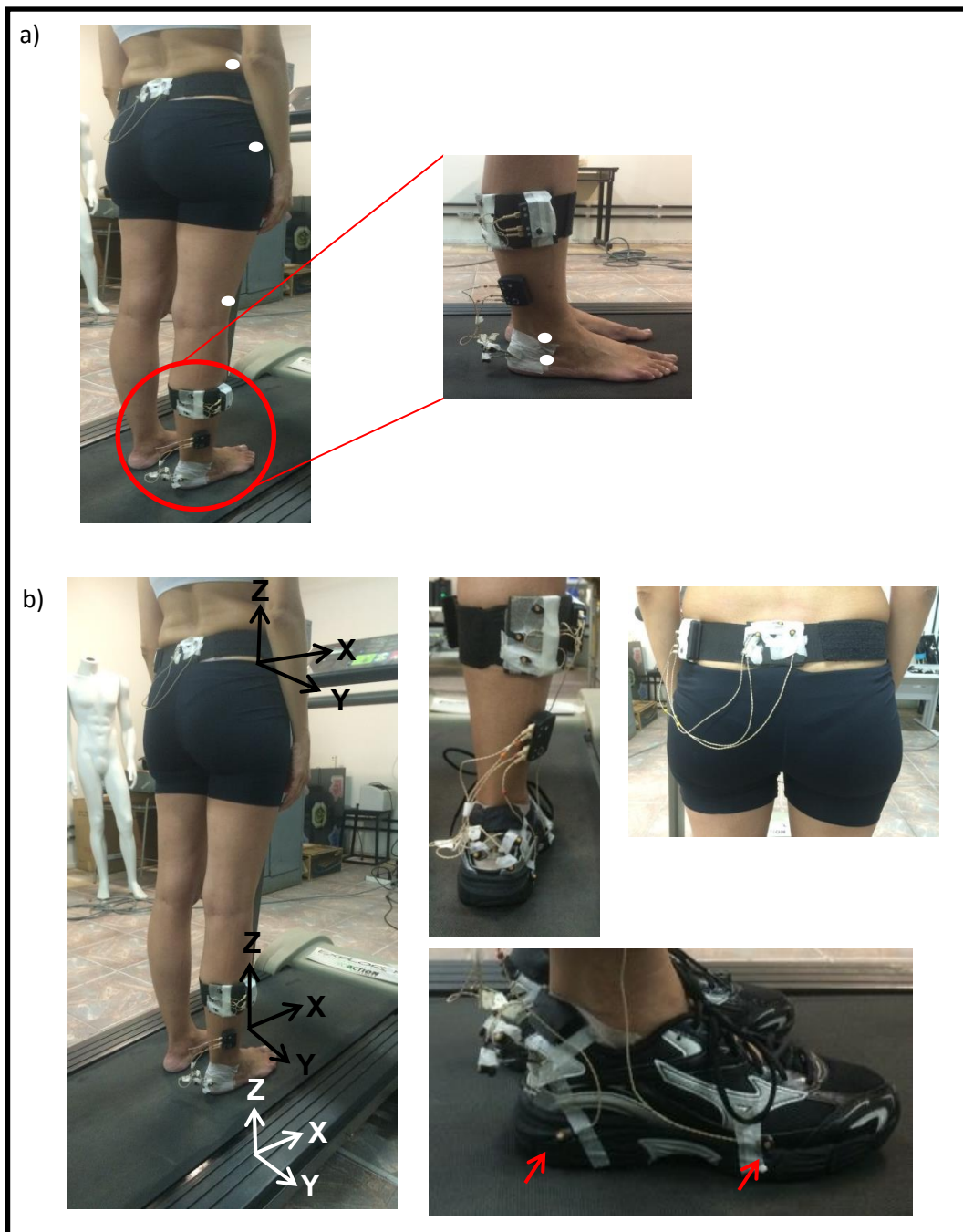


Figure 1 – **a)** Lateral anatomical landmarks represented by white circles. Medial anatomical landmarks are not shown; **b)** Clusters of tracking markers mounted on the lower limb and pelvis and the technical markers indicated by red arrows. Black/white arrows represent the coordinate systems (X, Y, Z) of the rearfoot, shank and pelvis.

In order to track the position of pelvis, shank and rearfoot during gait and minimize soft tissue artifacts (Chiari *et al.*, 2005; Manal *et al.*, 2000; Souza *et al.*, 2010), clusters of tracking markers were secured to the rearfoot, shank and pelvis (fig. 1b). Clusters were composed of three active markers. A small posterior portion of each walking shoe was

cut to allow the rearfoot cluster to be directly attached to the calcaneus. Technical markers were placed on the right calcaneus and forefoot to define the stance phase (used for the analysis of foot pronation) and loading response (used for the analysis of the effect of foot pronation on pelvic motion) (Ghoussayni *et al.*, 2004) (fig. 1b).

Initially, a relaxed static trial was recorded to (a) create the coordinate systems for the rearfoot, shank and pelvis, and (b) define the neutral (0°) position of the rearfoot relative to the shank and pelvis relative to the laboratory. For that, participants stood for 5 seconds on the treadmill wearing shoes with flat insoles bilaterally and all clusters of tracking markers.

The rearfoot time-series computed using the reference (0°) position, defined in the relaxed trial, does not reflect deviations of the calcaneus from the neutral position of the subtalar joint and for this reason cannot be used to identify excessive pronators. To compute the rearfoot position time-series used to exclude excessive pronators, the subtalar neutral was used as the reference (0°) position. For that, a second static trial was recorded. Participants remained on the treadmill with the same shoes, insoles and clusters. The same examiner placed the foot in the subtalar neutral position defined as the position of the foot in which the head of the talus is equally palpated along its medial and lateral borders at its articulation with the navicular (Sell *et al.*, 1994). Participants maintained upright stance, holding the foot in the subtalar neutral position for 5 seconds, while position data were registered.

After the static trials, data from tracking and technical markers were registered while participants walked on the treadmill. For the control and increased pronation conditions (flat and inclined insoles, respectively) participants walked until 30 gait cycles were completed and successfully registered. Prior to data collection at each condition, participants practiced walking until they felt comfortable with the walking shoe and insoles. The order of test conditions was randomized.

Data reduction

A global coordinate system (X, Y, Z) was determined according to the treadmill position: X-axis was defined as anterior-posterior (aligned with the walkway direction), Y-axis as medial-lateral, and Z-axis as superior-inferior (Souza *et al.*, 2010; Souza *et al.*, 2009; Zifchock and Davis, 2008). A coordinate system was also created for each segment, as illustrated in Figure 1b. Kinematic signals of rearfoot, shank and pelvis were processed using Visual 3D Motion Analysis software (C-Motion, Inc., Rockville, USA). Position data from each marker were collected at a sampling frequency of 100Hz and filtered with Butterworth, fourth-order, zero-lag, low-pass filter with a cut-off frequency of 6 Hz (Winter, 2005).

The following kinematic variables were calculated: a) rearfoot eversion-inversion relative to the shank (around the X-axes); b) pelvic movement in the transverse plane (around the Z-axes) relative to the laboratory; and c) pelvic movement in the frontal plane (around the X-axes) relative to the laboratory. All kinematic data were calculated based on the Cardan sequence Y-X-Z (Sinclair *et al.*, 2012). Rearfoot eversion, one of the pronation components (Scott & Winter, 1991), was used in this study to infer about foot pronation (Duval *et al.*, 2010).

The average eversion-inversion position of the right rearfoot throughout the 30 stance phases of gait was computed and used for analyses performed to ensure that the medially inclined insoles increased foot pronation with respect to the control condition, and to exclude individuals presenting excessive foot pronation. To assess the effect of increased foot pronation on pelvic motion during the loading response phase of gait, the mean magnitude of excursion (amplitude) and the average position of the pelvis in the transverse and frontal planes were calculated. The 30 loading response phases of the right leg were used as reference for these calculations.

Three gait events were identified using the technical markers (Fig. 1b) to identify two phases of gait of the right (reference) leg: (a) the entire stance phase of gait, used for analyses of foot pronation; (b) the loading response phase, used for analyses of the effect of foot pronation on pelvic motion. The events were: initial contact (determined based on a marker located on the lateral aspect of the calcaneus), forefoot contact and toe off (both determined based on a marker located on the fifth metatarsal head) (Ghoussayni *et al.*, 2004). Stance phase of gait was defined from initial contact to toe off (Ghoussayni *et al.*, 2004), whereas loading response phase of gait from initial contact to forefoot contact (Rueterbories *et al.*, 2010).

Reliability

A pilot study with ten subjects was conducted to investigate the reliability of measures and procedures of the study. Data was collected in two different sessions, separated by one week. The intra-examiner reliability (ICC) of the rearfoot position relative to the shank while the subtalar was maintained in neutral position was 0.81. Intra and inter-examiner reliabilities (ICC) for gait events determination varied from 0.97 to 0.99. Coefficients of multiple correlation (CMC) were used to calculate inter-test reliability of time-series and varied from 0.80 to 0.85. All measures and procedures indicated good reliability, according to Portney and Watkins (2000) and Garofalo *et al.* (2009).

Statistical analysis

Paired t-tests were used to compare: a) average rearfoot position; and b) amplitude of movement and average position of pelvis in the frontal and transverse planes between the two insole conditions. Significance was set as $\alpha=0.05$.

Results

Rearfoot kinematics

The average rearfoot position during the stance phase was significantly different between insole conditions ($p=0.01$). Wearing the inclined insole increased mean rearfoot eversion by 6.20° (SD 1.93°). As illustrated in Figure 2, the rearfoot was either less inverted or more everted throughout the entire stance phase. Results indicate that medially inclined insoles were effective in inducing increased magnitudes of foot pronation throughout the stance phase. In turn, we will assess the effect of increased pronation on pelvic motion.

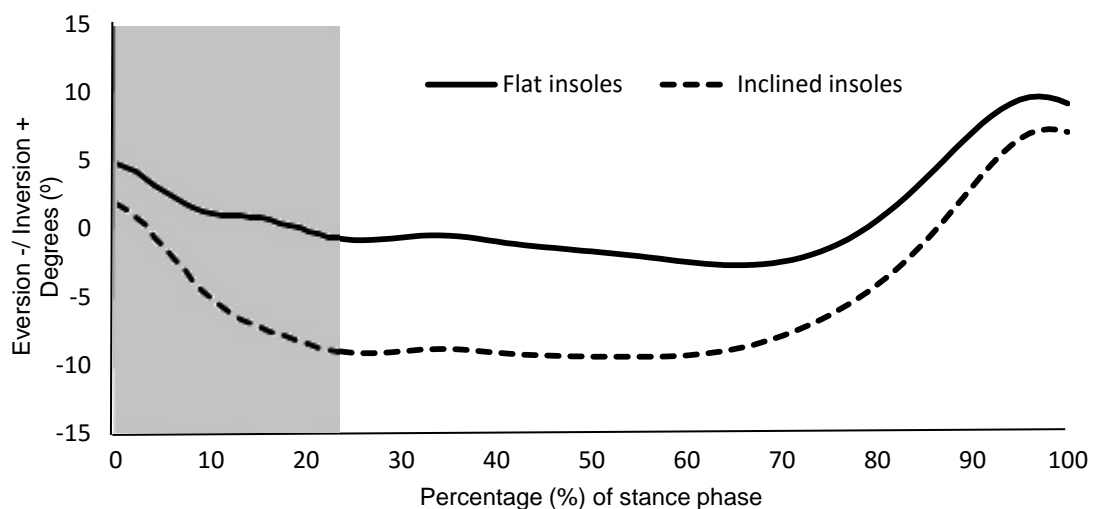


Fig. 2 – Rearfoot eversion/inversion during stance phase of gait (mean curve defined over the 30 gait cycles of all participants). Highlighted area refers to the loading response phase of gait.

Pelvic kinematics during loading response: frontal plane

Figure 3 (panel *a*) illustrates mean pelvic movement in the frontal plane during the stance phase of gait of the reference (right) leg. The general pattern is similar to that reported in previous studies of pelvic movement (Resende *et al.*, 2015; Staszkievicz *et al.*, 2012), which points to the quality of the methods used. The highlighted area refers to the loading response of the reference leg. In both conditions, a contralateral drop of the pelvis (i.e. an inclination towards the left) was observed as expected. Qualitative analysis of the graph suggests, however, that when increased pronation was induced, the pelvis started out less inclined toward the reference leg and crossed the zero (neutral) position sooner. As a result, the pelvis maintained, on average, greater magnitude of contralateral pelvic drop position during the loading response when increased pronation was induced by inclined insoles. Additionally, when increased pronation was induced, pelvis apparently moved less (dotted line shows less change in the vertical direction than the continuous line). Results of the t-tests suggest that the qualitative impressions were indeed statistically reliable. First, the average position of the pelvis in the frontal plane was significantly more negative (suggesting maintenance of greater magnitudes of contralateral drop) when gait was performed with inclined insoles ($T_{19}=3.632$, $p=0.002$). Second, the amplitude of movement was significantly reduced in the latter condition ($T_{19}=3.474$, $p=0.003$). Results are illustrated in Figure 3 (panels *b* and *c*, respectively).

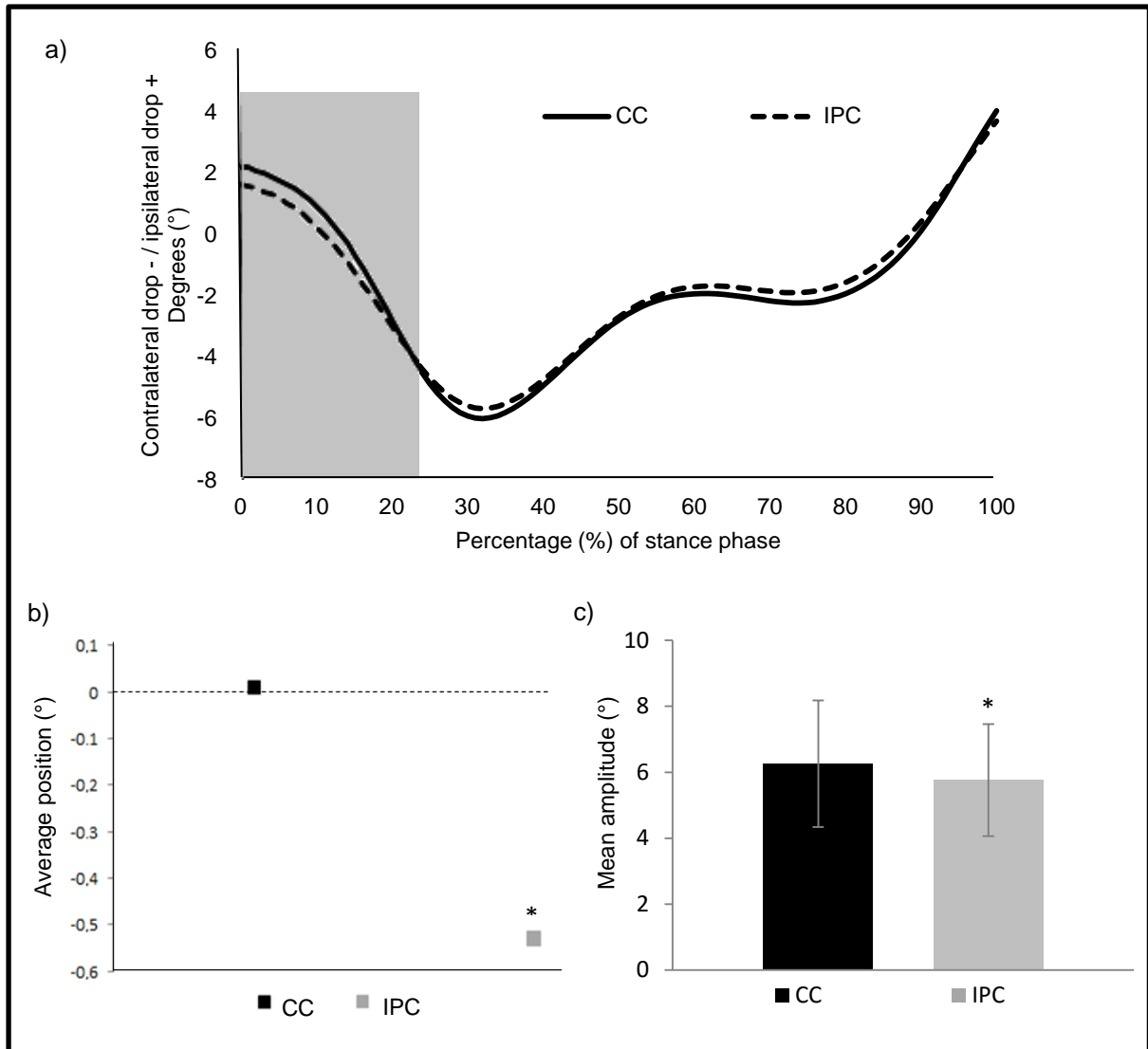


Fig. 3 – Effects of increased pronation on pelvic motion in the frontal plane. *Panel a*: Pelvic movement in frontal plane during stance phase of gait (mean curve defined over the 30 gait cycles of all participants). *Panel b*: Average position of the pelvis in the frontal plane during loading response phase of gait performed under the control (CC) and increased pronation (IPC) conditions. More negative values suggest greater magnitudes of contralateral drop position; *Panel c*: Mean amplitude of pelvic movement in the frontal plane during loading response phase of gait performed under control (CC) and increased pronation (IPC) conditions.

Pelvic kinematics during loading response: transverse plane.

Figure 4 (panel *a*) illustrates mean pelvic movement in the transverse plane during the stance phase of gait of the reference (right) leg. The general pattern is also similar to that reported in previous studies of pelvic movement (Staszkiwicz *et al.*, 2012). The highlighted area refers to the loading response of the reference leg. Inspection of Figure 4 (panel *a*) suggests that in both conditions, the pelvis remained rotated to the left side, but less so when increased pronation was induced. Differently from what was observed in the frontal plane, the

magnitude of motion did not seem to change in the presence of excessive pronation. Results of the T-tests suggest that the qualitative impressions were again statistically reliable. First, the average position of the pelvis in the transverse plane was significantly less positive (suggesting maintenance of smaller magnitudes of rotation towards the contralateral leg) when gait was performed with inclined insoles ($T_{19}=3.796$, $p=0.001$). Second, the amplitude of movement was not significantly different between conditions ($T_{19}= 0.379$, $p=0.709$). Results are illustrated in Figure 4 (panels *b* and *c*, respectively).

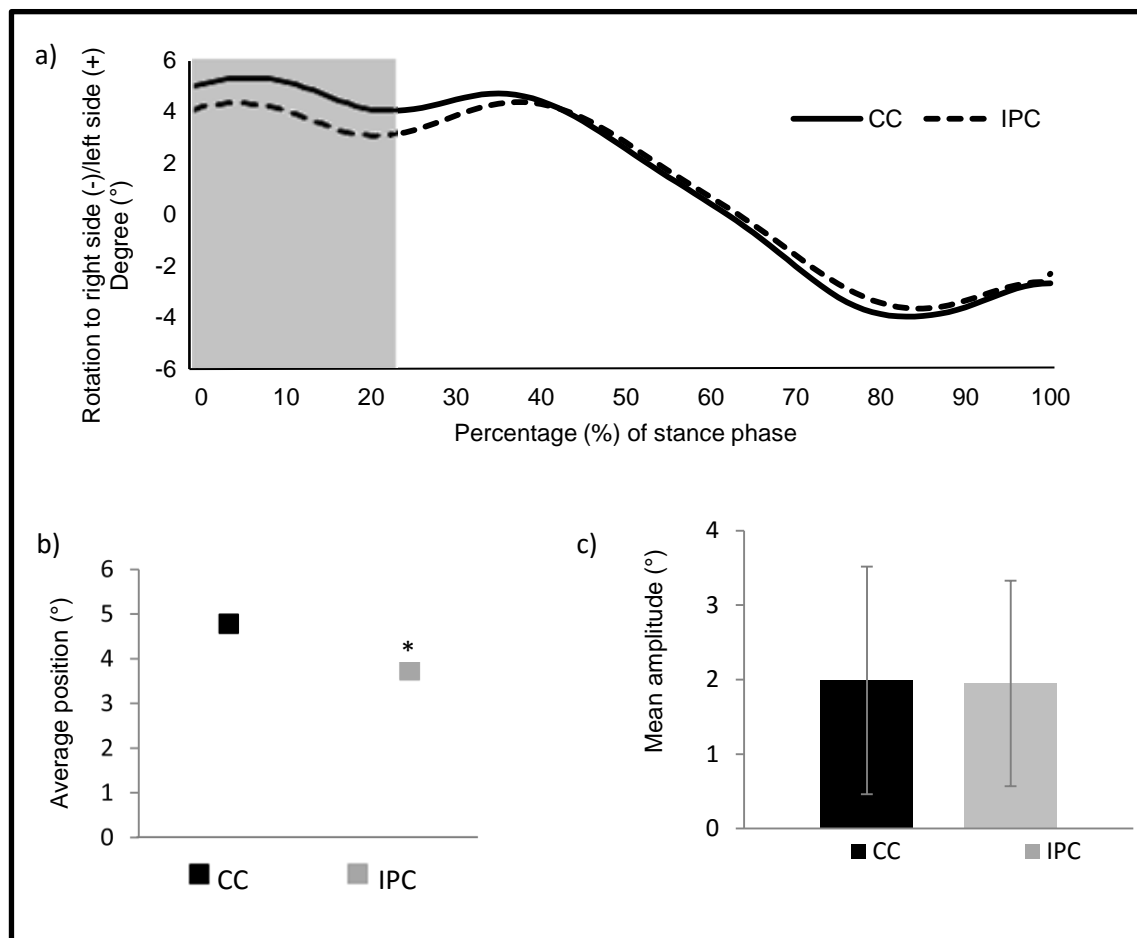


Fig. 4 – Effects of increased pronation on pelvic motion in the transverse plane. *Panel a:* Pelvic movement in transverse plane during stance phase of gait (mean curve defined over the 30 gait cycles of all participants). *Panel b:* Mean pelvic position in transverse plane during loading response phase of gait performed under control (CC) and increased pronation (IPC) conditions. *Panel c:* Mean amplitude of pelvic movement in the transverse plane during loading response phase of gait performed under control (CC) and increased pronation (IPC) conditions.

Discussion

The objective of the present study was to investigate the effects of increased foot pronation on pelvic kinematics in the frontal and transverse planes during loading response phase of gait. A pair of medially inclined insoles inserted in walking shoes was used to increase pronation bilaterally, during fast speed treadmill walking. Foot, shank and pelvis' kinematics was tracked by a 3D motion analysis system. Our results showed that increased foot pronation modifies pelvic movement in both frontal and transverse planes during loading response. The observed effects reveal a potential mechanism underlying the relation between increased pronation and low back pain.

Increased pronation caused greater mean pelvic contralateral drop in the frontal plane. Resende *et al.* (2015) found a similar result when unilateral increases in foot pronation were induced. They explained this finding based on a dynamical shortening of the lower limb caused by the unilateral increased pronation, leading to leg length discrepancy and increasing pelvic drop toward the more pronated side. Their result and explanation are also reinforced by Pinto *et al.* (2008), who evaluated foot pronation effects on pelvic posture during upright static position and found that only with unilateral induction of pronation the pelvis was inclined; bilateral induction did not change pelvic posture in the frontal plane. Such explanations based on induction of leg length discrepancy were satisfying given that increased pronation was induced only on one foot. In the present study, however, bilateral increases in foot pronation also resulted in increased pelvic drop. Therefore, differences in functional leg length cannot be used to explain the present results. A complementary explanation for the greater pelvic drop in induced pronation conditions seems necessary.

The mechanical coupling between foot and hip motion (Tiberio, 1988; Souza *et al.*, 2009; Resende *et al.*, 2015) might be at the basis of the observed increase in contralateral pelvic drop during loading response. Increased foot pronation leads to increased magnitude of hip internal rotation (Resende *et al.*, 2015; Souza *et al.*, 2009), which, by moving the greater trochanter medially, may reduce the lever arm of the gluteus medius and minimus. Thus, a reduced torque generating capability of these important hip abductors could explain the greater magnitude of pelvic contralateral drop (hip adduction in the reference leg) during loading response. Following this hypothesis, we might also expect increased contralateral drop during single-leg stance given that magnitudes of hip internal rotation are greater during this phase (Souza *et al.* 2009). This result, however, was not reported in the study of Resende *et al.* (2015). It is possible that explaining the increased pelvic drop found in our study

requires consideration of a relation between the torque generating capability of hip abductors and the demand for pelvic control at these different phases. The loading response phase of gait is where impact absorption mainly occurs (Perry, 2005; Craik and Oatis, 1995) and when the activity of hip abductors is mostly required during walking to control hip adduction and contralateral pelvic drop (Craik and Oatis, 1995). Therefore, a reduction in hip abductors lever arms may be sufficient to hamper torque generation, resulting in the observed increase in contralateral pelvic drop in the increased pronation condition. It is possible that during single leg stance, the capability x demand relation is more balanced, despite the greater reduction in abductors lever arm.

Our results reported a reduction in pelvic drop amplitude in the frontal plane in the increased pronation condition, suggesting a reduction in hip abductors eccentric work. Work may be represented by torque produced by a muscle group x amplitude of movement. Therefore, a reduction in amplitude may lead to a restriction in hip abductors eccentric work, decreasing load absorption during loading response phase and stressing superior joints, such as low back joints. However, the reason for the reduction of pelvic amplitude is still unclear.

In the transverse plane, increased pronation did not change the amplitude of pelvic movement. However, pelvic position was less rotated toward the contralateral (left) side when increases in pronation were induced. Pronation leads to hip internal rotation (Souza *et al.*, 2009), which increases passive tension of hip external rotators and consequently increases pelvic rotation toward the contralateral side. This effect is expected to be greater to the left hip, during loading response phase of the reference (right) leg, because it is extended, which is the close packed position (when there is maximum joint tissue tension) of the hip joint. Therefore, this joint position could favor a greater impact of foot pronation on pelvic motion and so explain the direction of the observed effect of bilateral induction of pronation on pelvic movement.

The present study was the first to analyze pelvic rotation in the transverse and frontal planes with bilateral induction of pronation during walking. It revealed short term effects of induced increased pronation on pelvic motion. More studies are required to explore whether such effects are present in individuals presenting long-term excessive pronation. It is possible that tissue and neuromuscular adaptations - such as reduction in hip external rotators stiffness due to greater amplitudes of hip internal rotation (Leite *et al.*, 2012), and hypermobility of foot first ray (Allen, 2004) due to push off in pronated position - might modify such effects. In any case, knowing the effects of excessive pronation itself will help rationalize possible observed changes in pelvic motion in long-term excessive pronators.

There can be numerous reasons for the effects of excessive pronation on pelvic motion. Some of them were speculated in this study and need to be tested in future studies. However, the effects we found suggest that excessive pronation may alter spinal and sacroiliac joints stresses. The observed changes in pelvic movement in the frontal plane may favor asymmetric joint loads and stresses especially at the low back joints. In addition, changes observed in the transverse plane indicate that the pelvis is contributing less to step length, which may favor greater sagittal motion at the hips and then greater sagittal torsional loads at pelvic joints. Therefore, excessive pronation produced at the foot-ankle complex can be considered as potentially related to the development of low back pain (Menz *et al.*, 2013; Rothbart & Estabrook, 1988; Bird and Payne, 1999).

Conclusion

Bilateral increased foot pronation affects pelvic kinematic in the frontal and transverse planes during loading response phase of gait. The results point to a mechanism underlying the association between foot pronation during walking and low back pain.

References

- [1] Menz HB, Dufour AB, Riskowski JL, Hillstrom HJ, Hannan MT. Foot posture, foot function and low back pain: the Framingham Foot Study. *Rheumatology* 2013; 52(12): 2275-2282.
- [2] Resende RA, Deluzio KJ, Kirkwood RN, Hassan EA, Fonseca ST. Increased unilateral foot pronation affects lower limbs and pelvic biomechanics during walking. *Gait & Posture* 2015; 41(2):395-401.
- [3] Rothbart BA, Estabrook L. Excessive pronation: A Major Biomechanical Determinant in the Development of Chondromalacia and Pelvic Lists. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* 1988; 11(5): 373-379.
- [4] Bird AR, Payne CB. Foot function and low back pain. *The foot* 1999; 9(4):175-180.
- [5] Souza TR, Pinto RZA, Trede RG, Araujo PA, Fonseca HL, Fonseca ST. Pronação excessiva e varismos de pé e perna: relação com o desenvolvimento de patologias músculo-esqueléticas – Revisão de Literatura. *Fisioterapia e Pesquisa* 2011; 18(1): 92-98.
- [6] MacKinnon C, Winter DA: Control of whole body balance in the frontal plane during human walking. *Journal of Biomechanics* 1993; 26(6): 633-644.
- [7] Perry J. *Análise de marcha: Marcha normal*. vol 1. Sao Paulo: Manole; 2004.
- [8] Craik RL, Oatis CA. *Gait Analysis: Theory and Application*. 1st ed. St Louis: Mosby; 1995.
- [9] Simoneau GG. Cinesiologia da Caminhada. In: Neumann, DA. *Cinesiologia do Aparelho Musculoesquelético*, New York: Guanabara Koogan; 2006, p.525-573.
- [10] Kendall KD, Schmidt C, Ferber R. The relationships between hip-abductor strength and the magnitude of pelvic drop in patients with low back pain. *Journal of Sports Rehabilitation* 2010; 19(4): 422-435.
- [11] Hardcastle P, Nade S. The significance of Trendelenburg test. *The Bone and Joint Journal* 1985; 67(5):741-746.
- [12] Taylor NF, Evans OM, Goldie PA. The effect of walking faster on people with acute low back pain. *Eur Spine J* 2003; 12(2):166-72.
- [13] Al-Eisa E, Egan D, Deluzio K, Wassersug R. Effects of pelvic skeletal asymmetry on trunk movement: three-dimensional analysis in healthy individuals versus patients with mechanical low back pain. *Spine* 2006; 31(3):E71-9.
- [14] Aebi M. The adult scoliosis. *European Spine Journal* 2005; 14:925–48.
- [15] 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. *Scientific foundations and principles of practice in musculoskeletal rehabilitation*, St Louis: Saunders Elsevier; 2007, p. 476-486.
- [16] Lamoth CJ, Meijer OG, Daffertshofer A, Wuisman PI, Beek PJ. Effects of chronic low back pain on trunk coordination and back muscle activity during walking: changes in motor control. *European Spine Journal* 2006; 15(1):23-40.
- [17] Liang BW, Wu WH, Meijer OG, Lin JH, Lv GR, Lin XC, Prins MR, Hu H, Van Dieen JH, Bruijn SM. Pelvic step: The contribution of horizontal pelvis rotation to step length in young healthy adults walking on a treadmill. *Gait & Posture* 2014; 39(1):105-110.

- [18] Bruijn SM, Meijer OG, van Dieen JH, Kingma I, Lamoth CJC. Coordination of leg swing, thorax rotation, and pelvis rotations during gait: The organization of total body angular momentum. *Gait & Posture* 2008; 27(8): 455-462.
- [19] Lamoth CJ, Beek PJ, Meijer OG. Pelvis-thorax coordination in the transverse plane during gait. *Gait & Posture* 2002a;16(2):101-14.
- [20] Lamoth CJ, Meijer OG, Wuisman PI, van Dieen JH, Levin MF, Beek PJ. Pelvis-thorax coordination in the transverse plane during walking in persons with nonspecific low back pain. *Spine* 2002b; 27(4):E92-E99.
- [21] Brolinson PG, Kozar AJ, Cibor G. Sacroiliac joint dysfunction in athletes. *Current Sports Medicine Reports* 2003; 2(1):47-56.
- [22] DonTigny R. Function and Pathomechanics of the Sacroiliac Joint: a review. *Phys Ther* 1985; 65(1):35-44.
- [23] Cibulka MT. Low back pain and its relation to the hip and foot. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1999; 29(10):595-601.
- [24] Herr H, Popovic M. Angular momentum in human walking. *Journal of Experimental Biology* 2008; 211:467-81.
- [25] Souza TR, Pinto RZ, Trede RG, Kirkwood RN, Pertence AE, Fonesca 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.
- [26] Souza TR, Pinto RZ, Trede RG, Kirkwood RN, Fonseca ST. Temporal couplings between rearfoot-shank complex and hip joint during walking. *Clinical Biomechanics* 2010; 25(7):745-8.
- [27] Tiberio D. Pathomechanics of structural foot deformities. *Physical Therapy* 1988; 68(12):1840-1849.
- [28] O’Leary CB, Cahill CR, Robinson AW, Barnes MJ, Hong J. A systematic review: The effects of podiatric deviations on nonspecific chronic low back pain. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation* 2013; 26(2): 117-123.
- [29] Rockar Jr. PA. The subtalar joint: anatomy and joint motion. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 1995; 21(6):361–372.
- [30] Pinto RZA, Souza TR, Trede RG, Kirkwood RN, Figueiredo EM, Fonseca ST. Bilateral and unilateral increases in calcaneal eversion affect pelvic alignment in standing position. *Manual Therapy* 2008; 13(6):513-519.
- [31] Nester, CJ, Van der Linden ML, Bowker P. Effect of foot orthoses on the kinematics and kinetics of normal walking gait. *Gait & Posture* 2003; 17(2): 180-7.
- [32] Monaghan GM, Lewis CL, Hsu WH, Saltzman E, Hamill J, Holt KG. Forefoot angle determines duration and amplitude of pronation during walking. *Gait & Posture* 2013; 38(1):8-13.
- [33] Allen MK, Cuddeford TJ, Glasoe WM, DeKam LM, Lee PJ, Wagner KJ, Yack HJ. Relationship between static mobility of the first ray and first ray, midfoot, and hindfoot motion during gait *Foot & Ankle Int* 2004; 25(6): 391-6.
- [34] Souza TR; Mancini MC, Araujo VL, Carvalhais VOC, Ocarino JM, Silva PL; Fonseca ST. Clinical measures of hip and foot-ankle mechanics as predictors of rearfoot motion and posture. *Manual Therapy* 2014a; 19(5):379-385.

- [35] Riegger-Krugh C, Keysor JJ. Skeletal malalignments of the lower quarter: correlated and compensatory motions and postures. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1996; 23(2):164-170.
- [36] Mendonça DML, Bittencourt NF, 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* 2013; 103(5):405-10.
- [37] Schwarz NA, Kovaleski JE, Heitman RJ, Gurchiek LR, Gubler-Hanna C. Arthrometric measurement of ankle-complex motion: normative values. *Journal of Athletic Training* 2011; 46(2):126-32.
- [38] Soucie JM, Wang C, Forsyth A, Funk S, Denny M, Roach KE, Boone D. Range of motion measurements: reference values and a database for comparison studies. *Haemophilia* 2011; 17(3):500-7.
- [39] Svenningsen S, Terjesen T, Auflem M, Berg V. Hip motion related to age and sex. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 1989; 60(1):97-100.
- [40] Huang Y, Meijer OG, Lin J, Bruijn SM, Wu W, Lin X, *et al.* The effects of stride length and stride frequency on trunk coordination in human walking. *Gait & Posture* 2010; 31(4):444-449.
- [41] Saunders J, Inman V, Eberhart H. The major determinants in normal and pathological gait. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 1953; 35A(3):543-558.
- [42] Souza TR, Fonseca HL, Vaz ACA, Antero JS, Marinho CS, Fonseca ST. Between-Day Reliability of a Cluster-Based Method for Multisegment Kinematic Analysis of the Foot-Ankle Complex. *Journal of the American Podiatric Medical Association* 2014b; 104(6):601-609.
- [43] Chiari L, Della Croce U, Leardini A, Cappozzo A. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 2: instrumentale errors. *Gait & Posture* 2005; 21(2):197–211.
- [44] 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.
- [45] Ghousayni 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.
- [46] Sell KE, Verity TM, Worrell TW, Pease BJ, Wigglesworth J. Two measurement techniques for assessing subtalar joint position: a reliability study. *J Orthop Sports Phys Ther* 1994;19(3):162–167.
- [47] Zifchock RA, Davis I. A comparison of semi-custom and custom foot orthotic devices in high- and low-arched individuals during walking. *Clin. Biomech* 2008; 23(10): 1287–1293.
- [48] Winter DA. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. 3rd ed. Hoboken: Wiley and Sons; 2005.
- [49] Sinclair J, Taylor PJ, Edmundson CJ, Brooks D, Hobbs SJ. Influence of the helical and six available Cardan sequences on 3D ankle joint kinematic parameters. *Sports Biomechanics* 2012; 11(3):430-7.
- [50] Scott SH, Winter DA. Talocrural and talocalcaneal joint kinematics and kinetics during the stance phase of walking. *J Biomech* 1991; 24(8): 743-52.

- [51] Duval K, Lam T, Sanderson D. The mechanical relationship between the rearfoot, pelvis and low back. *Gait & Posture* 2010; 32(4): 637-640.
- [52] Rueterbories J, Spaich E, Larsen B, Andersen O. Methods for gait event detection and analysis in ambulatory systems. *Medical Engineering & Physics* 2010; 32(6):545-552.
- [53] Portney LG, Watkins MP. *Foundations of Clinical Research: Applications to Practice*. 2nd ed. Upper Saddle River: Prentice Hall; 2000.
- [54] Garofalo P, Cutti AG, Filippi MV, Cavazza S, Ferrari A, Cappello A, Davalli A. Inter-operator reliability and prediction bands of a novel protocol to measure the coordinated movements of shoulder-girdle and humerus in clinical settings. *Med Biol Eng Comput* 2009; 47(5):475-86.
- [55] Staszkiwicz R, Chwala W, Forczek W, Laska J. Three-dimensional analysis of the pelvic and hip mobility during gait on a treadmill and on the ground. *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 2012; 14(2):83-9.
- [56] Leite DX, Vieira JM, Carvalhais VO, Araújo VL, Silva PL, Fonseca ST. Relationship between joint passive stiffness and hip lateral rotator concentric torque. *Revista Brasileira de Fisioterapia* 2012; 16(5):414-21.

4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O presente estudo apresenta resultados relevantes sobre os efeitos da cinemática do pé no movimento da pelve durante a marcha, que podem ter relação com dor lombo-pélvica. O aumento bilateral da pronação do pé modifica o movimento pélvico tanto no plano frontal como no plano transversal durante a fase de resposta à carga da marcha. Os resultados encontrados neste estudo apontam para um possível aumento de estresse em articulações da região lombo-pélvica durante esta fase da marcha, na qual há maior impacto e maior demanda ao sistema musculoesquelético.

No plano frontal, a redução da amplitude de movimento, assim como a posição média mais inclinada da pelve para o lado contralateral, como observados, podem favorecer o aumento de estresse articular na coluna lombar por aumento do impacto e de cargas assimétricas na coluna e, conseqüentemente, gerar dor. Estudos que induziram pronação unilateralmente também encontraram maior inclinação da pelve para o lado contralateral e justificaram este resultado apenas pela diferença funcional de comprimento entre membros, gerada pela pronação que leva ao encurtamento dinâmico do membro. Entretanto, não é esperada tal diferença no presente estudo, já que a pronação foi induzida em ambos os lados. Portanto, foi possível concluir que a diferença funcional de comprimento entre membros não é a única causa para alterações da pelve no plano frontal com o aumento da pronação. Outros fatores teciduais e biomecânicos, como discutidos anteriormente, devem ter contribuído para tais modificações.

Já no plano transversal, apesar de não ter sido encontrada diferença estatística na amplitude de movimento pélvico entre as condições de teste, a menor rotação pélvica em direção à perna contralateral (esquerda) observada compromete o passo pélvico e pode favorecer movimentos compensatórios na articulação do quadril no plano sagital. Essa alteração no movimento do quadril pode levar ao aumento do estresse em articulações sacroilíacas por aumento das forças torcionais na pelve. Este foi o primeiro estudo que verificou o impacto do aumento da pronação bilateral no movimento pélvico no plano transversal.

Nossos resultados mostram o impacto do aumento da pronação na cinemática da pelve durante a marcha e sua potencial relação com dor lombo-pélvica. Clinicamente, a pronação excessiva pode ser corrigida com o uso de palmilhas biomecânicas. Mais estudos são necessários para verificar se corrigindo a pronação excessiva dos pés com palmilhas

biomecânicas em indivíduos com dor lombo-pélvica modificaria, em curto e longo prazo, o movimento da pelve e se reduziria a dor em longo prazo.

REFERÊNCIAS

1. MENZ, H. B.; DUFOUR, A. B.; RISKOWSKI, J. L.; HILLSTROM, H. J.; HANNAN, M. T. Foot posture, foot function and low back pain: the Framingham Foot Study. **Rheumatology**, v.52, n.12, p. 2275-2282, set. 2013.
2. RESENDE, R. A.; DELUZIO, K. J.; KIRKWOOD, R. N.; HASSAN, E. A.; FONSECA S. T. Increased unilateral foot pronation affects lower limbs and pelvic biomechanics during walking. **Gait & Posture**, v.41, n.2, p.395-401, fev. 2015.
3. ROTHBART, B. A.; ESTABROOK, L. Excessive pronation: A Major Biomechanical Determinant in the Development of Chondromalacia and Pelvic Lists. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**, v.11, n.5, p.373-379, out. 1988.
4. BIRD, A. R.; PAYNE, C. B. Foot function and low back pain. **The foot**, v.9, n.4, p.175-180, dez. 1999.
5. SOUZA, T. R.; PINTO, R. Z. A.; 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**, São Paulo, v.18, n.1, p.92-98, jan. 2011.
6. MACKINNON, C.; WINTER, D. A. Control of whole body balance in the frontal plane during human walking. **Journal of Biomechanics**, v.26, n.6, p.633-644, 1993.
7. PERRY, J. **Análise de marcha: marcha normal**. v.1. Sao Paulo: Manole, 2004.
8. CRAIK, R. L; OATIS, C. A. **Gait Analysis: theory and application**. 1 ed. St Louis: Mosby, 1995.
9. SIMONEAU, G. G. Cinesiologia da Caminhada. In: Neumann, DA. **Cinesiologia do Aparelho Musculoesquelético: fundamentos para reabilitação física**. Nova Iorque: Guanabara Koogan; 2006, cap.15, p.525-573.
10. KENDALL, K. D.; SCHMIDT, C.; FERBER, R. The relationships between hip-abductor strength and the magnitude of pelvic drop in patients with low back pain. **Journal of Sports Rehabilitation**, v.19, n.4, p. 422-435, nov. 2010.
11. HARDCASTLE, P.; NADE, S. The significance of Trendelenburg test. **The Bone and Joint Journal**, v.67, n.5, p.741-746, nov. 1985.
12. TAYLOR, N. F.; EVANS, O. M.; GOLDIE, P. A. The effect of walking faster on people with acute low back pain. **European Spine Journal**, v.12, n.2, p.166-72, abr. 2003.
13. AL-EISA, E.; EGAN, D.; DELUZIO, K.; WASSERSUG, R. Effects of pelvic skeletal asymmetry on trunk movement: three-dimensional analysis in healthy individuals versus patients with mechanical low back pain. **Spine**, v.31, n.3, p.E71-9, fev. 2006.

14. AEBI, M. The adult scoliosis. **European Spine Journal**, v.14, p.925–48, nov. 2005.
15. FONSECA, S. T.; OCARINO, J. M.; SILVA P. L. P.; AQUINO C. F. Integration of stress and their relationship to the kinetic chain. In: MAGEE, D. J.; ZACHAZEWSKI, J. E.; QUILLEN, W. S. **Scientific foundations and principles of practice in musculoskeletal rehabilitation**. St Louis: Saunders Elsevier, 2007. cap. 23, p. 476-486.
16. LAMOTH, C. J.; MEIJER, O. G.; DAFFERTSHOFER, A.; WUISMAN, P. I.; BEEK, P. J. Effects of chronic low back pain on trunk coordination and back muscle activity during walking: changes in motor control. **European Spine Journal**, v.15, n.1, p.23-40, jan. 2006.
17. LIANG, B. W.; WU, W. H.; MEIJER, O. G.; LIN, J. H.; LV, G. R.; LIN, X. C.; PRINS, M. R.; HU, H.; VAN DIEEN, J. H.; BRUIJN, S. M. Pelvic step: The contribution of horizontal pelvis rotation to step length in young healthy adults walking on a treadmill. **Gait & Posture**, v.39, n.1, p.105-110, jan. 2014.
18. BRUIJN, S. M.; MEIJER, O. G.; VAN DIEEN, J. H.; KINGMA, I.; LAMOTH, C. J. C. Coordination of leg swing, thorax rotation, and pelvis rotations during gait: The organization of total body angular momentum. **Gait & Posture**, v.27, n.8, p.455-462, abr. 2008.
19. LAMOTH, C. J.; BEEK, P. J.; MEIJER, O. G. Pelvis-thorax coordination in the transverse plane during gait. **Gait & Posture**, v.16, n.2, p.101-14, jan. 2002a.
20. LAMOTH, C. J.; MEIJER, O. G.; WUISMAN, P. I.; VAN DIEEN, J. H.; LEVIN, M. F.; BEEK, P. J. Pelvis-thorax coordination in the transverse plane during walking in persons with nonspecific low back pain. **Spine**, v.27, n.4, p.E92-99, fev. 2002b.
21. BROLINSON, P. G.; KOZAR, A. J.; CIBOR, G. Sacroiliac joint dysfunction in athletes. **Current Sports Medicine Reports**, v.2, n.1, p.47-56, fev. 2003.
22. DONTIGNY, R. Function and Pathomechanics of the Sacroiliac Joint: a review. **Physical Therapy**, v.65, n.1, p.35-44, jan. 1985.
23. CIBULKA, M. T. Low back pain and its relation to the hip and foot. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v.29, n.10, p.595-601, out. 1999.
24. HERR, H.; POPOVIC, M. Angular momentum in human walking. **Journal of Experimental Biology**, v.211, p.467-81, fev. 2008.
25. 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.503-511, nov/dez. 2009.
26. 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**, v.25, n.7, p.745-8, ago. 2010.

27. TIBERIO, D. Pathomechanics of structural foot deformities. **Physical Therapy**, v.68, n.12, p. 1840-1849, dez. 1988.
28. O'LEARY, C. B.; CAHILL, C. R.; ROBINSON, A. W.; BARNES, M. J.; HONG, J. A systematic review: The effects of podiatric deviations on nonspecific chronic low back pain. **Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation**, v.26, n.2, p. 117-123, 2013.
29. ROCKAR, P. A. JR. The subtalar joint: anatomy and joint motion. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v.21, n.6, p.361-372, jun. 1995.
30. 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, n.6, p. 513-519, dez. 2008.
31. NESTER, C. J.; VAN DER LINDEN M. L.; BOWKER P. Effect of foot orthoses on the kinematics and kinetics of normal walking gait. **Gait & Posture**, v.17, n.2, p.180-7, abr. 2003.
32. MONAGHAN, G. M.; LEWIS, C. L.; HSU, W. H.; SALTZMAN, E.; HAMILL, J.; HOLT, K. G. Forefoot angle determines duration and amplitude of pronation during walking. **Gait & Posture**, v.38, n.1, p.8-13, maio 2013.
33. 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 & Ankle International**, v.25, n.6, p.391-6, jun. 2004.
34. SOUZA, T.R.; MANCINI, M.C.; ARAUJO, V.L; CARVALHAIS, V.O.C.; OCARINO, J.M.; SILVA, P.L.; FONSECA, S.T. Clinical measures of hip and foot-ankle mechanics as predictors of rearfoot motion and posture. **Manual Therapy**, v.19, n.5, p. 379-385, out. 2014a.
35. RIEGGER-KRUGH, C.; KEYSOR, J. J. Skeletal malalignments of the lower quarter: correlated and compensatory motions and postures. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v.23, n.2, p.164-170, fev. 1996.
36. MENDONÇA, D. M. L.; BITTENCOURT, N. F.; 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**, v.103, n.5, p.405-10, set./out. 2013.
37. SCHWARZ, N. A.; KOVALESKI, J. E.; HEITMAN, R. J.; GURCHIEK, L. R.; GUBLER-HANNA, C. Arthrometric measurement of ankle-complex motion: normative values. **Journal of Athletic Training**, v.46, n.2, p.126-32, mar./abr. 2011.
38. SOUCIE, J. M.; WANG, C.; FORSYTH, A.; FUNK, S.; DENNY, M.; ROACH, K. E.; BOONE, D. Range of motion measurements: reference values and a database for comparison studies. **Haemophilia**, v.17, n.3, p.500-7, maio 2011.

39. 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, fev. 1989.
40. HUANG, Y.; MEIJER, O. G.; LIN, J.; BRUIJN, S. M.; WU, W.; LIN, X.; HU, H.; HUANG, C.; SHI, L.; VAN DIEEN, J. H. The effects of stride length and stride frequency on trunk coordination in human walking. **Gait & Posture**, v.31, n.4, p.444-449, abr. 2010.
41. SAUNDERS, J.; INMAN, V.; EBERHART, H. The major determinants in normal and pathological gait. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v.35A, n.3, p.543-558, jul. 1953.
42. SOUZA, T. R.; FONSECA, H. L.; VAZ, A. C. A.; ANTERO, J. S.; MARINHO, C. S.; FONSECA, S. T. Between-Day Reliability of a Cluster-Based Method for Multisegment Kinematic Analysis of the Foot-Ankle Complex. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, v.104, n.6, p.601-609, nov./dez. 2014b.
43. CHIARI, L.; DELLA CROCE, U.; LEARDINI, A.; CAPPOZZO, A. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 2: instrumental errors. **Gait & Posture**, v.21, n.2, p.197-211, fev. 2005.
44. 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, fev. 2000.
45. 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, dez. 2004.
46. 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. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v.19, n.3, p.162-167, mar. 1994.
47. ZIFCHOCK, R. A.; DAVIS, I. A comparison of semi-custom and custom foot orthotic devices in high- and low-arched individuals during walking. **Clinical Biomechanics**, v.23, n.10, p.1287-1293, 2008.
48. Winter, D.A. **Biomechanics and motor control of human movement**. Hoboken: Wiley and Sons, 2005.
49. SINCLAIR, J.; TAYLOR, P. J.; EDMUNDSON, C. J.; BROOKS, D.; HOBBS SJ. Influence of the helical and six available Cardan sequences on 3D ankle joint kinematic parameters. **Sports Biomechanics**, v.11, n.3, p. 430-7, set. 2012.
50. SCOTT, S. H.; WINTER, D. A. Talocrural and talocalcaneal joint kinematics and kinetics during the stance phase of walking. **Journal of Biomechanics**, v.24, n.8, p.743-52, 1991.
51. DUVAL, K.; LAM, T.; SANDERSON, D. The mechanical relationship between the rearfoot, pelvis and low back. **Gait & Posture**, v.32, n.4, p.637-640, set. 2010.

52. RUETERBORIES, J.; SPAICH, E. G.; LARSEN, B.; ANDERSEN, O. K. Methods for gait event detection and analysis in ambulatory systems. **Medical Engineering & Physics**, v.32, n.6. p.545-552, jul. 2010.
53. PORTNEY, L. G.; WATKINS, M. P. **Foundations of Clinical Research: applications to practice**. 3 ed. Upper Saddle River: Prentice-Hall, 2000.
54. GAROFALO, P.; CUTTI, A. G.; FILIPPI, M. V.; CAVAZZA, S.; FERRARI, A; CAPPELLO, A.; DAVALLI, A. Inter-operator reliability and prediction bands of a novel protocol to measure the coordinated movements of shoulder-girdle and humerus in clinical settings. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v.47, n.5, p.475-86, 2009.
55. STASZKIEWICZ, R.; CHWALA, W.; FORCZEK, W.; LASKA, J. Three-dimensional analysis of the pelvic and hip mobility during gait on a treadmill and on the ground. **Acta of Bioengineering and Biomechanics**, v.14, n.2, p.83-9, 2012.
56. LEITE, D. X.; VIEIRA, J. M.; CARVALHAIS, V. O; ARAÚJO, V. L.; SILVA, P. L.; FONSECA, S. T. Relationship between joint passive stiffness and hip lateral rotator concentric torque. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v.16, n.5, p. 414-21, 2012.

APÊNDICE

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE)

Título do estudo: MAGNITUDE DE PRONAÇÃO DO PÉ AFETA MOVIMENTO PÉLVICO NA FASE DE RESPOSTA À CARGA DA MARCHA

Prezado participante, obrigado pelo seu interesse neste estudo. O nosso objetivo é avaliar se o aumento da pronação (a forma como você pisa durante a caminhada) é um mecanismo biomecânico associado a alterações no movimento da pelve durante a caminhada que podem sobrecarregar a região lombo-pélvica e gerar dor.

Para realizar esta pesquisa, nós precisamos que você dê o seu consentimento, concordando em participar do estudo. Após a obtenção do seu consentimento, você será encaminhado ao laboratório de CEMECH situado na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais para ser avaliado. Inicialmente, você irá deitar de forma confortável e relaxada sobre uma maca, os movimentos do seu quadril e do seu tornozelo, assim como o alinhamento do seu pé serão avaliados. Além disso, seu peso corporal e sua altura também serão medidos. Em seguida, marcadores serão fixados em algumas partes do seu corpo: pelve, perna e pés. Estes marcadores são necessários para que possamos avaliar o seu movimento. Posteriormente, você será solicitado a colocar um par de tênis com diferentes palmilhas e irá andar sobre uma esteira elétrica a uma determinada velocidade. Com cada par de palmilha, você irá andar na esteira durante o tempo que achar necessário para se “acostumar” em cada condição de teste. Você deverá usar 2 pares de palmilhas. Para participar do estudo, você terá que comparecer apenas uma vez no laboratório e o tempo estimado para sua participação é de 150 minutos.

A realização desta pesquisa não oferece riscos. Os testes são simples, não induzem a nenhum constrangimento. Caso você sinta qualquer desconforto após ter andado na esteira você poderá solicitar aos fisioterapeutas, pesquisadores do projeto, que utilize recursos fisioterapêutico para alívio. Ressaltamos que a sua participação neste projeto é inteiramente voluntária e você não receberá compensação financeira ou terá qualquer tipo de despesa participando do estudo. Se for do seu interesse, será oferecido um lanche durante as avaliações.

Após o término da avaliação, você poderá discutir com os pesquisadores os resultados obtidos. Esses resultados do estudo nos ajudarão a compreender melhor e identificar quais os fatores estão associados às alterações de marcha. Além disso, essas informações poderão ajudar os profissionais da área de saúde a elaborarem intervenções direcionadas a melhora do desempenho da marcha em indivíduos com dor lombo-pélvica.

É importante ressaltar que você é livre para consentir na participação ou no abandono do estudo a qualquer momento. Você poderá obter qualquer informação sobre este estudo com os investigadores deste projeto ou no Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG. Os telefones encontram-se listados abaixo. Estaremos a sua disposição para responder perguntas ou prestar esclarecimentos sobre o andamento do trabalho.

Caso você concorde com a sua participação no estudo, por favor, assine no espaço indicado abaixo.

Agradecemos a sua colaboração,

Atenciosamente,

Joana Ferreira Hornestam

Aluna de mestrado em Ciências da Reabilitação - UFMG

Profª Drª Paula Lanna Pereira da Silva

Orientadora e coordenadora do projeto de pesquisa

CONSENTIMENTO

Eu, _____, declaro que li e entendi as informações contidas acima e todas as minhas dúvidas foram esclarecidas. Concordo com a minha participação neste estudo e recebi uma cópia deste formulário de consentimento.

Assinatura do voluntário/data

Telefones para Contato:

- Profª. Drª. Paula Lanna P. Silva, Departamento de Fisioterapia da UFMG, telefone: 34097405
- Joana Ferreira Hornestam, Mestranda em Ciências da Reabilitação da UFMG, telefone: 8600-0301

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 Telefone: (31) 3409-4592 Email:coep@prpq.ufmg.br