

Filipe Herlon Cabral de Freitas
Karina Mourão Madureira Rocha

**EFEITOS DA PRONAÇÃO AUMENTADA SOBRE A BIOMECÂNICA DE
MEMBROS INFERIORES NO PLANO SAGITAL**

Belo Horizonte
Universidade Federal de Minas Gerais
2017

Filipe Herlon Cabral de Freitas
Karina Mourão Madureira Rocha

**EFEITOS DA PRONAÇÃO AUMENTADA SOBRE A BIOMECÂNICA DE
MEMBROS INFERIORES NO PLANO SAGITAL**

Monografia apresentada ao Curso de Graduação em Educação Física da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Bacharel em Fisioterapia.

Orientador: Prof. Dr. Renan Alves Resende

Co-orientador: Prof. Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca

Belo Horizonte
Universidade Federal de Minas Gerais
2017

RESUMO

Introdução: Durante a fase de apoio da marcha, o pé possui duas funções principais, auxiliar na absorção de carga durante fase inicial do apoio e atuar como uma alavanca rígida para auxiliar durante a impulsão do membro a frente durante a fase final do apoio. Para realizar essas ações, o pé pode pronar para auxiliar na absorção de carga e supinar para atuar como uma alavanca rígida durante a fase de impulsão. O aumento da pronação do pé pode comprometer a sua função como alavanca rígida durante a fase final de apoio, e assim comprometer o momento interno de flexão plantar de tornozelo, o que pode sobrecarregar o joelho e o quadril. Apesar de a pronação ser um movimento triplanar, a maior parte dos estudos prévios investigou os efeitos do aumento da pronação apenas nos planos frontal e transversal. Dessa forma, o objetivo deste estudo foi investigar a influência da pronação aumentada no deslocamento angular e momento interno de força de pé, tornozelo, joelho e quadril no plano sagital durante a fase de apoio da marcha.

Métodos: Dados cinemáticos e cinéticos de 22 participantes foram coletados enquanto eles caminhavam com sandálias planas, em um primeiro instante e, em um segundo instante, inclinada lateralmente no pé direito e plana no lado esquerdo. A sandália inclinada possui 10 graus de depressão na borda medial do antepé. Análise de componentes principais foi usada para comparar diferenças entre condições. Os dados cinéticos e cinemáticos foram analisados através do software Visual3D.

Resultados: A utilização de sandálias inclinadas aumentou a amplitude de movimento do antepé ($p < 0,001$; tamanho de efeito = 0,73) e a flexão plantar do tornozelo ($p < 0,001$; tamanho de efeito = 0,96), reduziu o momento interno de flexão plantar de tornozelo durante a fase de resposta à carga e apoio médio e atrasou o momento interno flexor plantar durante a fase de apoio terminal ($p < 0,001$; tamanho de efeito = 0,72) e reduziu a amplitude do momento interno de joelho ($p < 0,001$; tamanho de efeito = 0,76).

Discussão e Conclusão: As alterações encontradas foram: aumento da amplitude do movimento do antepé; no ângulo de flexão plantar; redução do momento de flexão plantar no apoio médio e terminal; atraso do momento de flexão plantar durante a impulsão e redução de amplitude de momento do joelho. Não houve alteração cinemática e/ou cinética do quadril. Os resultados do estudo mostraram que a pronação excessiva, por ser um movimento triplanar, provoca alterações cinemáticas e cinéticas no plano sagital no pé e tornozelo. Isso ocorre devido ao aumento de flexibilidade do pé durante a pronação. Além disso, a mudança da força de reação do solo pode ter resultado em modificações do momento do tornozelo e joelho.

Palavras-Chave: Pronação forçada. Plano sagital. Antepé varo. Momento de flexão plantar.

1 INTRODUÇÃO

Durante a fase de apoio da marcha, o pé oferece sustentação ao corpo, distribui cargas gravitacionais e inerciais (KIDDER, 1996), oferece adaptação ao solo durante a fase de resposta à carga e atua como uma alavanca rígida durante a fase de impulsão (BLACKWOOD, 2005). Para que isso aconteça, os eixos da mediotársica (BLACKWOOD 2005) e subtalar (MCPOIL, 1985) tornam-se oblíquos, o que resulta na movimentação em torno dos três planos cardinais. Desse modo, os eixos dessas articulações se tornam paralelos durante a eversão do retropé e oblíquos durante a inversão do retropé (BLACKWOOD, 2005). Dessa forma, a articulação mediotársica não está em seu ajuste máximo durante a fase de resposta à carga (COTE, 2005; NEELY, 1998), o que é associado à pronação da subtalar (TIBÉRIO, 1987; KHAMIS 2007) e resulta em maior flexibilidade do pé (KHAMIS, 2007). O aumento dessa flexibilidade contribui para a adaptação do pé em diferentes terrenos (KHAMIS, 2015), e conseqüentemente, para a absorção da força de reação ao solo (JOHANSON, 1994; KHAMIS, 2007). As articulações mediotársica (COTE, 2005) e subtalar (NELLY, 1998) estão em ajuste máximo durante o apoio médio e terminal em decorrência da supinação do pé, o que reduz a flexibilidade do pé e contribui para que o pé se torne uma alavanca rígida durante a impulsão (COTE, 2005; NELLY, 1998; DICHARRY, 2010). Porém, quando a pronação ocorre durante o apoio médio e terminal, (JOHANSON, 1994), o conseqüente aumento da sua flexibilidade pode comprometer a sua função como alavanca rígida durante essas fases. O comprometimento da função do pé como alavanca rígida pode reduzir a capacidade de geração do momento interno do tríceps sural e conseqüentemente reduzir o momento interno flexor plantar do tornozelo durante a fase de impulsão da marcha.

Os flexores plantares são os responsáveis pela dissipação de energia vinda da perna e coxa, e transferem essa energia para os segmentos do tronco e membros superiores (SIEGEL, 2004). Devido a isso, o momento gerado no tornozelo durante o apoio médio e terminal cria uma aceleração horizontal e vertical do tronco e membros superiores, o que pode sugerir aumento de energia potencial ou de energia cinética translacional (SIEGEL 2004). Momento de flexores plantares reduzido tem sido observado em vários pacientes e acredita-se que essas

limitações podem levar a desvios de marcha (MUELLER, 1995). Um estudo observou uma redução do pico de momento do tornozelo em indivíduos com diabetes mellitus e neuropatias periféricas. Acredita-se que essa diminuição do pico de momento possa ter resultado em uma menor velocidade de marcha, e menor comprimento de passada (MUELLER, 1994). Além disso, o momento interno do tornozelo participa do conjunto de forças para estabilização dos membros inferiores durante a fase de apoio da marcha, uma somatória dos momentos de flexão plantar do tornozelo, extensão de joelho e de quadril necessária para impedir a queda brusca do membro inferior durante a marcha (WINTER, 1980). Durante o apoio médio e terminal, o momento de flexão plantar do tornozelo contribui com a maior parte do suporte dos membros inferiores (MUELLER, 1995), o que faz com que ele seja o principal contribuinte nessas fases (WINTER 1980). Isso ocorre com ênfase no apoio médio e terminal, onde a contribuição do tornozelo é maior do que as outras articulações (WINTER, 1980; MUELLER, 1995). Visto a importância do momento de flexão plantar do tornozelo, é necessário investigar se a pronação aumentada os reduziria.

Devido a uma possível redução do momento interno de flexão plantar de tornozelo que o aumento da pronação pode causar, é possível que ocorra aumento compensatório dos momentos internos de flexão do quadril e joelho durante a fase de impulsão. Logo, uma sobrecarga pode ocorrer nessas articulações, já que o momento gerado pelo tornozelo corresponde a maior parte do trabalho mecânico da impulsão (NEPTUNE, 2001). Nadeau *et al.*, (1999) verificaram que indivíduos com acidente vascular encefálico e fraqueza de flexores plantares que utilizaram os flexores do quadril andaram mais rápido do que os que não os utilizaram. Uma compensação similar pode acontecer em indivíduos saudáveis caso, haja uma redução do momento de flexão plantar durante uma pronação excessiva da marcha.

Além de investigar alterações cinéticas, é importante verificar as mudanças cinemáticas do membro inferior. A rotação interna do membro inferior causada pela pronação (DICHARRY, 2010) também tem sido associada com condições patológicas no quadril que causam dor, além de fragilidade na região do trocânter e prótese total do quadril (GROSS, 2007). Isso pode ocorrer devido ao acoplamento da pronação com a rotação interna do membro inferior que leva ao tensionamento dos músculos rotadores laterais do quadril e a aproximação da cabeça do fêmur com o acetábulo. Além disso, a pronação excessiva pode levar a um aumento da

flexão de quadril em cadeia cinemática fechada, o que pode prejudicar a extensão completa do quadril que é necessária no apoio terminal da marcha (GODGES, 1989), o que pode reduzir o comprimento do passo, pois ocorre um início precoce do pré-balanço.

A pronação excessiva pode ocorrer devido a diversos fatores como retropé varo (POWERS, 1995; TIBERIO, 1988), antepé varo (JOHANSON, 1994; BROWN, 1987 TIBERIO, 1988), tibia vara (TIBERIO, 1987), torção tibial externa (TIBERIO 1987) e hiper mobilidade de primeiro raio (SOUZA, 2009). Entre essas causas, o antepé varo é uma deformidade óssea, no qual o alinhamento do antepé em relação ao retropé no plano frontal é anormal (TIBERIO, 1988) e ocorre uma elevação da borda medial do antepé, quando comparada a borda lateral (TIBERIO, 1988). Por isso, essa deformidade requer a pronação da subtalar para que o lado medial do antepé permaneça em contato com o solo (BROWN, 1987) e aceite o peso do corpo (GLASOE, 2000). Seguindo esse raciocínio, estudos verificaram os efeitos da utilização de uma sandália que simulasse um antepé varo por meio de uma depressão medial do antepé durante a marcha no plano frontal (RESENDE, 2015; SOUZA 2009). Por meio deles, observou-se que a utilização do calçado levou a um aumento de eversão do retropé e rotação interna da perna e do quadril durante a fase de apoio da marcha (RESENDE, 2015; SOUZA, 2009).

Desse modo, o presente estudo se propôs a verificar os efeitos da pronação aumentada sobre a cinemática e cinética dos membros inferiores no plano sagital (flexão plantar/dorsiflexão; flexão/extensão de quadril e joelho) durante a fase de apoio na marcha. Isso pode acarretar em maior conhecimento sobre essa alteração de movimento durante a marcha e sua influência durante a impulsão. Nós hipotetizamos que a pronação prolongada do pé aumentará a flexão plantar do antepé e retropé, reduzindo a flexão plantar do tornozelo e aumentando os momentos de flexão do joelho e do quadril durante a fase de apoio da marcha.

1.1 Objetivos

O objetivo deste estudo foi verificar o efeito da pronação unilateralmente aumentada sobre a cinemática e cinética de tornozelo, joelho e quadril, no plano sagital, durante a fase de apoio da marcha.

2 MÉTODOS

2.1 Amostra

Um estudo do tipo medidas repetidas foi realizado em Ontário, Canadá com 22 sujeitos saudáveis (10 mulheres e 12 homens) com idade de $25 \pm 4,5$ anos; massa $71,7 \pm 11,3$ kg e altura $1,75 \pm 0,08$ m. Os critérios de inclusão foram ter entre 20 e 40 anos de idade; não ter realizado cirurgia ou não ter apresentado lesões em membros inferiores ou no complexo lombo-pélvico durante o último ano. O critério de exclusão foi o relato de qualquer desconforto durante a realização dos procedimentos. Todos os participantes assinaram um termo de consentimento aprovado pelo Comitê de Ética (6007495) da Queen's University, Canadá. Para o recrutamento dos voluntários, foram selecionados alunos de graduação e pós-graduação.

2.2 Procedimentos

Os voluntários desse estudo foram contactados via email ou telefone para verificação dos critérios de inclusão e marcação de uma data para realização da coleta, caso o participante pudesse participar. Os voluntários foram convidados a ler e assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndice I) ao entrar no laboratório. Logo após suas assinaturas, o histórico de cirurgia e lesões foi questionado novamente aos participantes. Camisetas e shorts foram disponibilizados para utilização das coletas de dados. A massa e o peso corporal de cada indivíduo foram obtidos antes da realização da captura de dados de marcha. O local de realização das coletas foi Human Mobility Research Laboratory, que se encontra no interior do Hotel Dieu Hospital, em Kingston, Ontário, Canadá.

Posteriormente, os dados cinemáticos foram adquiridos por 12 câmeras de um sistema de análise de movimento tridimensional (Oqus4, Qualisys, Gothenburg,

Suécia) e seis plataformas de força (Custom BP model, AMTI, Massachusetts, USA) posicionadas em linha e sincronizadas com o sistema de análise de movimento. Os dados foram adquiridos pelas câmeras com limite de frequência até 200 Hz, para os dados cinemáticos, assim como as plataformas de força, que obtiveram as forças de reação do solo com a frequência de 1000 Hz, para os dados cinéticos. Os dados cinéticos foram re-amostrados os dados para 200 Hz, para parametrização, a fim de comparar os dados cinemáticos e cinéticos.

Marcadores anatômicos e clusteres de rastreamento (Figura 1a e 1b, vista em RESENDE, 2016) foram colocados para que as coordenadas do corpo pudessem ser identificadas com o indivíduo em postura ortostática. Neste estudo, foi utilizado o modelo modificado de Oxford (CAPPOZO, 1995) para colocação de marcas anatômicas no pé, pelve, coxa e perna. Este modelo foi usado em ambos os pés para a coleta dos dados cinéticos, mas para os dados cinemáticos foi usado o modelo de pé multisegmentado (WRIGHT, 2011). Para o processamento dos dados cinéticos e cinemáticos sincronizados, o software selecionado foi o Visual 3D (C-motion, Inc., Rockville, USA). Foi utilizado o algoritmo desenvolvido por Schwartz e Rozumalski (2005) para o cálculo do centro da articulação do quadril e um ensaio com flexão / extensão do quadril, adução / abdução e circundução foi realizado para sua realização.

As coletas de postura ortostática e de marcha foram realizadas com duas condições de calçados, como visto em estudos prévios (RESENDE, 2016):

- 1) Controle: Sandálias planas foram utilizadas nos dois membros.
- 2) Lado ipsilateral com sandália inclinada: Sandália plana era utilizada no lado esquerdo e uma sandália inclinada era utilizada no lado direito.

O posicionamento dos clusteres na pelve (Pelvis), coxa (Thigh), Perna (Shank) e retopé (Rearfoot) e sistema de coordenadas utilizado, seguiu protocolos de estudos prévios (RESENDE, 2015).

A segunda condição foi baseada no calçado utilizado no estudo de Souza *et al.*, 2009. Uma depressão de 10° do lado medial da sandália foi adotada. O lado medial mais baixo que o lateral possibilita a simulação dos efeitos do ante-pé em varo. Um estudo relacionou o alinhamento do segmento com a pronação temporal (SOUZA, 2009) e espacial durante a marcha. Foram disponibilizados dois tamanhos de sandália para cada condição com as dimensões especificadas em estudo prévio (Resende, 2016, figuras 1c e 1d) O solado das sandálias foi composto por espuma

vinílica acetinada de alta intensidade e Velcro[®] foram posicionados nas alças de modo a manter os pés dos sujeitos em contato com o calçado. A figura 1d vista em Resende, 2016 mostra a sandália plana utilizada nos dois pés para a primeira condição e no pé esquerdo com solado plano grosso. A espessura utilizada para esse modelo foi de 2,7 e 3,0 cm, largura de 10,5 e 12,2 cm nos tamanhos pequeno e grande, respectivamente. O modelo de sandália inclinada utilizada no pé direito na condição 2 apresentava inclinação, que resultava em uma depressão medial de 10° na altura das cabeças metatarsais. Para o apoio do retropé, a sandália foi confeccionada com comprimento de 8,3 cm e 10,4 cm, já o comprimento para o retropé foi de 2,7 e 3,0 para sandálias pequenas e grandes, respectivamente. A inclinação foi utilizada apenas no antepé pelo fato de que essa influencia a magnitude e duração da pronação durante a fase de apoio da marcha (Monaghan, 2013). Um estudo envolvendo idosos da amostra de coorte de osteoartrite de Framingham, demonstrou que o ângulo médio de antepé varo foi de 9,9°. Devido a esse fato, a inclinação de 10° foi escolhida (GROSS, 2007).

A ordem em que as condições foram utilizadas foi randomizada. Os sujeitos andaram por um minuto para a familiarização com as sandálias empregadas durante a coleta de dados. Seis ensaios foram realizados e gravados onde os sujeitos caminharam 15 metros, em uma velocidade auto selecionada. Não foi ofertado um período de descanso entre condições para os voluntários.

2.3 Redução dos dados

Dados cinemáticos e cinéticos foram processados pelo Visual 3D (C-motion, Inc., Rockville, USA). Filtros passa-baixa quarta ordem Butterworth foram utilizado com frequência de corte de 6 Hz para dados cinemáticos e 18 Hz para dados cinéticos. Apenas a fase de apoio, representada pelo contato inicial até a liberação dos dedos, foi utilizada. Esses eventos da marcha foram determinados pela utilização da força de reação ao solo vertical com limite de 20 N. Os dados cinemáticos utilizados foram: 1) angulação da dorsiflexão-flexão plantar no antepé em relação ao retropé (eixo médio lateral); 2) angulação da dorsiflexão-flexão plantar da talocrural, representado pelo movimento do retropé em relação à perna

(eixo médio-lateral); 3) angulação da flexão-extensão do joelho, representado pelo movimento da perna em relação à coxa (eixo médio-lateral); 4) angulação de flexão-extensão do quadril, representado pela movimentação da coxa em relação à pelve. Os dados cinéticos incluíram: 1) momento de dorsiflexão-flexão plantar do tornozelo; 2) momento de flexão-extensão do joelho; 3) momento de flexão-extensão do quadril. Dados cinemáticos e cinéticos foram calculados baseados na sequência de Cardan-flexão/extensão; abdução/adução; rotação interna/rotação externa (KADABA, 1990). Dinâmica inversa foi utilizada para calcular momentos articulares normalizados pela massa corporal (kg), reportados em Nm/kg. As variáveis obtidas referentes à marcha foram normalizadas em 101 pontos, um para cada fase da marcha.

2.4 Análise dos dados

2.4.1 Análise de Componentes Principais (ACP)

Ao extrair variáveis discretas de séries temporais, ocorrem as seguintes limitações: i) perda de informação temporal, ii) severa redução de dados, iii) redundância entre as variáveis discretas extraídas e iv) dificuldade para definir o parâmetro a extrair. Portanto, escolhemos ACP, uma vez que é a escolha recomendada como um primeiro passo para a redução de dados de gráficos em forma de onda de marcha (CHAU, 2001), sem perda de informações temporais, o que gera componentes e pontuações independentes (DELUZIO, 2014), que foram utilizados para os testes de hipóteses deste estudo.

O PCA foi realizado em 10 matrizes de dados separadas de 24 x 101 (22 sujeitos x 2 condições x 101 pontos de tempo por fase de apoio). Os dados relacionados a cada medida m foram organizados em uma matriz $n \times p \times X_m$. Cada linha na matriz X_m representou uma série temporal m para cada participante de cada condição. Cada coluna representou as amostras de tempo de medida m num instante particular para todos os participantes em ambas as condições. Os procedimentos para calcular os vetores de carga dos componentes principais (CPs)

foram previamente descritos (DELUZIO, 2007; KIRKWOOD, 2011). Os CPs foram extraídos de forma hierárquica com base na quantidade de variação que explicavam (RESENDE, 2016). Um critério de 90% de variância explicada foi utilizado para determinar o número de CPs a serem retidos para análise de dados (RESENDE, 2015).

2.4.2 Análise estatística e interpretação dos escores CP

As pontuações dos CPs retidos para análise foram testadas para distribuição normal, utilizando o teste de Shapiro-Wilk e depois comparadas entre as condições utilizando testes t dependentes (para os resultados normalmente distribuídos) e Wilcoxon (para testes com distribuição não normal). A significância foi estabelecida em $\alpha = 0,05$. Os tamanhos de efeito (isto é, o valor r) das comparações com diferenças estatisticamente significativas foram também calculados da seguinte forma: se t foi utilizado, $r = \sqrt{t^2 / (t^2 + d_f)}$ em que t é o *t-valor* e d_f é o grau de liberdade; Se foi utilizado o teste Wilcoxon assinado-rank, $r = z / \sqrt{N}$, em que z é o escore z (Field, 2006).

Foi utilizado o método de reconstrução de componente único para interpretar as diferenças entre as condições nos escores de CP (BRANDON, 2013). Este método teve três etapas e isola o padrão de variância capturado pelo CP específico onde as condições divergiram. Primeiro, as formas de onda que representam o controle e o padrão de variância da condição inclinada no CP específico foram plotadas no mesmo gráfico (FIGURA 2). Os gráficos em formas de onda que representam o controle e a condição inclinada correspondem a um valor alto ou baixo da pontuação do CP, dependendo da condição que tinha pontuações mais elevadas ou mais baixas nesse CP específico. Estes gráficos em formas de onda foram calculadas pela primeira multiplicação de um desvio padrão das correspondentes pontuações de PC pelo vetor de carregamento de CP e, em seguida, adição (alta) ou subtração (baixa) do produto resultante à forma de onda média da amostra (BRANDON, 2013). O segundo passo, foi definir as porções da fase de postura que mais contribuiriam para a característica biomecânica captada pelo CP específico e, conseqüentemente, as diferenças entre as condições, com

base nas porções da fase de postura que apresentaram maior magnitude do vetor de carga do CP Linhas tracejadas e áreas sombreadas na Figura 2) (BRANDON, 2013), uma vez que esses coeficientes foram combinados linearmente com as amostras de tempo das formas de onda originais para calcular as pontuações de CP. Porções da fase de postura com magnitude do vetor de carga igual ou maior que a metade do vetor de carga máximo para aquele CP específico foram sombreadas. Em terceiro lugar, as diferenças entre as formas de onda que representam o controle e as condições inclinadas nas áreas sombreadas nos gráficos foram analisadas para interpretar o significado das diferenças entre as condições nos escores CP.

3 RESULTADOS

3.1 Artigo desenvolvido

The effects of increased foot pronation on the biomechanics of the lower limb joints in the sagittal plane during gait

Abstract

Introduction: Increased and prolonged foot pronation may compromise ankle plantarflexion moment during the stance phase of gait, which may overload the knee and hip joints. This study investigated the influence of increased foot pronation on lower limb kinematics and kinetics in the sagittal plane during gait.

Methods: Kinematic and kinetic data of 22 participants were collected, while they walked wearing flat and laterally wedged sandals. Principal component analysis was used to compare differences between the conditions.

Results: Wearing the wedged sandal increased forefoot range of motion ($p < 0.001$; effect size = 0.73); ankle plantar flexion ($p < 0.001$; effect size = 0.96); reduced and delayed ankle plantarflexion moment ($p < 0.001$; effect size = 0.72); and reduced knee moment range ($p < 0.001$; effect size = 0.76).

Conclusions: These findings might be explained by the fact that foot pronation increases flexibility of foot segments and compromises foot lever arm function during late stance. Moreover, the increased rearfoot plantarflexion angle might have affected the relationship between the ground reaction force and muscles that involve a knee joint and consequently contributed to the reduced knee range of moment.

1. Introduction

During the loading response phase of gait, the foot is more flexible (Khamis, 2007), because foot pronation places the midtarsal joint in its loose-packed position (Cote, 2005; Neely, 1998; Tibério, 1987; Khamis 2007). This increased foot

flexibility contributes to absorption of the ground reaction forces and increases foot adaptability to different ground surfaces during early stance (Johanson, 1994; Khamis, 2007). On the other hand, during terminal stance and push-off phases, the subtalar (Nelly, 1998) and midtarsal joints (Cote, 2005) are locked due to foot supination, which reduces foot flexibility and, consequently, contributes to their lever arm function during these phases (Cote, 2005; Nelly, 1998; Dicharry, 2010). Therefore, if foot pronates, instead of supinates, during late stance (Johanson, 1994), the resulting increase in foot flexibility may compromise its lever arm function and, consequently, reduces the capacity of the triceps surae muscle to generate torque. Considering that torque generated by the triceps surae is the main responsible for the ankle internal plantarflexion moment, it is possible that foot pronation during late stance might compromise ankle moments.

Foot pronation during late stance, or prolonged foot pronation, also influences knee and hip kinematics. For example, Resende et al. (2015) demonstrated that prolonged foot pronation increase knee and hip internal rotation, which might help to explain the relationships between foot pronation and knee osteoarthritis (Andriacchi, 2006) and hip conditions (Gross, 2007). However, although foot pronation is a three-dimensional movement, previous studies focused on the effects of prolonged foot pronation on the frontal and transverse planes of motion (Resende, 2015; Souza, 2009). Considering that prolonged foot pronation may reduce ankle plantarflexion moment during late stance, it is possible that it also contributes to increased internal knee and hip flexion moments, as compensatory mechanisms for the reduced ankle plantarflexion, in order to maintain gait speed. In the long-term, these increased knee and hip moments may overload these joints and, consequently, leads to the development of lower limb injuries.

The purpose of this study was to investigate the effects of prolonged foot pronation on the forefoot, ankle, knee and hip angular displacements and internal moments in the sagittal plane during the stance phase of gait. We hypothesized that prolonged foot pronation will increase forefoot and rearfoot plantarflexion, reduce ankle plantarflexion moment and increase knee and hip flexion moments during the stance phase of gait.

2. Methods

2.1 Participants

Twenty-two healthy subjects (10 women e 12 men), who had a mean age of 25 ± 4.5 years, body mass of 71.7 ± 11.3 kg, and height of 1.75 ± 0.08 m, participated in this study. Participants were eligible if the following inclusion criteria were met: not having undergone surgery on the lower limbs or pelvic-lumbar complex over the last year and aged between 20 and 40 years. All participants signed a consent form approved by the University's Ethical Research Committee (6007495).

2.2. Procedures

The participants were contacted via email or telephone, to check if all inclusion criteria were met and, after agreement, data collection was scheduled. At the beginning of data collection, the participants were invited to read and sign the consent form. Then, we measured the body masses and heights of the participants. Posteriorly, we collected gait data using a 12-camera motion analysis system (Oqus 4, Qualisys, Gothenburg, Sweden), which were synchronized with six force platforms (Custom BP model, AMTI, Massachusetts, USA). A marker set was used to determine the coordinate systems of the pelvis, thighs and shanks (Capozzo, 1995), using the data obtained with the participant wearing a pair of flat sandals in orthostatism. This marker set was also used on both feet for kinetics, but forefoot and rearfoot kinematics were computed using a multisegment foot model (Wright, 2011). A trial with hip flexion/extension, adduction/abduction and circumduction was performed to calculate the hip joint center based on the algorithm developed by Schwartz and Rozumalski (2005).

The data was collected during gait in two conditions, following methods described elsewhere (Resende et al., 2015). These conditions were the control condition and inclined condition. The subject wore flat sandals on both feet and the subject wore a flat sandal on the left foot and a wedged sandal on the right foot respectively.

The wedged sandals were flat at the rearfoot and 10° laterally wedged (medially depressed) under the forefoot, which has been shown to affect the duration and amplitude of subtalar pronation during walking (Monaghan et al., 2013; Resende

et al., 2015). Two sizes of sandals for each condition, with the specific dimensions described in a previous study (Resende et al., 2015), were used in this study. The sandals' soles were made of high-density ethylene vinyl acetate and were attached to the participants' feet with Velcro®.

The order of data collection in both conditions was randomized. Before starting data collection, the participants walked for one minute to familiarize with the sandals. A total of six trials per condition, in which the subjects walked for 15 meters at a self-selected speed, were recorded.

2.3. Data reduction

Kinetic and kinematic data were processed using the Visual 3D (C-motion, Inc., Rockville, USA). Kinematic and force data were filtered using a low-pass fourth order Butterworth filter with a cut-off frequency set at 6 Hz for the kinematic data and 18 Hz for the kinetic data. Only the stance phase was analyzed. Heel contact and toe-off was automatically determined using the vertical ground reaction force with a threshold of 20N. Gait kinematics included: 1) forefoot dorsiflexion-plantarflexion, with respect to the rearfoot (medio-lateral axis); 2) rearfoot dorsiflexion-plantar flexion, represented by the motion of the rearfoot relative to the shank (medio-lateral axis); 3) knee flexion-extension, represented by the motion of shank relative to the thigh (medio-lateral axis), 4) hip flexion-extension, represented by the motion of thigh relative to the pelvis (medio-lateral axis). Kinetic data included: dorsiflexion-plantar flexion moments of the ankle, flexion-extension moments of the knee, and flexion-extension moments of the hip. Kinematic and kinetic data were calculated based on the Cardan flexion/extension, abduction/adduction, internal/external rotation sequence (Kadaba, 1990). Joint moments were calculated using the inverse dynamic procedures, normalized to body mass (kg), and reported in Nm/kg. Internal moments were reported along the text. All of the gait variables were normalized to 101 points, one for each percentage of the stance phase.

2.4. Data analysis

Principal Component Analysis (PCA)

The extraction of discrete variables from temporal series has the following limitations: i) loss of temporal information; ii) severe data reduction; iii) redundancy between the extracted discrete variables; and iv) difficulty to define the parameter to be extracted. Therefore, we chose the PCA, since it is the recommended method as a first step for gait waveform data reduction (Chau, 2001), without loss of temporal information, which generates independent principal components and scores (Deluzio, 2014), that were used for the hypothesis tests of this study.

The PCA was performed in seven separate 24 x 101 data matrices (22 subjects x 2 conditions x 101 time points per stance phase). Data related to each measure m were organized in an $n \times p$ matrix X_m . Each row in the matrix X_m represented a temporal series m for each participant on each condition. Each column represented the time samples of the measure m at one particular instant of gait for all participants on both conditions. The procedures to compute the principal component (PC) loading vectors have been described elsewhere (Deluzio, 2007; Kirkwood, 2011). The PCs were extracted in a hierarchical fashion, based on the amount of variation that they explained (Resende, 2016). A criterion of 90% of explained variance was used to determine the number of PCs to be retained for data analyses (Resende, 2015).

Statistical analysis and interpretation of the PC-scores

The scores of the PCs, which were retained for analyses, were tested for normal distribution using the Shapiro-Wilk tests, and then compared between the conditions, using dependent t -tests (for normally distributed scores) and Wilcoxon signed-rank test (for non-normally distributed scores). The significance was set at $= 0.05$. The effect sizes (i.e. r -value) of the comparisons that showed statistically significant differences were also calculated.

The method of single component reconstruction was used to interpret the differences between the conditions in PC-scores (Brandon, 2013). This method isolates the pattern of variance captured by the specific PC where the conditions differed, and followed three steps. First, the waveforms, representing the control and the inclined condition patterns of variance on the specific PC, were plotted in the same graph (Fig. 2). The waveforms representing the control and the inclined conditions correspond to high or low PC-score values, depending on which condition

had higher or lower scores on that specific PC. These waveforms were calculated by first multiplying one standard deviation of the corresponding PC-scores by the PC loading vector and then adding (high) or subtracting (low) the resulting product to the sample mean waveform (Brandon, 2013). Second, the portions of the stance phase, that mostly contributed to the biomechanical feature captured by the specific PC, and consequently, to the differences between the conditions, were defined based on the portions of the stance phase that had greater PC loading vector magnitudes (defined by vertical dashed lines and shaded areas in Fig. 2) (Brandon, 2013), since these coefficients were linearly combined to the original waveforms time samples to calculate the PC-scores. Portions of the stance phase with loading vector magnitude equal or greater than half of the maximum loading vector for that specific PC were shaded. Third, the differences between the waveforms, representing the control and the inclined conditions on the shaded areas in the graphs, were analyzed to interpret the meaning of the differences in the PC-scores between the conditions.

3. RESULTS

3.1. Gait variables

Walking speeds for the control and inclined conditions were 1.44 m/s (SD 0.15) and 1.45 m/s (SD 0.16), respectively, and this difference was not statistically significant ($p = 0.69$). In addition, wearing the wedged sandal increased forefoot eversion by 5.27° (SD 0.42) during stance phase, when compared to the flat sandals ($p < 0.001$). These results confirm that the inclined condition was able to induce foot pronation, in order to test the hypothesis of this study.

The comparisons of the PC scores between the control and inclined conditions demonstrated that four PCs had different PC-scores between conditions, and these results are described in Table 1. There were no differences in the knee and hip kinematics and in the hip moment between the conditions. The loading vectors of these PCs and the temporal series representing the pattern of variance of the control and inclined conditions, either high (+1SD) or low (-1SD) PC-scores, depending on the control and inclined conditions' mean score, are represented in Fig. 1. In summary, the inclined condition increased forefoot range of motion (Fig. 1A) and rearfoot plantarflexion (Fig. 1B) during the stance phase, reduced ankle

plantarflexion moment during mid and terminal stance phases, delayed ankle plantarflexion moment during push-off (Fig. 1C) and reduced range of knee moment throughout stance phase (Fig. 1D). No changes were found at the hip joint.

4. DISCUSSION

This study investigated the effects of induced foot pronation on the foot, ankle, knee and hip angular displacement and internal moments in the sagittal plane during the stance phase of gait. The results showed that wedged sandal increased forefoot range of motion in the sagittal plane and rearfoot plantarflexion angle during the stance phase. In addition, the wedged sandal reduced rearfoot plantarflexion moment during mid and terminal stance phases, delayed ankle plantarflexion moment during push-off, and reduced knee range of moment during stance phase. There were no effects on the hip joint. These findings may be explained by the fact that foot pronation increases flexibility of the foot segments and compromises foot lever arm function during late stance, allowing increased forefoot range of motion and reducing ankle plantarflexion moment and knee range of moment during the stance phase.

The increased forefoot range of motion may be explained by the fact that increased foot pronation increases flexibility between the foot segments (Bolgia, 2004). Therefore, as the foot center of pressure is displaced anteriorly from the rearfoot to the forefoot during the loading response and midstance phases, the increased foot flexibility caused by the increased foot pronation allowed the forefoot to plantarflex relatively to the rearfoot, which contributed to the increased forefoot range of motion during the inclined condition. In addition, the increased forefoot plantarflexion could have been a strategy implemented by the participants, to fully contact the forefoot on the ground, while wearing the wedged sandals, since only the anterior part of the sandal was medially depressed . the rearfoot was flat. During late stance, as the rearfoot is off the ground and the load is on the forefoot, increased foot flexibility due to increased foot pronation could have allowed increased magnitude of forefoot dorsiflexion before the forefoot left the ground. Increased forefoot range of motion in the sagittal plane, especially dorsiflexion, is associated with changes in the height of the medial longitudinal arch, which is stabilized by the foot plantar fascia (Tweed, 2009). Therefore, increased forefoot

range of motion overstretch foot plantar fascia and, consequently, contribute to the development of plantar fasciitis, which, however, needs future scientific scrutiny.

The increased rearfoot plantarflexion, or reduced rearfoot dorsiflexion, may have been a strategy implemented to allow contact of the entire foot on the ground during the inclined condition. In addition, it should be noted that talus plantarflexion is a component of foot pronation in closed kinetic chain, which might also help to explain the increased rearfoot plantarflexion, when the participants walked with the wedged sandal. Because the rearfoot was less dorsiflexed during mid and terminal stance phases, reduced ankle internal plantarflexion moments (e.g. soleus and gastrocnemius eccentric activation) were required to control the tibia anterior rolling, which may help to explain the reduced ankle moments caused by the wedged sandals during these phases. On the other hand, the delay in ankle plantarflexion moment during the inclined condition may be explained by the fact that increased foot pronation may compromise foot lever arm function during the push-off phase (Bolgia, 2004). Additionally, the increased rearfoot plantarflexion angle during late stance might have dynamically shortened the triceps surae, putting this muscle group in active insufficiency and, consequently, delaying ankle plantarflexion moment during the inclined condition. Although this delay did not affect step length and gait speed, it should be noted that the ankle is the main responsible for body impulsion during late stance (Neptune 2001). Therefore, this finding suggests that increased foot pronation could compromise triceps surae function during late stance in long term.

The reduced knee range of moment during the inclined condition should be related to the fact that the gastrocnemius muscle also crosses the knee. Therefore, the compromised gastrocnemius function, due to increased foot pronation and rearfoot plantarflexion, may have also reduced the knee flexion moment generated by this muscle (Robon, 2000). In addition, during the loading response phase, the reduced rearfoot dorsiflexion angle may have contributed to reduce the lever arm of the ground reaction force relatively to the knee in the sagittal plane, reducing the knee external flexion moment and, consequently, reducing the knee internal extension moment. The knee extension and flexion moments are responsible for absorbing and transferring the ground reaction force throughout the kinetic chain (Neptune 2001). Therefore, this reduced knee range of moment suggests that

increased foot pronation, may compromise part of knee function during the stance phase, such as energy absorption during the loading response phase.

This study investigated the immediate effects of induced foot pronation on the sagittal plane biomechanics during the stance phase of gait, which does not reflect long-term effects. In addition, increased foot pronation was induced by specific sandals, and, therefore, may not represent the effects of natural increased foot pronation, due to different structure and function factors, such as foot misalignments and reduced foot and hip strength or stiffness. However, we chose to artificially induce increased foot pronation, in order to evaluate the isolated effects of this dysfunction, which was possible by using a repeated measure design and would not have been possible, by comparing two groups of different individuals.

5. CONCLUSIONS

Induced increased foot pronation increased forefoot range of motion in the sagittal plane and rearfoot plantarflexion angle during the stance phase. In addition, increased foot pronation reduced rearfoot plantarflexion moment during mid and terminal stance phases, delayed ankle plantarflexion moment during push-off, and reduced knee range of moment during the stance phase. There were no effects on the hip joint kinematics and kinetics.

References

Andriacchi TP, Briant PL, Bevill SL, Koo S. Rotational Changes at the Knee after ACL Injury Cause Cartilage Thinning. *Clin Orthop Relat Res.* 2006;442(442):39. 44.
Gross KD, Niu J, Yu QZ, Felson DT, McLennan C, Hannan MT, et al. Varus foot alignment and hip conditions in older adults. *Arthritis Rheum.* 2007;56(9):2993. 8.

Brandon SCE, Graham RB, Almosnino S, Sadler EM, Stevenson JM, Deluzio KJ. Interpreting principal components in biomechanics: Representative extremes and single component reconstruction. *J Electromyogr Kinesiol* [Internet]. 2013;23(6):1304. 10. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2013.09.010>

Bolgia LA, Malone TR. Plantar Fasciitis and the Windlass Mechanism: A Biomechanical Link to Clinical Practice. *J Athl Train.* 2004;39(1):77. 82.

Cappozzo a, Catani F, Della Croce U, Leardini a. Position and orientation in space of bones during movement. *Clin Biomech* [Internet]. 1995;10(4):171. 8. Available

from: pdf AHa

Chau T. A review of analytical techniques for gait data. Part 2: neural network and wavelet methods. *Gait Posture* [Internet]. 2001;13(2):102-20. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636200000953>

Cote KP, Brunet ME, Gansneder BM, Shultz SJ. Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. *J Athl Train*. 2005;40(1):41-6.

Deluzio KJ, Astephen JL. Biomechanical features of gait waveform data associated with knee osteoarthritis. An application of principal component analysis. *Gait Posture*. 2007;

Deluzio K. J, Astephen, J. L. Biomechanical Features of Gait Waveform Data Associated with Knee Osteoarthritis: An Application of Principal Component Analysis.

Gait & posture.,v. 25, n. 1, p. 86-93, 2007.

Dicharry J. Kinematics and kinetics of gait: From lab to clinic. *Clin Sports Med* [Internet]. 2010;29(3):347-64. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.csm.2010.03.013>

Field A., *Discovering Statistics Using SPSS*, Second. London: SAGE, 2006, p. 779.

Johanson MA, Donatelli R, Wooden MJ, et al. Effects of three different posting methods on controlling abnormal subtalar pronation. *Phys Ther*. 1994; 74: 149-161.

Khamis S, Yizhar Z. Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position. *Gait Posture*. 2007;25(1):127-34.

Kirkwood RN, Resende R a, Magalhães CMB, Gomes H a, Mingoti S a, Sampaio RF. Application of principal component analysis on gait kinematics in elderly women with knee osteoarthritis. *Rev Bras Fisioter* [Internet]. 2011;15(1):52-8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21519716>

Monaghan GM, Lewis CL, Hsu WH, Saltzman E, Hamill J, Holt KG. Forefoot angle determines duration and amplitude of pronation during walking. *Gait Posture* [Internet]. 2013;38(1):8-13. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.10.003>

Neely FG. Biomechanical risk factors for exercise-related lower limb injuries. *Sport Med.* 1998;26(6):395. 413.

Neptune RR, Kautz SA, Zajac FE. Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *J Biomech.* 2001;34(11):1387. 98.

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;

Resende RA, Kirkwood RN, Deluzio KJ, Cabral S, Fonseca ST. Biomechanical strategies implemented to compensate for mild leg length discrepancy during gait. *Gait Posture.* 2016;46:147. 53.

Robon MJ, Perell KL, Fang M, Guererro E. The relationship between ankle plantar flexor muscle moments and knee compressive forces in subjects with and without pain. *Clin Biomech.* 2000;15(7):522. 7.

Schwartz MH, Rozumalski A. A new method for estimating joint parameters from motion data. *J Biomech.* 2005;38(1):107. 16.

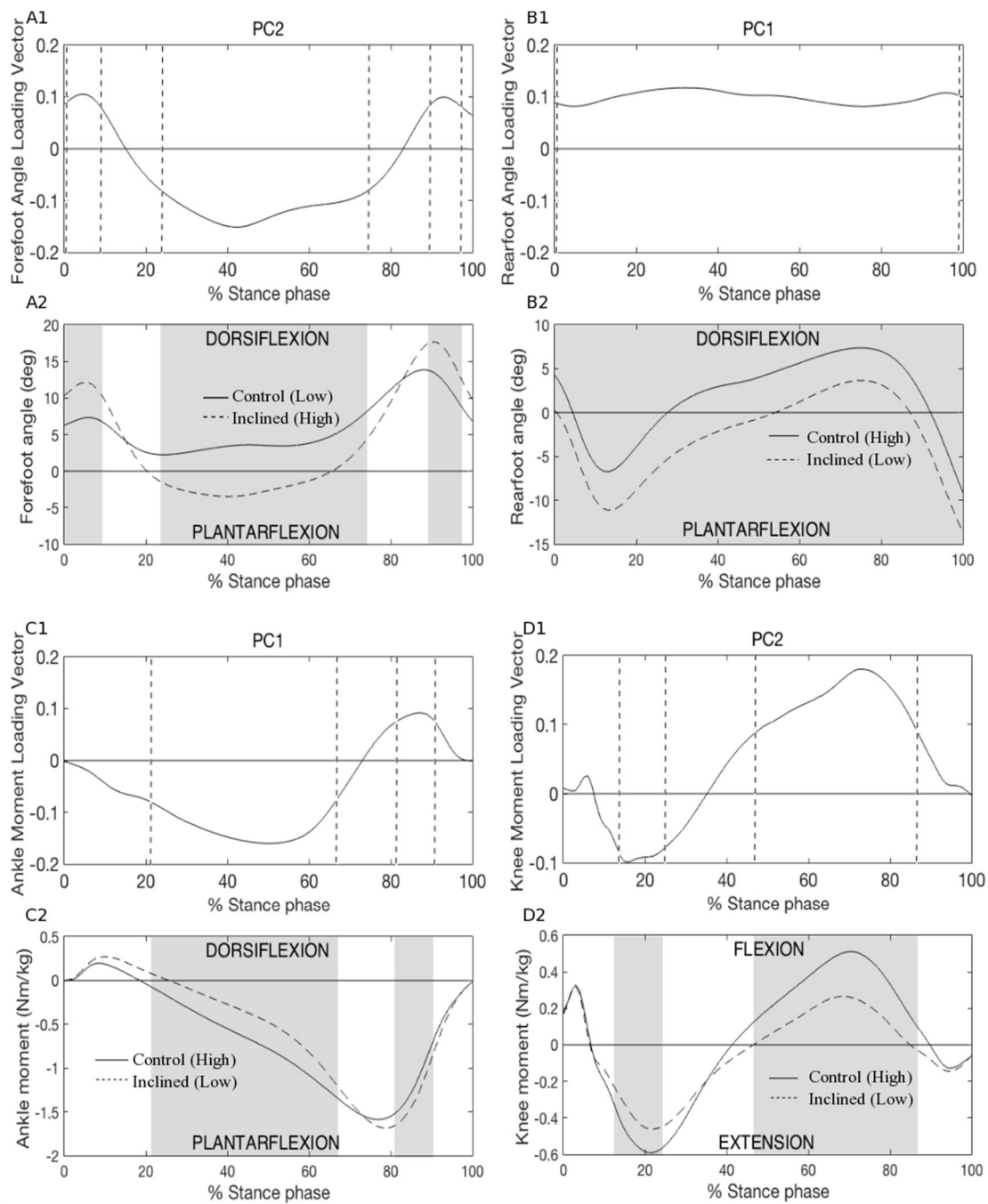
Souza TR, Pinto RZ, Trede RG, Kirkwood RN, Pertence AE, Fonseca ST. Late rearfoot eversion and lower-limb internal rotation caused by changes in the interaction between forefoot and support surface. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2009;99(6):503. 11.

Tiberio D. The Effect of Excessive Subtalar Joint Pronation on Patellofemoral Mechanics: A Theoretical Model. *J Orthop Sport Phys Ther [Internet].* 1987;9(4):160. 5. Available from: <http://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.1987.9.4.160>

Tweed JL, Barnes MR, Allen MJ, Campbell J a. Biomechanical consequences of total plantar fasciotomy: a review of the literature. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2009;99(5):422. 30.

Wright CJ, Arnold BL, Coffey TG, Pidcoe PE. Repeatability of the modified Oxford foot model during gait in healthy adults. *Gait Posture [Internet].* 2011;33(1):108. 12. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.10.084>

Figure



C

Fig 1: Control and inclined condition differences demonstrated by the statistical comparisons. Figures show the waveforms, that represent the high and low principal component (PC) scores for the indicated measure. In all cases, the waveform, that represents the PC score (i.e. high or low PC score); for the inclined condition is shown as a dashed line; the waveform that represents the PC score for the control condition is shown as a solid line. The shaded areas demonstrate the portions of the stance phase that most significantly contributed to the PC score and, thereby, to the differences observed between the conditions. The shaded areas were defined based on the magnitudes of the PC loading vectors. The forefoot dorsiflexion angle PC2 (A1 and A2); rearfoot dorsiflexion angle PC1 (B1 and B2); ankle dorsiflexion moment PC1 (C1 and C2); and knee flexion moment PC2 (D1 and D2).

Table

Table 1: Principal components (PCs), that demonstrated differences between the control and inclined conditions percentages of variance explained, and interpretation all

Measure	PC	Variance explained (%)	<i>p</i> -value	Effect size	Interpretation based on the pattern of the inclined condition
Forefoot dorsiflexion-plantarflexion angle	2	15.0	<0.001	0.73	Increased range of motion during the stance phase
Rearfoot dorsiflexion-plantar flexion angle	1	68.0	<0.001	0.96	Increased rearfoot plantarflexion angle throughout stance phase.
Ankle dorsiflexion-plantar flexion moment	1	52.9	<0.001	0.72	Reduced ankle plantarflexion moment during mid and terminal stance phases and delayed ankle plantarflexion moment in push-off
Knee flexion-extension moment	2	15.3	<0.001	0.76	Reduced range of knee moment during the stance phase

4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A pronação excessiva leva a alterações no alinhamento do membro inferior. Para verificar essas influências, estudos foram feitos com a depressão medial forçada do antepé e foram observados dados sobre a influência da pronação nos movimentos e momentos dos planos frontal e transversal. Este estudo preocupou-se em verificar como o uso de sandália inclinada ipsilateralmente pode influenciar nas articulações do antepé, tornozelo, joelho e quadril, no plano sagital.

As alterações encontradas foram: aumento da amplitude do movimento do antepé; do ângulo de flexão plantar; redução do momento de flexão plantar no apoio médio e terminal; atraso do momento de flexão plantar durante a impulsão e redução de amplitude de momento do joelho. Não houve alteração cinemática e/ou cinética no quadril. Os resultados do estudo mostraram que a pronação excessiva, por ser um movimento triplanar, provoca alterações de movimento e momento no plano sagital do pé e tornozelo. Isso ocorre devido ao aumento de flexibilidade do pé durante a pronação. Além disso, a mudança da força de reação do solo pode ter resultado em modificações do momento do tornozelo e joelho.

Os achados demonstram que mais estudos que investiguem as alterações nos diferentes planos causadas pela pronação excessiva devem ser realizados para o melhor entendimento sobre os efeitos da pronação excessiva, para que lesões em decorrência dessa alteração possam ser evitadas. Um melhor entendimento da mudança da força de reação do solo também deve ser pesquisado com o mesmo propósito.

REFERÊNCIAS

BLACKWOOD CB, YUEN TJ, SANGEORZAN BJ, LEDOUX WR. The midtarsal joint locking mechanism. **Foot Ankle Int** [Internet]. v.26, n.12, p.1074-80, 2005. Available from: <http://fai.sagepub.com.libproxy.uoregon.edu/content/26/12/1074.full>

BRANDON SCE, GRAHAM RB, ALMOSNINO S, SADLER EM, STEVENSON JM, DELUZIO KJ. Interpreting principal components in biomechanics: Representative extremes and single component reconstruction. **J Electromyogr Kinesiol** [Internet]. v.23, n.6, p.1304-10, 2013. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2013.09.010>

BROWN LP, YAVORSKY P. Locomotor biomechanics and pathomechanics: a review. **J Orthop Sports Phys Ther**. v.9, n.1, p.3-10, 1987.

CAPPOZZO A, CATANI F, DELLA CROCE U, LEARDINI A. Position and orientation in space of bones during movement. **Clin Biomech** [Internet]. v.10, n.4, p.171-8, 1995. Available from: pdf AHa

CHAU T. A review of analytical techniques for gait data. Part 2: neural network and wavelet methods. **Gait Posture** [Internet]. v.13, n.2, p.102-20, 2001. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636200000953>

COTE KP, BRUNET ME, GANSNEDER BM, SHULTZ SJ. Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. **J Athl Train**. v.40, n.1, p.41-6, 2005.

DELUZIO KJ, ASTEPHEN JL. Biomechanical features of gait waveform data associated with knee osteoarthritis. An application of principal component analysis. **Gait Posture**. 2007.

DICHARRY J. Kinematics and kinetics of gait: From lab to clinic. **Clin Sports Med** [Internet]. v.29, n.3, p.347-64, 2010. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.csm.2010.03.013>

GODGES JJ, MACRAE H, LONGDON C, TINBERG C, MACRAE P. The Effects of Two Stretching Procedures on Hip Range of Motion and Gait Economy. **J Orthop Sport Phys Ther** [Internet]. v.10, n.9, p.350-7, 1989. Available from: <http://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.1989.10.9.350>

GROSS KD, NIU J, YU QZ, FELSON DT, MCLENNAN C, HANNAN MT, *et al.* Varus foot alignment and hip conditions in older adults. **Arthritis Rheum.** v.56, n.9, p.2993-8, 2007.

JOHANSON MA, DONATELLI R, WOODEN MJ, *et al.* Effects of three different posting methods on controlling abnormal subtalar pronation. **PhysTher.** v.74, p.149-161, 1994.

KERRIGAN DC, TODD MK, DELLA CROCE U, LIPSITZ LA, COLLINS JJ. Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: Evidence for specific limiting impairments. **Arch Phys Med Rehabil.** v.79, n.3, p.317-22, 1998.

KHAMIS S, DAR G, PERETZ C, YIZHAR Z. The Relationship between Foot and Pelvic Alignment while Standing. **J Hum Kinet.** v.46, n.1, p.85-97, 2015.

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

KIDDER SM, ABUZZAHAB FS, HARRIS GF, JOHNSON JE. A system for the analysis of foot and ankle kinematics during gait. **IEEE Trans Rehabil Eng.** v.4, n.1, p.25-32, 1996.

KIRKWOOD RN, RESENDE R A, MAGALHÃES CMB, GOMES H A, MINGOTI S A, SAMPAIO RF. Application of principal component analysis on gait kinematics in elderly women with knee osteoarthritis. **Braz. J Phys Ther (BJPT).** v.15, n.1, p.52-8, 2011. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21519716>

MCPOIL TG, KNECHT HG. Biomechanics of the foot in walking: a function approach. **J Orthop Sport Phys Ther.** v.7, n.2, p.69-72, 1985.

MUELLER MJ, MINOR SD, SCHAFF JA, STRUBE MJ, SAHRMANN SA. Relationship of Plantar-Flexor Peak Torque and Dorsiflexion Range of Motion to

Kinetic Variables During Walking. **Phys Ther** [Internet]. v.75, n.8, p.684. 93, 1995. Available from: <https://academic.oup.com/ptj/article/3051189/Relationship>

MONAGHAN GM, LEWIS CL, HSU WH, SALTZMAN E, HAMILL J, HOLT KG. Forefoot angle determines duration and amplitude of pronation during walking. **Gait Posture** [Internet]. v.38, n.1, p.8. 13, 2013. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.10.003>

MUELLER MJ, MINOR SD, SAHRMANN S A, SCHAAF J A, STRUBE MJ. Differences in the gait characteristics of patients with diabetes and peripheral neuropathy compared with age-matched controls. **Phys Ther**. v.74, n.4, p.299-308-313, 1994.

NADEAU S, GRAVEL D, ARSENAULT AB, BOURBONNAIS D. Plantarflexor weakness as a limiting factor of gait speed in stroke subjects and the compensating role of hip flexors. **Clin Biomech**. v.14, n.2, p.125. 35, 1999.

NEELY FG. Biomechanical risk factors for exercise-related lower limb injuries. **Sport Med**. v.26, n.6, p.395. 413, 1998

NEPTUNE RR, KAUTZ SA, ZAJAC FE. Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. **J Biomech**. v.34, n.11, p.1387. 98, 2001.

POWERS CM, MAFFUCCI R, HAMPTON S. Rearfoot posture in subjects with patellofemoral pain. **J Orthop Sports Phys Ther**. v.22, n.4, p.155. 60, 1995.

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.

RESENDE RA, KIRKWOOD RN, DELUZIO KJ, HASSAN EA, FONSECA ST. Ipsilateral and contralateral foot pronation affect lower limb and trunk biomechanics of individuals with knee osteoarthritis during gait. **Clinical Biomechanics**. 2016.

SCHWARTZ MH, ROZUMALSKI A. A new method for estimating joint parameters from motion data. **J Biomech**. v.38, n.1, p.107. 16, 2005.

SIEGEL KL, KEPPEL TM, STANHOPE SJ. Joint moment control of mechanical

energy flow during normal gait. **Gait Posture**. v.19, n.1, p.69. 75, 2004.

SNOOK AG. The Relationship between Excessive Pronation as Measured by Navicular Drop and Isokinetic Strength of the Ankle Musculature. **Foot Ankle Int**. v.22, n.3, p.234. 40, 2001.

SOUZA TR, PINTO RZ, TREDE RG, KIRKWOOD RN, PERTENCE AE, FONSECA ST. Late rearfoot eversion and lower-limb internal rotation caused by changes in the interaction between forefoot and support surface. **J Am Podiatr Med Assoc**. v.99, n.6, p.503. 11, 2009.

TIBERIO D. The Effect of Excessive Subtalar Joint Pronation on Patellofemoral Mechanics: A Theoretical Model. **J Orthop Sport Phys Ther** [Internet]. v.9, n.4, p.160. 5, 1987. Available from: <http://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.1987.9.4.160>

TIBERIO D. Pathomechanics of structural foot deformities. **Phys Ther** [Internet]. v.68, n.12, p.1840. 9, 1988. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3194451>

WRIGHT CJ, ARNOLD BL, COFFEY TG, PIDCOE PE. Repeatability of the modified Oxford foot model during gait in healthy adults. **Gait Posture** [Internet]. v.33, n.1, p.108. 12, 2011. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.10.084>

WINTER DA. Overall principle of lower limb support during stance phase of gait. **J Biomech**. v.13, n.11, p.923. 7, 1980.

APÊNDICE I

HumanMobilityResearch Center



CONSENT TO PARTICIPATE IN A RESEARCH STUDY

TITLE: Effects of the use of lateral wedges under the forefoot on the kinematics and kinetics of the knee during gait.

INVESTIGATORS: Gavin Wood, MD; Kevin Deluzio, Ph.D.; Renan Resende, MSc.; Amy Morton, MSc.

PURPOSE OF THE RESEARCH: The purpose of this study is to better understand the movements of the forefoot and its effects on the knee during walking. We will be investigating this relationship in individuals with knee osteoarthritis and healthy individuals. As a participant in the study, your joint and limb motions, forces, and muscle activity will be measured while you walk with three different types of sandals at two different self-selected speeds.

BACKGROUND: During gait, motions at the foot and knee are coupled. Therefore, modifications in the movement of the foot may contribute to changes in the movement of the knee. Excessive foot rotation has been linked to excessive knee rotation, which may overload parts of your knee joint. In addition, alterations in the movement of the foot of the opposite limb may increase knee forces during the early phase of the walking cycle, which may contribute to knee osteoarthritis progression. Excessive foot pronation has also been linked to the presence of mal-alignment in the forefoot. It is necessary to collect the same walking information from healthy individuals without knee osteoarthritis in order to have comparison information.

INCLUSION CRITERIA: You have been asked to participate in this study because:
You are between the ages of 20-40.

You are healthy and recreationally active and have no neuromuscular, musculoskeletal, or metabolic impairments that prevent from engaging in most forms of casual physical activity.

You are not currently taking medications for any neurological, cardiovascular, or metabolic disorders.

You have not had any injuries or surgeries that have impaired your walking ability in the last year.

If you do not meet one or more of these criteria, please inform the researchers. If you meet all of the inclusion criteria, you will be asked to participate in this study.

DESCRIPTION OF PARTICIPATION: This study will take place in the gait lab at Hotel Dieu Hospital. Your height and weight will first be measured, and you will be asked to report your age and level of physical activity (e.g. exercise habits). You will be asked to change into spandex shorts, a sleeveless shirt, and a pair of sandals supplied by the lab so that a set of small reflective markers can be secured to your arms, legs, and trunk by tape and Velcro wraps. These markers allow the researchers to measure the positions of your limbs while you walk. A set of small sensors will be taped to your leg on the surface of several major muscles. The sensors allow the researchers to record the magnitude and timing of your muscle activity while you walk. The sensors are purely a measurement device. They do not and cannot deliver any sort of stimulus or electrical shock to your muscles.

With the markers and sensors in place, you will walk down a 20-foot walkway. At the center of the walkway are several platforms that measure the forces applied to your foot by the ground. You will perform five successful trials of walking at each of three different sandals conditions:

- Flat sandals on both feet
- Flat sandals on the left foot and a laterally wedged sandal on the right foot
- Flat sandals on the right foot and a laterally wedged sandal on the left foot

Each condition will be performed in your normal and comfortable walking speed and in your fast walking speed. You will select the speeds yourself.

The data collection session is expected to last approximately one hour, depending on how many trials are required for you to hit the force platforms successfully.

POSSIBLE RISKS: There are no major risks associated with the protocols outside of those you encounter during walking about in your daily life.

BENEFITS: You will receive no direct benefits from participation in the study. The data collected from you may ultimately lead to a better understanding of factors contributing to knee osteoarthritis progression from a biomechanical perspective, and may be useful in improving evaluation and treatment of people with knee osteoarthritis.

WITHDRAWAL: Even if you sign this document, you are free to withdraw your consent and no longer participate in the study at any time. Withdrawing from this study will not influence your ability to participate in other studies at HDH or Queen's.

CONFIDENTIALITY: The data collected from you will be identified only by an alphanumeric code (e.g. Participant A1) and the dates on which the data were collected. Your name, initials, and personal characteristics will not be used. Digital data will be collected and stored on secure (password-protected and encrypted) servers at the Human Mobility Research Centre on Queen's campus. When the data are presented at conferences or in journal articles, your identity will not be used at any stage. The cameras used in the first data collection session do not take any photographs of you personally. They only record the motion of the reflective markers in space.

INJURY: If you experience any discomfort during or following the data collection that you believe is related to the procedures you performed, please contact the study's point contact person immediately (Renan Resende; 613-547-8898; 12rr22@queensu.ca). You do not waive any of your legal rights concerning any health issues by signing this form.

INFORMATION: Please feel free to ask any questions about the study at any time during your participation. We are happy to provide any information we can. You may direct any questions to Renan Resende at 613-547-8898 or 12rr22@queensu.ca.

You may reach his supervisor, Kevin Deluzio, at 613-533-2578 - deluzio@me.queensu.ca, or Amy Morton, research assistant:

MPL.HDH@gmail.com. If you have any questions regarding your rights as a research subject you may contact Dr. Albert Clark, Chair, Research Ethics Board at 613-533-6081.

All protocols for this study were reviewed by the Health Sciences Research Ethics Board at Queen's University.

HUMAN SUBJECTS TRAINING: All investigators have undergone training in the ethical treatment of human subjects and design of scientific studies involving live human subjects as required by Queen's University and Hotel Dieu Hospital.

STATEMENT: I, the participant, have read and understood this informed consent document. The researchers have adequately addressed my questions concerning my participation. I hereby give my consent to participate in this study. I understand that I may withdraw from the study at any time without incurring any penalties.

Participant Name: _____

Participant Signature: _____

Date: _____

Investigator Name: _____

Investigator Signature: _ Date: _____

The investigators will retain the original copy of this document for their records. You will be given a copy of the document if you would like one.