

Camila Gomes Miranda
Castor e Lilian Marques Oliveira

**COMPARAÇÃO DA GERAÇÃO DE TRABALHO DO TORNOZELO E DO
COMPLEXO ARTICULAR DO MADIOPE EM INDIVÍDUOS COM DIFERENTES
MAGNITUDES DE PRONAÇÃO DO PÉ DURANTE A MARCHA**

Belo Horizonte
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG
2017

Camila Gomes Miranda e Castor e Lilian Marques Oliveira

**COMPARAÇÃO DA GERAÇÃO DE TRABALHO DO TORNOZELO E DO
COMPLEXO ARTICULAR DO MEDIOPÉ EM INDIVÍDUOS COM DIFERENTES
MAGNITUDES DE PRONAÇÃO DO PÉ DURANTE A MARCHA**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Graduação em Fisioterapia 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.

Orientadora: Vanessa Lara de Araújo

Co-orientador: Thales Rezende de Souza

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG

2017

AGRADECIMENTOS

Agradecemos especialmente à nossa orientadora Profa. Dra. Vanessa Lara de Araújo, pela generosidade em nos ensinar tantas coisas, pelos inúmeros momentos de aprendizado, pelo espírito de parceria, pelas grandes ideias, por ter acreditado em nós desde o início, pela paciência e por toda atenção e carinho recebido durante o processo de construção desse trabalho. Certamente, será para nós, sempre um modelo de pesquisadora ética, brilhante, de uma clareza incomum sobre de como priorizar e organizar os passos dentro de um processo de pesquisa (o que não é nada fácil!) e uma capacidade incrível de gerir e motivar a equipe.

Agradecemos ao nosso co-orientador Prof. Dr. Thales de Souza por suas contribuições brilhantes, que nos deram luz em momentos decisivos do processo e que foram determinantes para ampliar o entendimento sobre diversos aspectos do nosso estudo, aprofundando nosso processo de aprendizado sobre o tema.

Agradecemos ao pesquisador Prof. Dr. Fabrício de Magalhães, pelas importantes contribuições sem as quais não teríamos condições trilhar os caminhos que percorremos.

Agradecemos o Prof. Dr. Sérgio Teixeira Fonseca pela disponibilidade em discutir sobre nosso trabalho e pela oportunidade de participar e aprender em diversas reuniões do grupo de pesquisa desde que iniciamos a iniciação científica.

Agradecemos ao nosso colega Filipe que colaborou diretamente no processamento de dados deste trabalho.

Agradecemos à todos os companheiros de iniciação científica com quem foi tão prazeroso conviver e compartilhar processos de aprendizado no laboratório durante esse ano e meio de percurso.

Agradecemos aos nossos colegas de graduação por toda troca de experiências durante esse percurso que com certeza contribuiu muito para a realização deste trabalho.

Agradecemos às nossas famílias que nos apoiaram durante toda a graduação e não deixaram de se preocupar conosco nessa reta final que envolveu o desenvolvimento deste trabalho.

Aos voluntários que se disponibilizaram a participar desse estudo. Agradecemos a todos os pesquisadores do LAM e do CEMECH pela convivência maravilhosa, pelo excelente ambiente de pesquisa e trocas de ideias sobre ciência e sobre a vida!

RESUMO

Introdução: Para impulsionar o corpo à frente durante o final da fase de apoio da marcha, as articulações do tornozelo e do mediopé (antepé em relação ao retropé) realizam o movimento de flexão plantar e geram trabalho mecânico no plano sagital. Durante essa fase da marcha, é esperado que o movimento de supinação do pé aconteça em conjunto com o movimento de flexão plantar objetivando tornar o pé uma alavanca rígida eficiente para a propulsão. Porém, podem ser identificados diferentes padrões de movimento na marcha entre os indivíduos, uma vez que alguns apresentam pouca supinação na fase de impulsão, isto é, apresentam o pé mais pronado nessa fase. Não há estudos que investiguem se os valores de trabalho gerado nas articulações do tornozelo e mediopé são diferentes nesses indivíduos. Dessa forma, o objetivo deste estudo foi comparar os valores de trabalho gerados no tornozelo e mediopé no plano sagital em indivíduos que apresentam diferentes magnitudes de pronação. **Materiais e método:** Quarenta indivíduos jovens e saudáveis participaram desse estudo ($24,3 \pm 3,6$ anos, $65,9 \pm 11,9$ kg e $1,7 \pm 0,1$ m). Dados cinéticos e cinemáticos foram coletados por um sistema optoeletrônico (8 câmeras ProReflex, Qualisys, Suécia) e por duas plataformas de força (AMTI, EUA) dispostas em sequência. Vinte e um marcadores passivos foram fixados no antepé, retropé e perna dos voluntários e estes caminharam em velocidade auto selecionada até alcançar seis coletas válidas (retropé pisando na plataforma de trás e antepé na da frente). O software *Visual 3D (C-motion Inc, EUA)* foi utilizado para implementar o modelo biomecânico, filtrar e processar os dados. De acordo com a magnitude de pronação no instante da retirada do calcanhar, os indivíduos foram divididos em três grupos: grupo com menor magnitude de pronação (PP), grupo com magnitude de pronação intermediária (PM) e grupo com maior magnitude de pronação (PG). Para determinar a magnitude de pronação, um índice de pronação (IP) foi criado para este estudo. O IP foi calculado como a soma dos valores de eversão e de rotação lateral do retropé em relação à perna, dividido por dois. O momento interno articular (Nm/kg) foi calculado pela dinâmica inversa e dividido pela massa corporal, a potência (W/kg) como o produto da velocidade angular pelo momento interno articular e o trabalho mecânico gerado (J/kg) como a área sob a curva da potência gerada. Para verificar a diferença entre os grupos nas variáveis descritivas, a ANOVA *One way* foi utilizada para a idade, massa corporal, velocidade de marcha e altura e o teste Qui-quadrado foi utilizado para a variável sexo. Em relação às variáveis dependentes, a ANOVA *One way* foi utilizada para verificar diferenças entre os grupos no trabalho do mediopé e do tornozelo. **Resultados:** Não foram reveladas diferenças entre os grupos para as variáveis descritivas ($p > 0,22$). Para as variáveis dependentes, o efeito principal da ANOVA *One way* na comparação do trabalho mecânico foi significativo para o tornozelo ($p = 0,025$), mas não para o mediopé ($p = 0,786$). O contraste entre os valores de trabalho mecânico do tornozelo revelou um valor de p marginal na comparação entre os grupos PG e PP ($p = 0,052$). As médias e desvios padrão do trabalho no tornozelo foram de $23,09 \pm 6,17$ J/kg para o PG, $26,24 \pm 5,22$ J/kg para o PM e $31,27 \pm 10,04$ J/kg para o PP. Os valores de trabalho no mediopé foram $15,72 \pm 6,46$ J/kg para o PG, $14,90 \pm 5,11$ J/kg para o PM e $16,52 \pm 6,38$ J/kg para o PP. **Discussão e conclusão:** Os resultados apontam que a magnitude de pronação do pé explica parcialmente a variação dos valores de trabalho mecânico do tornozelo, durante a fase de impulsão na marcha. Uma

amostra maior pode evidenciar se o grupo com maior magnitude de pronação (PG) gera ou não menores valores de trabalho mecânico no contraste com o grupo com menor magnitude (PP). O pressuposto teórico de que o pé mais pronado não se torna uma alavanca rígida adequada para propulsão anterior do corpo devido ao menor travamento das articulações mediotársicas prejudicando a geração de trabalho só seria suficiente para explicar os resultados caso a diferença estatística ocorresse para ambas as articulações (mediopé e tornozelo). Talvez, o fato do trabalho no mediopé não ter apresentado diferença entre os grupos, seja devido à possibilidade de que tanto os músculos intrínsecos do pé quanto os tecidos passivos plantares contribuam para o trabalho articular gerado, porém por meio da variável trabalho não é possível distinguir a origem das forças geradas. Já para os resultados encontrados no tornozelo pode ser que, indivíduos do grupo PG tenham, durante a marcha, uma menor ativação dos músculos flexores plantares, que também são supinadores do pé, em comparação com os indivíduos do grupo PP, o que poderia explicar tanto a maior pronação como a menor geração de trabalho no plano sagital.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1: <i>Set-up</i> onde foram realizadas as coletas de marcha.....	12
Figura 2: Posicionamento do pé nas plataformas e dos marcadores passivos refletivos no antepé, no retropé e na perna do voluntário.....	13
Gráfico 1: Trabalho mecânico do tornozelo (J/kg).....	20
Gráfico 2: Potência do mediopé e do tornozelo - Fase de apoio da marcha	20
Figura 3: Músculos que cruzam as articulações subtalar e talocrural.....	24

LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Comparação dos grupos segundo o Índice de Pronação.....	18
Tabela 2- Dados descritivos e inferência estatística das variáveis de controle mensuradas dos grupos de maior magnitude de pronação (PG), magnitude intermediária (PM) e menor magnitude (PP).....	19
Tabela 3 - Comparação entre grupos para o trabalho gerado no tornozelo e mediopé no plano sagital utilizando ANOVA <i>One way</i>	19

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	8
2 MATERIAIS E MÉTODO.....	11
2.1 Amostra	11
2.2 Medidas e procedimentos de coleta.....	11
2.3 Processamento dos dados	14
2.4 Análise Estatística	17
3 RESULTADOS.....	18
4 DISCUSSÃO	21
5 CONCLUSÃO	28
REFERÊNCIAS.....	29
ANEXO 1.....	33
ANEXO 2.....	36

1 INTRODUÇÃO

O deslocamento no espaço através da marcha, de maneira eficiente, demanda que o organismo humano seja capaz de absorver o choque do contato do pé contra a superfície de apoio, de promover a manutenção da estabilidade vertical do corpo mantendo o equilíbrio dinâmico, de gerar força de propulsão e de conservar energia durante o movimento (PERRY, 2005a). Porém, diversos fatores podem interferir na mecânica da marcha, influenciando o desempenho nesta atividade (FONSECA *et al.*, 2007). A propulsão anterior envolve, de forma combinada, o balanceamento de forças ambientais, como a força de reação do solo e a força da gravidade, com a geração de energia mecânica pelo organismo através da ativação muscular e através de forças geradas pelos tecidos passivos, como as fâscias, tendões e ligamentos (FONSECA *et al.*, 2007). Esta interação entre componentes internos e externos ocorre a partir de uma dinâmica complexa entre geração, absorção, transmissão e dissipação de energia. Isto é, a energia gerada pelo corpo ou recebida do ambiente ora se transfere entre as articulações, ora é absorvida pelos tecidos podendo ser reutilizada a seguir, ora é dissipada (FONSECA *et al.*, 2007). Esse fenômeno acontece numa interação entre os movimentos de diferentes segmentos corporais adjacentes e permite que o movimento ocorra com menor gasto energético e sem sobrecarga nas articulações (FONSECA *et al.*, 2007). Tendo em vista que a marcha é uma atividade importante na funcionalidade do indivíduo, é necessário investigar os diversos fatores que podem levar a disfunções na geração, absorção, transmissão e/ou dissipação de energia, levando conseqüentemente à ineficiência dessa atividade.

A propulsão na marcha ocorre prioritariamente no plano sagital a partir de torques gerados no complexo tornozelo-pé e no quadril, mas movimentos em todos os planos são combinados para que o indivíduo se desloque no sentido pósterio-anterior (NEUMANN, 2011). No plano sagital, pode-se observar que o quadril flete ativamente a partir do final da fase de apoio, aproximadamente 50% do ciclo da marcha (NEUMANN, 2011), com concomitante flexão passiva de joelho (PERRY, 2005) e flexão plantar ativa de tornozelo (PERRY, 2005a; NEUMANN, 2011). Para que propulsão se dê de maneira adequada, é necessária, portanto, geração de

torque flexor no quadril e torque flexor plantar no tornozelo. Além disso, as amplitudes de movimento de tornozelo (10° de dorsiflexão a 20° de flexão plantar), joelho (extensão completa a 60° de flexão) e quadril (30° de flexão a 10° de extensão) devem estar preservadas para a correta propulsão (NEUMANN, 2011). No âmbito da impulsão gerada pelo pé, é relevante compreender o papel da pronação e da supinação que acontecem nas articulações subtalar e mediotársica (NEUMANN, 2011). Após o contato inicial, as articulações subtalar e mediotársica do membro em apoio pronam para tornar o pé flexível, permitindo uma melhor adaptação à superfície e absorção das forças de impacto com o solo. Conforme o corpo começa a se deslocar anteriormente, as articulações subtalar e mediotársica do membro em apoio começam a supinar (NEUMANN, 2011), o que torna os eixos de movimento da articulação mediotársica (eixos das articulações talo-navicular e calcaneo-cuboidea) oblíquos, com consequente travamento das articulações e aumento da rigidez do pé (PERRY, 2005a; BLACKWOOD *et al.*, 2005). Os músculos sóleo e gastrocnêmio que, na fase inicial da marcha, estavam controlando excentricamente o rolamento anterior da tíbia no tornozelo e a pronação, passam a agir concentricamente a medida que ocorre a supinação (PERRY, 2005a). O movimento de pronação e supinação contribui para que o pé se transforme de um adaptador flexível para uma alavanca rígida e promova uma impulsão eficiente (MULLINGAN, 2000; NEUMANN, 2011). Caso o pé não supine adequadamente no início do período de impulsão, isto é, esteja mais pronado do que deveria, ele seria uma base de apoio instável para gerar força propulsiva, os tecidos seriam sobrecarregados e seria necessário gerar mais força que o normal para impulsionar o corpo à frente (MULLINGAN, 2000). Caso o organismo não seja capaz de gerar mais força, o trabalho mecânico gerado pelo pé pode ser menor, acarretando uma impulsão ineficiente (PERRY, 2005a).

A maioria dos estudos que investiga a cinética do complexo do tornozelo-pé utiliza modelos biomecânicos que consideram o pé como um único segmento de forma que os torques produzidos por todo complexo articular do tornozelo-pé são representados como torque do tornozelo. Porém, alguns estudos têm se preocupado em subdividir o pé em antepé e retropé e analisam separadamente os dados cinéticos e cinemáticos dos complexos articulares do tornozelo e do mediopé (mediopé entendido como a articulação entre o antepé e o retropé). Nesses estudos, busca-se entender de que maneira determinadas posturas como pé chato e pé planovalgo interferem na impulsão das articulações do mediopé e tornozelo

(SARASWAT *et al.*, 2014). Essas condições do pé se assemelham com uma postura de pronação excessiva e, portanto, tais estudos podem colaborar para compreensão das consequências funcionais da pronação excessiva durante a marcha. Entretanto, estes trabalhos partem de disfunções posturais/estruturais do pé e não de disfunções de movimento. Saraswat *et al.* (2014), por exemplo, apontam diferenças cinéticas e cinemáticas na marcha de crianças com pé planovalgo em relação à de crianças sem essa disfunção. Conforme análise dos resultados cinemáticos, estes autores perceberam menor amplitude de movimento do tornozelo no plano sagital na marcha e maior pronação durante a fase de apoio no grupo com pé planovalgo. Pela maior pronação apresentada, tanto em termos espaciais como temporais, inferimos que em pessoas com pé planovalgo o pé se mantém flexível na segunda metade da fase de apoio e, portanto, é menos eficiente para se tornar uma alavanca rígida, prejudicando a impulsão. Os dados cinéticos apresentados por Saraswat *et al.* (2014) mostram diminuição na geração de potência tanto do tornozelo como do mediopé dos indivíduos com pé planovalgo, mas o estudo não reporta qual a potência e o trabalho gerado pelas articulações na fase de impulsão, no plano sagital.

As consequências biomecânicas da pronação excessiva durante a marcha na geração de trabalho no plano sagital pelo complexo tornozelo-pé não estão bem estabelecidas. Ainda não é possível saber se diferentes magnitudes de pronação impactam sobre a geração de trabalho na fase de impulsão na marcha. A compreensão da cinética da marcha é essencial para a produção de conhecimento sobre disfunções nessa atividade. Sendo assim, o objetivo do presente estudo foi realizar uma comparação da geração de trabalho do complexo articular do mediopé e do tornozelo no plano sagital entre grupos de adultos jovens saudáveis com diferentes magnitudes de pronação do pé na marcha.

2 MATERIAIS E MÉTODO

2.1 Amostra

Este estudo observacional transversal foi realizado na Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), na escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. Foram incluídos 40 adultos saudáveis (22 homens e 18 mulheres), com idade de $24,3 \pm 3,6$ anos, massa corporal de $65,9 \pm 11,9$ kg e altura de $1,7 \pm 0,1$ m. Os critérios de inclusão foram ter entre 18 e 40 anos, apresentar índice de massa corpórea de até $29,9$ kg/m², não ter histórico de doenças neurológicas, não fazer uso de palmilha corretiva, nunca ter realizado cirurgias nem sofrido fraturas nos membros inferiores ou no tronco e não apresentar lesões ou dores nessas regiões nos três meses anteriores. Os critérios de exclusão foram: apresentar alguma queixa de dor em membros inferiores ou tronco durante as coletas ou não ser capaz de realizar algum dos procedimentos. Nenhum participante foi excluído após sua inclusão no estudo. Todos os voluntários assinaram termo de consentimento livre e esclarecido (ANEXO 1).

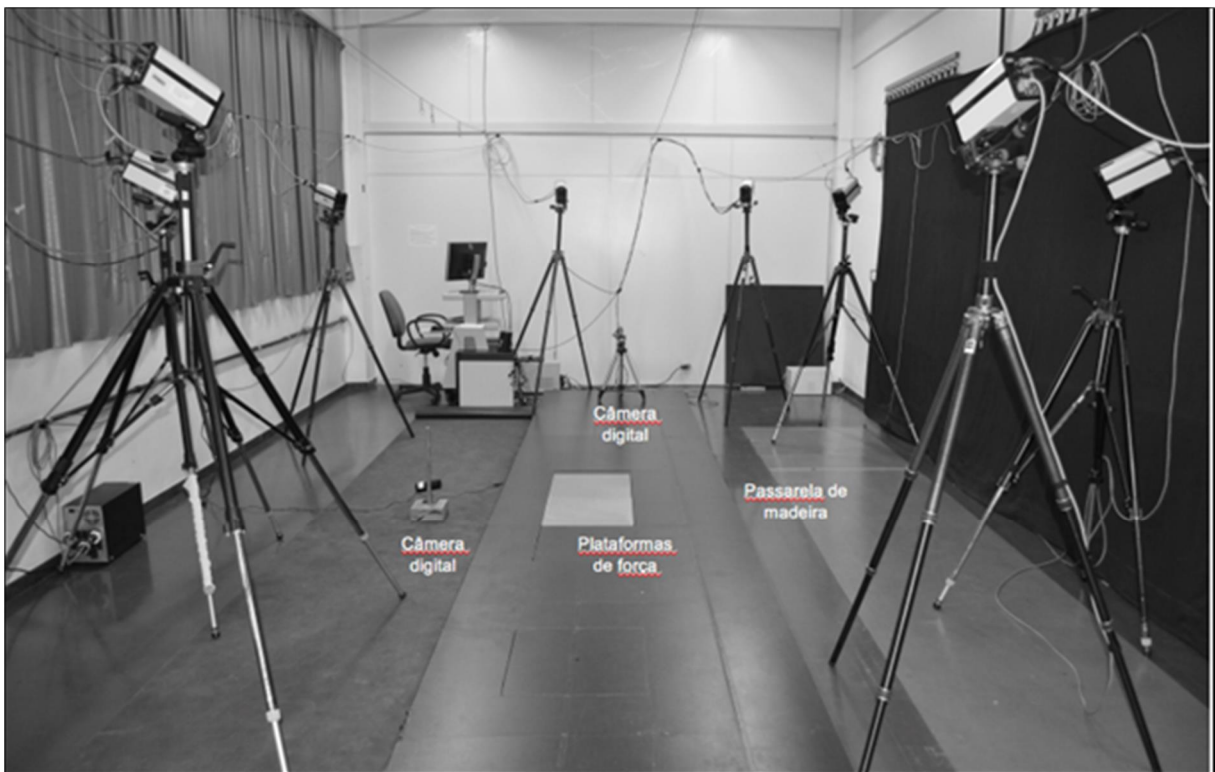
As coletas de dados deste estudo foram vinculadas às coletas de dados do estudo de doutorado de Vanessa Lara de Araújo e de pós-doutorado de Fabrício Anício de Magalhães, intitulado "Influência da resistência passiva do quadril e mediopé sobre a cinemática articular dos membros inferiores como parte de uma sinergia para o deslocamento anterior da pelve durante a marcha" e está aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG sob o número 50164515.7.0000.5149 (ANEXO 2).

2.2 Medidas e procedimentos de coleta

Os dados cinéticos e cinemáticos foram coletados por um sistema de análise de movimento opto-eletrônico (8 câmeras ProReflex, Qualisys MEDICAL AB, Suécia) em frequência de 120 Hertz (Hz) sincronizado com duas plataformas de força (AMTI OR6-7-1000, EUA) posicionadas em linha, distantes uma da outra em 2 milímetros (mm), em frequência de 1200 Hz, posicionadas no centro de uma passarela de madeira de 8 m (Figura 1). Esses sistemas foram gerenciados pelo

software *Qualisys Track Manager 2.12* (Qualisys AB, Suécia) para coleta de dados. Duas câmeras digitais foram utilizadas para filmar os pés dos participantes durante as coletas de marcha e possibilitar a verificação do correto posicionamento do pé esquerdo nas plataformas de força conforme será descrito a seguir. Antes da chegada dos participantes, o sistema Qualisys foi calibrado e as plataformas de força foram zeradas.

Figura 1: Set-up onde foram realizadas as coletas de marcha



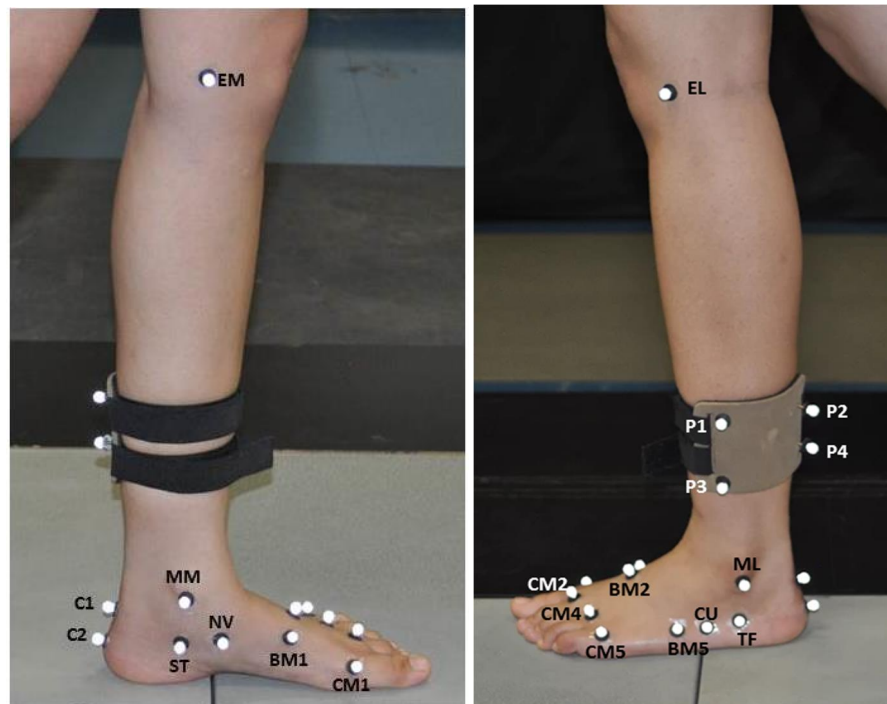
A figura mostra o posicionamento das 8 câmeras Qualisys envolta da passarela de madeira, uma câmera digital no canto superior e outra à esquerda e duas plataformas de força dispostas em sequência, no centro.

A princípio, os participantes foram informados sobre os objetivos do estudo e depois foram medidas a altura e a massa corpórea de cada um utilizando uma balança digital com altímetro (Personal 10448, Filizola, Brasil). A seguir, foi solicitado ao voluntário que vestisse um short de poliéster/elastano para uma melhor identificação das proeminências ósseas e um examinador experiente fixou sobre o antepé, o retropé e a perna 21 marcadores esféricos passivos refletivos de 8 mm com fita dupla face reforçada por fita microporo (Figura 2).

Assim que o participante estava com todos os marcadores fixados, ele era posicionado de forma que seu antepé e seu retropé esquerdos ficassem nas

plataformas de força anterior e posterior, respectivamente, e seu pé direito ficasse posicionado sobre passarela de madeira, sem tocar nas plataformas. Esse posicionamento era necessário para possibilitar que os dados de força de reação do solo sob o antepé e sob o retropé esquerdos fossem coletados separadamente, o que era um pré-requisito para implementação do modelo anatômico utilizado, conforme será descrito mais a diante. Para a primeira coleta de dados, o voluntário ficou 5 segundos em pé, em postura relaxada. Esta coleta estática serviu posteriormente como referência para a construção do modelo biomecânico. Em seguida, os marcadores que tinham apenas finalidade de definição do modelo, mas que não se destinavam ao rastreamento do movimento, foram removidos.

Figura 2: Posicionamento do pé nas plataformas e dos marcadores passivos refletivos no antepé, no retropé e na perna do voluntário



À direita está a visão medial e à esquerda, a visão lateral, do membro inferior esquerdo. Marcadores do modelo do retropé: C1 (ápice superior do corpo do calcâneo) e C2 (ápice da tuberosidade do calcâneo), ST (sustentáculo do tálus) e TF (tuberosidade fibular). Marcadores do modelo do antepé: CM1 (cabeça do primeiro metatarso), CM2 (cabeça do segundo metatarso), CM4 (cabeça do quarto metatarso), CM5 (cabeça do quinto metatarso), BM1 (base do primeiro metatarso), BM2 (base do segundo metatarso) e BM5 (base do quinto metatarso). Marcadores que pertencem tanto ao modelo do retropé quanto ao do antepé: NV (navicular) e CU (cuboide). Marcadores do modelo da perna: ML (maléolo lateral), MM (maléolo medial), EL (epicôndilo lateral do fêmur), EM (epicôndilo medial do fêmur). Marcadores P1, P2, P3 e P4 indicam o cluster da perna.

Após a coleta estática, o participante foi instruído a fazer caminhadas de familiarização na passarela de madeira. Neste período, o examinador aproveitou

para observar o comprimento do passo do participante para, assim, poder ajustar a linha de partida, de forma que o retropé e o antepé esquerdos tivessem maior possibilidade de acertar, respectivamente, as plataformas de força posterior e anterior durante a fase de apoio. Como referências visuais para confirmar se a pisada ocorreu no local correto, foram utilizados marcadores posicionados nas bases do 1º e 5º metatarsos, para avaliar se o antepé estava devidamente posicionado na plataforma anterior, e marcadores na tuberosidade fibular e no sustentáculo do tálus, para determinar se o retropé estava adequadamente posicionado na plataforma posterior. Nenhum dos marcadores deveria ocupar o espaço entre as plataformas de força. Uma vez que os participantes estavam familiarizados com a tarefa, eles realizaram repetidamente a atividade de caminhar sobre a passarela em velocidade auto selecionada até alcançar coletas válidas, ou seja, em que o pé esquerdo e o pé direito estivessem na posição correta, o vetor de reação do solo estivesse sendo exibido e todos os marcadores fossem visíveis no sistema com sua trajetória suave. Foram realizadas seis coletas válidas por participante, para possibilitar que posteriormente as médias dos dados de cada indivíduo fossem utilizadas nas estatísticas e análises.

2.3 Processamento dos dados

Os dados cinéticos e cinemáticos tridimensionais foram processados no software *Visual 3D v5 Professional* (C-motion Inc., USA). Inicialmente, os marcadores rastreados foram interpolados em até 10 quadros para preencher possíveis lacunas ocorridas durante as coletas com o sistema optoeletrônico e, a seguir, foi utilizado filtro passa baixa *Butterworth* de 4ª ordem de 6Hz (WINTER, 2009) para os dados cinemáticos e de 10 Hz para os dados cinéticos.

Com os dados interpolados e filtrados, o modelo biomecânico proposto por Bruening *et al.* (2012) foi implementado no software para os três segmentos a serem analisados: antepé, retropé e perna. Este modelo divide o pé em antepé e retropé de forma que os movimentos do retropé em relação à perna representam os movimentos do tornozelo e os movimentos do antepé em relação ao retropé representam os movimentos do complexo articular do mediopé. Além disso, esse método assume um modelo cinemático e um modelo cinético. O modelo cinemático

não necessita que, em uma articulação, a posição da extremidade distal do segmento proximal seja a mesma da posição da extremidade proximal do segmento distal. Então, os sistemas de coordenadas dos segmentos do modelo cinemático são similares a de outros modelos cinemáticos largamente usados (BRUENING; COONEY; BUCZEK, 2012). Por sua vez, modelo cinético precisa que, em uma articulação, a posição da extremidade distal do segmento proximal seja a mesma da posição da extremidade proximal do segmento distal, para que seja condizente com o modelo de segmentos ligados do método de dinâmica inversa, que foi usado para calcular os torques e potências articulares. Cada segmento foi definido da seguinte maneira:

Antepé: É definido de duas formas diferentes: 1) antepé cinemático e 2) antepé cinético. O eixo longo do antepé cinemático é definido como a linha que conecta o ponto médio entre as bases do primeiro e do quinto metatarsos ao centro do antepé (ponto médio entre as cabeças do primeiro do quinto metatarsos). Seu plano transversal é formado pelo centro do antepé e as bases do primeiro e do quinto metatarsos. Já o eixo longo do antepé cinético é a linha que conecta o centro articular do mediopé (ponto médio entre as marcas dos ossos navicular e cuboide) ao centro do antepé. Seu plano transversal é definido pelo eixo longo e a cabeça do primeiro metatarso. Para esse segmento foi utilizada uma forma de rastreamento diferente da proposta por Bruening (2012) conforme resultados de estudo (MAGALHÃES *et al.*, 2016) que demonstraram menor movimento relativo entre as marcas utilizando-se os marcadores da base do segundo metatarso e das cabeças do segundo e do quarto metatarsos.

Retropé: O eixo longo é a linha que conecta o centro articular do mediopé e o ápice central da tuberosidade do calcâneo. O plano sagital é definido pelo eixo longo e pela linha de bissecção do calcâneo (linha que liga a tuberosidade do calcâneo ao ápice superior do corpo do calcâneo). Este segmento foi rastreado por meio das marcas do ápice superior do corpo do calcâneo, do sustentáculo do tálus e do tuberosidade fibular.

Perna: O eixo longo foi definido como a linha que conecta o centro do joelho (ponto médio entre os epicôndilos femorais) e o centro do tornozelo (ponto médio entre os maléolos). O plano frontal foi definido a partir do eixo longo e pelos marcadores dos maléolos. Este segmento foi rastreado por meio dos quatro marcadores do *cluster* da perna. Estes marcadores ficavam dispostos

assimetricamente no *cluster* de forma que seu movimento conjunto representava o movimento da perna.

Foi assumido que a massa do pé era 1,45% da massa corporal total do voluntário (DEMPSTER, 1955) e esta foi dividida entre antepé e retropé, conforme o volume desses segmentos. O diâmetro do retropé foi definido como a linha que liga o sustentáculo do tálus à tuberosidade fibular e este segmento foi modelado como um cilindro. O diâmetro maior do antepé foi definido como a linha que liga os marcadores do navicular ao do cuboide e o diâmetro menor como a distância do marcador da cabeça do segundo metatarso ao solo, sendo modelado como um cilindro elíptico. O centro de massa desses segmentos foi definido como o ponto central de cada um.

Para calcular os movimentos angulares das articulações tornozelo e mediopé foi utilizada a seguinte sequência de Cardan: eixo látero-medial, eixo ântero-posterior e eixo súpero-inferior.

A magnitude de pronação no instante da retirada do calcanhar foi operacionalizada através de um índice de pronação (IP) criado especificamente para este estudo. O IP foi calculado como a soma dos valores angulares do retropé em relação à perna nos planos frontal e transversal dividido por dois, sendo que valores angulares negativos representam eversão e rotação lateral e valores positivos, eversão e rotação medial. Dessa forma, quanto menor o IP, maior a magnitude de pronação. A criação desse índice se justifica em evidências que apontam que o movimento de pronação se distribui de maneira semelhante entre os planos frontal e transversal (NACHBAUER; NIGG, 1992; DELEO *et al.*, 2004).

O período de impulsão foi determinado como a fase entre a elevação do calcanhar e a liberação dos artelhos do pé de apoio, o qual foi operacionalizado respectivamente como o instante em que termina a força de reação vertical do solo na plataforma posterior, na qual se apoiava o retropé, e como o instante em que termina a força de reação vertical do solo na plataforma anterior, na qual se apoiava o antepé. Os torques internos articulares do mediopé e do tornozelo, no plano sagital, foram calculados pelo método tradicional de dinâmica inversa, e medidos em newton-metros por quilograma (Nm/kg), e as potências de geração e absorção foram calculadas como o produto entre o momento interno articular e a velocidade angular e medida em watts por quilograma (W/kg). Tanto os torques como as potências foram normalizados pela massa corporal do participante. Os trabalhos de geração

de energia das articulações do tornozelo e do mediopé, que são as variáveis desfecho, foram calculados como a área debaixo da curva no gráfico de potência durante o período de impulsão e medidos em joule por quilograma (J/kg).

2.4 Análise Estatística

A amostra foi dividida em três tercios segundo o IP. O grupo um (n = 13) foi composto pelos participantes que apresentaram maior magnitude de pronação (PG); o grupo dois (n=14), pelos que apresentaram magnitude intermediária (PM); e o grupo três (n=13), pelos que apresentaram menor magnitude (PP). Para verificar a diferença entre os grupos na magnitude de pronação, foi utilizada ANOVA *One-Way* comparando os valores de IP entre os três grupos.

Para verificar a similaridade entre os grupos em outras variáveis que poderiam ser relevantes, os dados descritivos de idade, massa corporal, altura, velocidade de marcha e sexo foram comparados por meio de análise de variância com um fator (ANOVA *One-Way*) para as variáveis numéricas, e pelo teste Qui-quadrado para a variável categórica. Para comparação dos trabalhos mecânicos de geração de energia entre os três grupos, também foi utilizada ANOVA *One-Way*. No caso em que o efeito principal da ANOVA foi significativo, foram realizados contrastes entre os pares para detectar onde se localizava a diferença. No caso de homogeneidade da variância entre os grupos, o teste de contraste utilizado foi o DMS (diferença mínima significativa) e, no caso de heterogeneidade da variância, o Games-Howell foi o contraste utilizado. Para todas as análises, uma probabilidade de erro tipo I () de 5% foi estabelecida. A análise estatística foi realizada no software IBM SPSS (versão 22.0). O tamanho de efeito e o poder estatístico foram calculados para o efeito principal das ANOVAs. O eta quadrado parcial foi utilizado como tamanho de efeito principal, sendo que os valores iguais ou superiores a 0,01, 0,06 e 0,14 representam tamanhos de efeito pequeno, médio e grande, respectivamente (COHEN, 1988).

3 RESULTADOS

Conforme a ANOVA *One-Way* os grupos foram significativamente diferentes quanto ao IP tendo $p < 0,001$ tanto no efeito principal como nos contrastes realizados (Tabela 1). Em relação aos dados descritivos de idade, de massa corporal, de altura e de velocidade de marcha, a ANOVA *One-Way* apontou que não houve diferença significativa entre os grupos, tendo $p > 0,22$. Da mesma forma, não houve diferença entre os grupos na variável sexo conforme o Qui-quadrado, tendo $p = 0,23$ (Tabela 1).

Quanto às variáveis desfecho, houve um efeito principal significativo da ANOVA *One-Way* na comparação do trabalho do tornozelo entre os grupos com diferentes magnitudes de pronação ($p = 0,025$) (Tabela 2 e Gráfico 1). Os contrastes não encontraram diferenças entre os pares de médias (Tabela 2 e Gráfico 1). Já para o trabalho do mediopé, não houve diferença significativa no efeito principal da ANOVA *One-Way* ($p = 0,786$) (Tabela 2). Para melhor entendimento das variáveis desfecho, o Gráfico 2 apresenta as curvas médias de potência do mediopé e do tornozelo de cada grupo.

Tabela 1- Comparação dos grupos segundo o Índice de Pronação

PG	Média (DP)		ANOVA
	PM	PP	p
-8,87 (1,73)	-5,64 (0,52)	-3,13 (1,50)	<0,001

DP = Desvio padrão; PG - Grupo com maior magnitude de pronação, PM - Grupo com magnitude de pronação intermediária e PP - Grupo com menor magnitude de pronação. Fonte: Elaboração própria

Tabela 2- Dados descritivos e inferência estatística das variáveis de controle mensuradas dos grupos de maior magnitude de pronção (PG), magnitude intermediária (PM) e menor magnitude (PP).

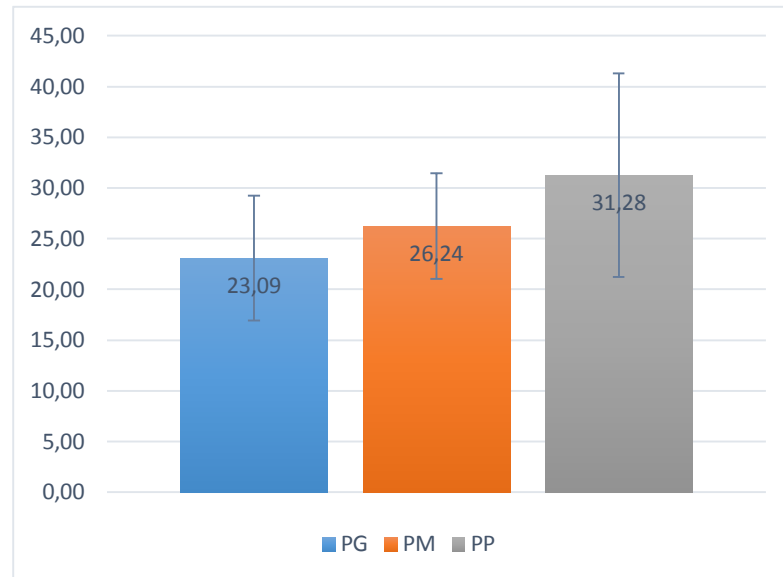
Variáveis	Média (DP)			ANOVA ou Qui-quadrado	
	PG	PM	PP	p	F ou χ^2
Idade (anos) ^a	25,77 (4,70)	26,29 (6,75)	25,62 (4,28)	0,944	0,057
Massa corporal (kg) ^a	67,00 (13,40)	67,49 (12,87)	62,41 (9,86)	0,498	0,710
Altura (cm) ^a	1,64 (0,08)	1,70 (0,11)	1,67 (0,09)	0,224	1,556
Sexo (homem/mulher) ^b	6H/7M	5H/9M	4H/9M	0,710	0,424
Velocidade de marcha (m/s) ^a	1,12 (0,14)	1,15 (0,11)	1,17 (0,11)	0,494	0,719

DP = Desvio padrão; ^a = ANOVA; ^b = Qui-quadrado. PG - Grupo com maior magnitude de pronção, PM - Grupo com magnitude de pronção intermediária e PP - Grupo com menor magnitude de pronção. Fonte: Elaboração própria

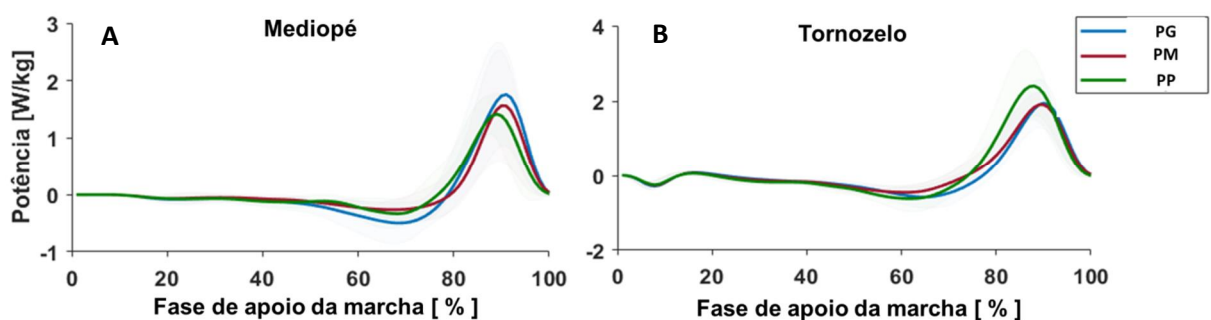
Tabela 3 - Comparação entre grupos para o trabalho gerado no tornozelo e mediopé no plano sagital utilizando ANOVA One way

Variáveis	Média (DP)			ANOVA				Contrastes		
	PG	PM	PP	p	F	η^2_p	Poder estatístico	PG X PM	PM X PP	PG x PP
								p	p	p
Trabalho tornozelo	23,09 (6,17)	26,24 (5,22)	31,27 (10,04)	0,025*	4,071	0,180	0,688	0,344	0,263	0,052
Trabalho mediopé	15,72 (6,46)	14,90 (5,11)	16,52 (6,38)	0,786	0,242	0,013	0,085	--	--	--

Valores positivos indicam a geração de trabalho, DP - Desvio Padrão, η^2_p indica o tamanho de efeito eta quadrado parcial. PG - Grupo com maior magnitude de pronção, PM - Grupo com magnitude de pronção intermediária e PP- Grupo com menor magnitude de pronção Fonte: Elaboração própria

Gráfico 1: Trabalho mecânico do tornozelo (J/kg)

As barras representam as médias do trabalho gerado do tornozelo, no plano sagital, durante o período de impulsão da marcha, para os grupos PG, PM e PP e as linhas representam os respectivos desvios padrão. Fonte: Elaboração própria

Gráfico 2: Potência do mediopé e do tornozelo - Fase de apoio da marcha

Curvas de potência (W/kg), no plano sagital, do mediopé e do tornozelo, realizadas com a média de cada grupo. Valores negativos significam absorção e os valores positivos geração. A área sob a curva de potência gerada representa o trabalho mecânico gerado. Fonte: Elaboração própria com utilização do software *Matlab R2017a* (MathWorks, EUA).

4 DISCUSSÃO

Os resultados apontam que a magnitude de pronação não teve relação com o trabalho gerado no complexo articular do mediopé, no plano sagital, durante a marcha. A magnitude de pronação do pé não explicou a variação do trabalho do mediopé, visto que não houve efeito significativo na ANOVA. Esse resultado não confirma a hipótese levantada na introdução, de que um possível menor travamento das articulações mediotársicas devido à maior pronação do pé levaria à menor geração de trabalho mecânico do mediopé, já que o pé teria se tornado uma alavanca menos rígida e, portanto, menos adequada para a impulsão. Porém, a magnitude da pronação do pé explicou parte da variação do trabalho gerado no tornozelo, sendo que quanto maior foi a pronação, menor foi o trabalho (Gráfico 1). O eta quadrado parcial de 0,18 indica que 18% da variância do trabalho mecânico entre os grupos é explicada pela magnitude de pronação.

Apenas o pressuposto teórico de que o travamento ineficiente das articulações mediotársicas por meio da pronação excessiva do pé impactaria sobre a geração de trabalho no plano sagital nas articulações do tornozelo e do mediopé durante a impulsão na marcha parece ser insuficiente para explicar os resultados obtidos no presente estudo. Se, como sugere o pressuposto teórico, o pé se tornasse uma alavanca menos rígida para impulsão quando está mais pronado, e esse fosse o único fator que influenciasse na rigidez dessa alavanca, os resultados apontariam diferenças significativas entre os grupos com maior e menor magnitude de pronação para o mediopé. A ausência de influência da magnitude de pronação sobre o trabalho do mediopé pode ser explicada de duas formas: (a) esse mecanismo teórico pode não acontecer; e (b) esse mecanismo pode não ser o único fator a influenciar a rigidez da alavanca do pé. Estudos demonstram que não ocorre travamento das articulações mediotársicas em nenhum momento da fase de apoio da marcha (OKITA *et al.*, 2014; CHEN WANG *et al.*, 2016). De qualquer forma, seja assumida a hipótese a ou b, é possível que tanto os músculos intrínsecos do pé quanto os tecidos passivos plantares influenciem na rigidez da alavanca e do trabalho articular produzido. Na marcha, a transferência de peso do retropé para o antepé durante a fase de impulsão provoca a dorsiflexão da articulação metatarsofalangeana, gera alongamento e tensionamento da fásia plantar e armazenamento de energia elástica (PERRY, 2005a; KER *et al.*, 1987). Esse aumento de tensão da

fáscia contribui para a supinação do pé e posteriormente para a flexão plantar das articulações metatarso-falangeanas, no final da impulsão, devido ao retorno elástico dos tecidos (KER *et al.*, 1987). Este alongamento dos tecidos passivos plantares é capaz de gerar força e trabalho mecânico. Uma parte dos indivíduos do grupo PG, que provavelmente tiveram maior abaixamento do arco longitudinal medial, pode ter produzido aproximadamente o mesmo trabalho mecânico que o grupo PP devido ao tensionamento provocado pelo alongamento tecidual. Quanto à musculatura intrínseca do pé, Kelly *et al.* (2014) demonstraram que os músculos abductor do hálux, flexor dos dedos e quadrado plantar, quando estimulados, são capazes impedir ou até mesmo reverter o abaixamento do arco longitudinal medial durante o suporte de peso, participando, assim, do controle da postura e da rigidez do pé. Estes autores sugerem que tal mecanismo de controle ativo da rigidez do arco plantar pode influenciar a forma com que as forças são transmitidas e a locomoção humana. Ou seja, a ativação dessa musculatura também poderia provocar o aumento da rigidez do arco plantar e conseqüentemente aumentar a geração de trabalho mecânico. Perry (2005) apresenta dados eletromiográficos que demonstram que dois desses músculos, o abductor do hálux e o flexor dos dedos, são ativados apenas no apoio terminal, na marcha. Logo, pode ser que as forças geradas pela ativação da musculatura intrínseca do pé tenham contribuído para os valores de trabalho mecânico do mediopé. Ou seja, parte dos indivíduos do grupo PG, apesar de terem alcançado maiores valores de pronação até o instante de elevação do calcanhar, podem ter ativado a musculatura intrínseca do pé, durante a fase de impulsão, o suficiente para gerar valores de trabalho mecânico semelhantes aos do grupo PP. Estes fatores ativos e passivos não foram controlados no presente estudo e a variável trabalho não é capaz de capturar quais estruturas geraram as forças envolvidas no movimento. Dessa forma, mesmo que o pressuposto teórico do travamento articular seja verdadeiro, pode ser que seu efeito sobre a geração de trabalho mecânico se misture a outros efeitos, não tendo sido possível identificar sua contribuição.

No que diz respeito ao resultado para articulação do tornozelo, uma possível explicação é que tenha ocorrido uma menor geração de força de flexores plantares, que também são supinadores do pé (tibial posterior, flexor longo dos dedos, flexor longo do hálux, gastrocnêmio e sóleo) (PERRY, 2005b; NEUMANN, 2011), fazendo com que os indivíduos do grupo PG tanto tenham pronado mais

como gerado menos trabalho mecânico no período da impulsão. Porém, essa hipótese precisaria ser confirmada em estudos que, além de análise cinética, envolvessem avaliação da atividade e força desses músculos (ou uma modelagem biomecânica detalhada do sistema musculoesquelético). Segundo Perry (2005b), o músculo sóleo possui uma área de secção transversa superior aos outros flexores plantares/inversores, o que o torna um importante supinador. Esta autora coloca, ainda, que a inatividade da musculatura inversora é mais responsável pela pronação do pé do que a atividade da musculatura eversora, como pode ser verificado em estudos com pessoas com paralisia flácida (PERRY 2005b). A Figura 3 (NEUMANN, 2011) mostra os pontos de fixação dos músculos que cruzam as articulações talocrural e subtalar e ajuda a entender o papel do tríceps sural, do tibial posterior, do flexor longo dos dedos e do flexor longo do hálux como flexores plantares/inversores do pé. O músculo sóleo atua mais diretamente na articulação do tornozelo do que na do mediopé de forma que uma menor ativação dessa musculatura pode induzir uma menor geração de trabalho da articulação do tornozelo sem interferir significativamente no mediopé.

Figura 3: Músculos que cruzam as articulações subtalar e talocrural

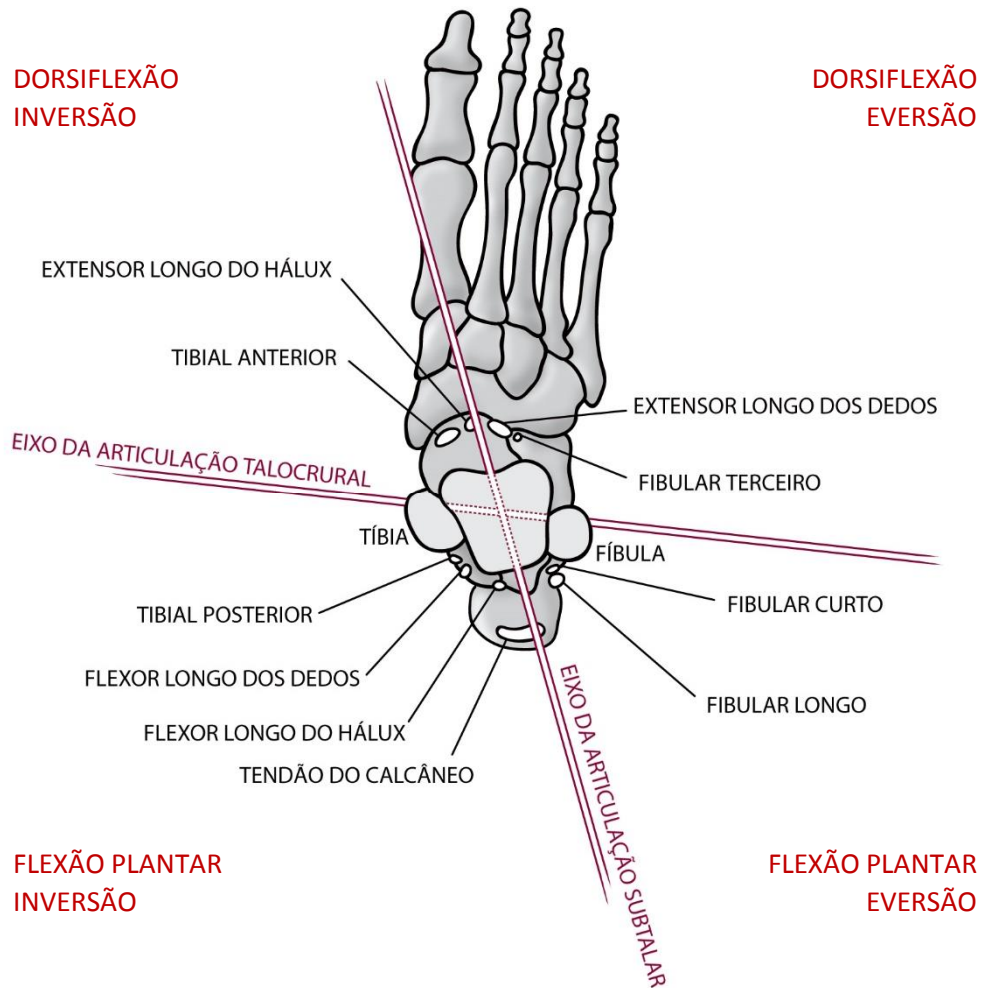


Figura mostrando as múltiplas ações dos músculos que cruzam as articulações subtalar e talocrural. As ações de cada músculo são baseadas na sua posição relativa ao eixo de rotação na articulação. Observe que os músculos possuem múltiplas ações. Fonte: NEUMANN, 2011, p. 608

É importante ressaltar que os presentes resultados diferem dos de Saraswat *et al.* (2014) que encontraram diferenças para ambas as articulações na geração de potência na comparação de crianças com pé plano valgo e pé com desenvolvimento típico. Talvez diferenças metodológicas entre o estudo desses autores e o presente estudo justifiquem os diferentes resultados encontrados. A seleção da amostra é o principal fator que pode justificar esta diferença. No estudo de Saraswat *et al.* (2014) foram comparados pés com diferenças posturais/estruturais detectadas por medida clínica e radiológica em ortostatismo, enquanto no presente estudo foram comparados pés com diferentes magnitudes de pronação no instante de retirada do calcanhar na marcha. Portanto, as alterações

presentes nos pés das crianças são diferentes das alterações dos pés do presente estudo, visto que o estudo de medidas estáticas do pé nem sempre se correlaciona com medidas dinâmicas (HAMILL *et al.*, 1989). Além disso, a amostra de Saraswat *et al.* (2014) foi composta por crianças e a do presente estudo por adultos jovens. Como o sistema neuromusculoesquelético das crianças está em desenvolvimento, é possível que tanto o padrão de ativação dos músculos intrínsecos do pé quanto a resistência dos tecidos passivos plantares contribuam de forma diferente dos adultos na geração de trabalho do mediopé. Por fim, o processamento dos dados foi realizado por sistemas distintos em que foram implementados modelos biomecânicos diferentes, o que pode interferir nos resultados (TEIXEIRA, 2016). Devido a essas diferenças, o cálculo das variáveis de interesse se deu por via de processamentos distintos, o que pode contribuir para a diferença entre os estudos.

O presente estudo avançou ao testar um pressuposto teórico e desconstruir a ideia de que a magnitude de pronação do pé no início da impulsão impacta sobre a geração de trabalho das articulações do tornozelo e mediopé. Sua principal limitação é o tamanho da amostra que foi pequena para afirmar que realmente há diferença entre os grupos de maior e menor magnitude de pronação no início da fase de impulsão quanto à geração de trabalho do tornozelo. Isso porque o tamanho do efeito obtido no contraste entre os grupos PG e PP foi grande ($d = 0,098$), o poder estatístico foi moderado (0,67) e o valor de p obtido no contraste foi marginal (0,52). O cálculo amostral para o contraste citado, necessário para alcançar uma probabilidade de erro tipo I () menor que 0,05 e um poder estatístico de 0,80, revelou que seria preciso aumentar para 18 o número de indivíduos por grupo, o que possibilitaria a verificação dos achados. Outras limitações foram a não realização de medidas de força de flexão plantar do tornozelo e a não mensuração do trabalho realizado pelos músculos intrínsecos do pé - o que só poderia ter sido feito a partir de modelos biomecânicos mais avançados. Essas informações seriam úteis para entender se os indivíduos do grupo de maior pronação realmente apresentam fraqueza ou menor ativação dessas musculaturas quando comparados ao grupo que apresenta menor pronação. Além disso, a maior parte dos estudos utiliza apenas a eversão do calcâneo em relação à perna para representar tal magnitude. Estudos isolados utilizam outros métodos que consideram o movimento do antepé (MACWILLIAMS; SARASWAT; DAVIS, 2012; MONAGHAN *et al.*, 2013), mas não há estudos que comparem os diferentes métodos para determinar qual é o mais

adequado. Dessa forma, o índice utilizado neste estudo demanda maior investigação e pode ser um viés na divisão dos grupos. Entretanto, essa medida de pronação foi escolhida porque representa uma disfunção de movimento comumente encontrada na clínica. Mesmo indivíduos sem alteração estrutural/postural do pé podem apresentar aumento da magnitude e tempo de pronação durante a fase de impulsão da marcha. A medida do presente estudo foi escolhida na tentativa de investigar essas disfunções de movimento (DONATELLI, 1987) e não alterações estruturais/posturais do pé. Medidas estáticas/estruturais não são suficientes para informar sobre alterações dinâmicas de movimento (HAMILL *et al.*, 1989). Além disso, a medida escolhida combina os movimentos nos planos frontal e transversal, que são os dois principais componentes da pronação/supinação (NACHBAUER; NIGG, 1992; DELEO *et al.*, 2004).

O primeiro desdobramento deste estudo deve ser o aumento da quantidade de participantes para verificar se o grupo que prona mais realmente gera menor trabalho mecânico no tornozelo em comparação com o grupo que prona menos. Após essa verificação podem ser realizadas comparações que envolvam as articulações do quadril e do joelho para entender se a magnitude de pronação está associada às diferenças na geração de trabalho mecânico de articulações mais proximais, já que estas, especialmente a articulação do quadril, também são importantes para a propulsão anterior do corpo na marcha (LEWIS; FERRIS, 2008). Além disso, seria interessante verificar se há diferença na geração de trabalho mecânico na fase de impulsão da marcha entre indivíduos saudáveis e de populações clínicas com disfunções nos membros inferiores. Os presentes achados, somados aos possíveis futuros desdobramentos podem contribuir para elucidar se a magnitude de pronação do pé interfere na propulsão anterior do corpo durante a marcha, o que é relevante já que há patologias que estão associadas à pronação excessiva do pé (CHUTER *et al.* 2012). Além disso, há condições de saúde como a neuropatia diabética e o envelhecimento que estão associadas há alterações nas estratégias de propulsão anterior do corpo (DEVITA; HORTOBAGYI, 2000; MUELLER, 1994). Há evidências, por exemplo, de que em indivíduos que associam neuropatia diabética e postura do pé em pronação, há um risco aumentado de desenvolvimento de lesões de pressão na região plantar do hálux (BARROSO *et al.*, 2016; NUBÉ *et al.*, 2006). Outros estudos demonstram que indivíduos com neuropatia diabética possuem menor força de flexão plantar (MUELLER, 1994). Ou

seja, esta condição de saúde é um exemplo em que ambas as alterações podem ser encontradas: tanto pronação excessiva do pé como alterações cinéticas na propulsão anterior do corpo na marcha. Portanto, elucidar a relação entre a magnitude de pronação e a geração de trabalho das articulações do membro inferior torna-se relevante no estudo de algumas condições de saúde e disfunções de movimento.

5 CONCLUSÃO

Os resultados do presente estudo apontam que a magnitude da pronação do pé explicou parte da variação do trabalho gerado no tornozelo durante a fase de impulsão da marcha. Talvez uma ampliação da amostra possibilite demonstrar que o grupo com maior magnitude de pronação (PG) gera maiores valores de trabalho no plano sagital no tornozelo na comparação com o grupo com menor pronação do pé (PP). Essa diferença poderia ser explicada por uma baixa produção de força pelos músculos flexores plantares que também são supinadores do pé, durante o período de impulsão da marcha nos indivíduos do grupo PG. Os resultados não revelam diferença entre os grupos para o trabalho do mediopé. Possivelmente, os indivíduos do grupo PG podem ter apresentado um maior tensionamento da fásia plantar e/ou maior ativação da musculatura intrínseca do pé, contribuindo para que valores de trabalho fossem semelhantes aos dos outros grupos. O pressuposto teórico de que pessoas com pronação excessiva do pé e menor travamento das articulações subtalar e mediotársica no final da fase de apoio produziriam uma alavanca menos eficiente para propulsão anterior do corpo só poderia ser utilizado para entender os resultados se houvesse diferença na geração de trabalho para ambas as articulações: tornozelo e mediopé.

REFERÊNCIAS

BARROSO, M.; MATÍNEZ, L.; SÁNCHEZ, A.; AFONSO, A.; MORALES, G.; ÁLVAREZ, G. Forefoot ulcer risk is associated with foot type in patients with diabetes and neuropathy. **Diabetes Research and Clinical Practice**, v.114, p. 93-98, abr. 2016.

BLACKWOOD, C.; YUEN, T.; SANGEORZAN, B., LEDOUX, W. The Midtarsal Joint Locking Mechanism. **Foot & Ankle International**. v. 26, n. 12, p. 1074-1080, dez. 2005.

BORHANI, M.; MCGREGOR, A. H.; BULL, A. M. J. An alternative technical marker set for the pelvis is more repeatable than the standard pelvic marker set. **Gait & Posture**. v.38, n. 4, p.1032-1037, set. 2013.

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

CHEN WANG, M. D.; GENG, X.; WANG, S.; XIN MA, M. D.; XU WANG, M. D.; JIAZHANG HUANG, M. D.; CHAO ZHANG, M. D.; LI CHEN, M. S.; YANG, J.; WANG, K. In vivo kinematic study of the tarsal joints complex based on fluoroscopic 3D-2D registration technique. **Gait and Posture**, v. 49, p. 54. 60, set. 2016

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

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

DELEO, A. T.; DIERKS, T. A.; FERBER, R.; DAVIS, I. S. Lower extremity joint coupling during running: A current update. **Clinical Biomechanics**. Bristol Avon, v. 19, n. 10, p. 983. 991, dez. 2004.

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

DEVITA, P.; HORTOBAGYI, T. Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. **Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 88, n. 5, p. 1804. 1811, mai. 2000.

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

FONSECA, S. T.; SILVA, P. L.; OCARINO, J. M.; AQUINO, C. F. Integration of Stresses and their Relationship to the Kinetic Chain. In: DAVID, J. M.; JAMES, E. Z.; WILLIAM, S. Q. (Ed.). **Scientific Foundations & Principles of Practice in Musculoskeletal Rehabilitation**. 1 ed. Saint Louis: Saunders/Elsevier, 2007. p. 476. 486.

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

KELLY, L. A.; CRESSWELL, A. G.; RACINAIS, S.; WHITELEY, R.; LICHTWARK, G. Intrinsic foot muscles have the capacity to control deformation of the longitudinal arch. **Journal of The Royal Society Interface**. v. 11, n. 93, jan. 2014.

KER, R. F. *et al.* The spring in the arch of the human foot. **Nature**, v. 325, n. 7000, p. 147. 149, jan. 1987.

LEWIS, C. L.; FERRIS, D. Walking with Increased Ankle Pushoff Decreases Hip Muscle Moments. **Journal of Biomechanics**. v 41. , n 10., p. 2082-2089, jul. 2008.

MACWILLIAMS, B.A.; SARASWAT, P.; DAVIS, R.B. A simple expression of supination and pronation. In: GAIT AND CLINICAL MOVEMENT ANALYSIS SOCIETY, 2012 annual conference, Grand Rapids. **Proceedings of Gait and Clinical Movement Analysis Society**. 2012. p. 121. 122.

MAGALHÃES, F.; ARAÚJO, V.; SOUZA, T.; PINTO, V.; ANDRADE, C. Analyses of the Forefoot Kinematics and Residual, In: CONGRESS OF THE EUROPEAN SOCIETY OF BIOMECHANICS, 20., 2016, Lyon. **Annals of the 22nd Congress of the European Society of Biomechanics**, 2016.

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 and Posture**. v. 38, n. 1, p. 8. 13, mai. 2013.

MUELLER, J.; MINOR, D.; SAHRMANN, A.; SCHAAF, A.; STRUBE, J. Differences in the gait characteristics of patients with diabetes and peripheral neuropathy compared with age-matched controls. **Physical Therapy**. v. 74, n.4, p. 299-308, abr. 1994.

MULLINGAN, E.P. Reabilitação da perna, do tornozelo e do pé, In: ANDREWS, R. A. *et al.* (Ed.) **Reabilitação física das lesões desportivas**. 2 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, capítulo 14, 2000. p. 349-397.

NACHBAUER, W.; NIGG, B. M. Effects of arch height of the foot on ground reaction forces in running. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 24, n. 11, p. 1264. 1269, nov. 1992.

NEUMANN, D. A. **Cinesiologia do Aparelho Musculoesquelético: Fundamentos para Reabilitação**. 2 ed. Rio de Janeiro: Elsevier Editora, 2011.

NUBÉ,V.; MOLYNEAUX, L.; YUE, D. Biomechanical risk factors associated with neuropathic ulceration of the hallux in people with diabetes mellitus. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, v. 96, n 3, p. 189-197, mai.-jun. 2006.

OKITA, N.; MEYERS, S. A.; CHALLIS, J. H.; SHARKEY, N. A. Midtarsal joint locking: New perspectives on an old paradigm. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 32, n. 1, p. 110. 115, jan. 2014

PERRY, J. **Análise de marcha: marcha normal**. 1 ed. Barueri: Manole, 2005.

PERRY, J. **Análise de Macha: marcha patológica**. 1 ed. Barueri: Manole, 2005.

SARASWAT, P.; MACWILLIAMS, B. A.; DAVIS, R. B.; DCASTOUS, J. L. Kinematics and kinetics of normal and planovalgus feet during walking. **Gait and Posture**. v. 39, n. 1, p. 339. 345, jan. 2014.

TEIXEIRA, B.G. **Comparação entre diferentes métodos cinemáticos multissegmentares do pé**. 2016. 59 f. Trabalho de conclusão de curso (bacharelado em fisioterapia) . Escola de educação física, fisioterapia e terapia ocupacional, Universidade federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2016.

WINTER, D. A. Anthropometry. In: WINTER, D. A. (Ed.). **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. 4 ed. Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons, Inc, 2009. p. 82. 106.

ANEXO 1

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

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

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

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca

Gostaríamos de convidá-lo a participar de nosso estudo. O nosso objetivo é investigar como as forças passivas que agem no quadril e pé se interagem para produzir os movimentos das pernas, pelve e tronco durante a caminhada.

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

Inicialmente, serão medidos o seu peso, a altura e os comprimentos de sua perna e pé.

Logo após, você deitará em uma maca de barriga para baixo onde iremos movimentar suavemente o seu quadril por três vezes para se estimar a força passiva de resistência ao movimento.

Na mesma posição da situação anterior, também será medido a força passiva de resistência do seu pé por meio de um instrumento de medida que o movimentará o seu pé suavemente por três vezes.

Em sequência, pequenos marcadores (bolinhas reflexivas) serão fixados com fita dupla face em pontos específicos do seu tronco, pelve, coxa, perna e pé. Tanto a colocação quanto a retirada destes marcadores é um procedimento completamente indolor que será realizado por pesquisadores experientes.

A seguir, você deverá caminhar descalço(a) sobre uma passarela de madeira contendo dois retângulos de metal para medir informações importantes sobre a sua forma de andar.

Por fim, você deverá caminhar novamente sobre a mesma passarela de madeira, mas agora calçando um tênis que contém uma palmilha.

Riscos e desconfortos: A sua participação no estudo oferece riscos mínimos à sua saúde. Mas, algumas situações podem ocorrer como: 1) leve desconforto no quadril e pé - que não deve permanecer após os testes - similar ao de exercícios de alongamento durante os testes de resistência passiva; 2) pequena irritação na pele (que, caso ocorra, deve se resolver sozinha em poucos dias) devido à fixação dos marcadores com fitas adesivas; 3) leve desconforto nos pés durante o teste de caminhada por estar calçando um tênis com palmilha, mas este possível desconforto não deverá permanecer após o teste.

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

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

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

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

Mais informações sobre o estudo poderão ser fornecidas pelos pesquisadores responsáveis Fabrício Magalhães (telefone 31 9 8827-3070) e Vanessa Araújo (telefone 31 9 9727-8285). Além disso, para obter mais informações e responder a dúvidas, você também poderá entrar em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa . CEP/UFMG na Av. Pres. Antônio Carlos, 6627, Unidade Administrativa II, 2º. Andar, Sala 2005 (telefone 31 3409-4592). Após a leitura completa do presente documento, caso concorde em participar, você deverá assinar o termo de consentimento abaixo e rubricar todas as folhas desse termo. Este documento é emitido em duas vias que serão ambas assinadas por mim e pelo pesquisador, ficando uma via com cada um de nós.

TERMO DE CONSENTIMENTO

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

_____ Assinatura do Voluntário	_____ Data
_____ Dr. Fabrício Anício de Magalhães	_____ Data
_____ MSc. Vanessa Lara de Araújo	_____ Data
_____ Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca	_____ Data

COEP É Comitê de Ética em Pesquisa/UFMG

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

ANEXO 2

Aprovação do Comitê de Ética do Estudo



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

Projeto: CAAE – 50164515.7.0000.5149

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

DECISÃO

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

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

A handwritten signature in black ink, reading "Telma Campos Medeiros Lorentz".

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