

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

BRUNO DAYRELL DA COSTA PAES

**RELAÇÃO DE PROPRIEDADES MECÂNICAS DO COMPLEXO ARTICULAR DO
MEDIOPÉ COM A MEDIDA CLÍNICA DO ALINHAMENTO ANTEPÉ-PERNA**

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG

2018

BRUNO DAYRELL DA COSTA PAES

**RELAÇÃO DE PROPRIEDADES MECÂNICAS DO COMPLEXO ARTICULAR DO
MEDIOPÉ COM A MEDIDA CLÍNICA DO ALINHAMENTO ANTEPÉ-PERNA**

Dissertação apresentada ao Curso de Mestrado em Ciências da Reabilitação da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação.

Área de concentração: Desempenho Funcional Humano

Orientador: Prof. Dr. Thales Rezende de Souza

Co-Orientador: Prof. Dr. Renan Alves Resende

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG

2018

AGRADECIMENTOS

Agradeço à Deus pela oportunidade da vida e por tudo que me proporcionou até aqui.

Ao meu orientador Thales Rezende de Souza por sua amizade e todos os ensinamentos, não somente relacionados à vida acadêmica mas também ao ambiente clínico. Por me apoiar e tranquilizar nos momentos que mais precisei. Gratidão, respeito e admiração pelo professor, pesquisador e pessoa que você é.

Ao meu co-orientador Renan Alvez Resende por ser tão presente e importante na minha formação acadêmica. Sua tranquilidade e ajuda facilitaram muito todo esse processo.

Aos membros da banca professores Dr. Sérgio Fonseca e Dr. Thiago Teles por todas contribuições e sugestões que muito ajudaram para melhoria desta pesquisa.

À professora Dra. Juliana Ocarino por suas contribuições na qualificação e pelo aprendizado nas aulas da pós-graduação do mestrado e na minha iniciação científica.

Aos discentes da iniciação científica Bruna Gontijo, Danielle Aquino, Rodrigo Lopes, Daniel Rocha e Mickaelly por toda dedicação, empenho e comprometimento. Muito obrigado.

Aos voluntários que participaram da pesquisa por toda disponibilidade, paciência e confiança.

Aos colegas do Programa de Pós Graduação em Ciências da Reabilitação em especial Raphael Borges e Larissa Pinheiro por compartilharem todos os conhecimentos, dificuldades e anseios desse período.

Aos amigos da Topphysio especialmente Ismael e Tarcísio por terem me oferecido

a oportunidade de trabalhar numa clínica com profissionais tão competentes e que me fazem orgulhar da profissão que escolhi e que sou tão realizado.

Aos funcionários da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG Délcio, Margarete, Marilaine, Gabriel, Matheus e Mateus.

Aos colegas do Laboratório de Análise de Movimento da UFMG, Fabrício Magalhães por todo trabalho com os códigos do Matlab e com o torsiômetro, Priscila Albuquerque, Vanessa Araújo, Aline Castro, Diego Carvalho e Breno Teixeira por toda contribuição nas reuniões e discussões nessa caminhada.

Aos meus amigos e professores de Capoeira Sapão e Elaine, por me ajudarem a me formar como capoeirista e, principalmente, como ser humano. A presença de vocês em minha vida, foi e é muito importante.

Aos meus tios e primos queridos, que não são poucos, em especial Tia Nara, Tio Aristides, Tia Dilma, Tio Neiva por todo carinho e apoio sempre. Flavin, Tomate e João Paulinho por tudo que já passamos.

Aos meus amigos Saroba, Renato, Fábio e Miguelito, o companheirismo, distração e alegria que me trouxeram foram fundamentais para tornar essa fase mais leve e tranquila.

Ao meu pai, por ser exemplo de pessoa e profissional que começou do zero e venceu na vida. Me ensinou o valor e a importância do trabalho.

Agradeço à minha mãe e irmãos Tiago, Mari e Mauro que sempre estiveram ao meu lado nos momentos mais felizes e também nos mais difíceis da minha vida. O amor e apoio de vocês me deram forças para chegar até aqui. Mãe, seu exemplo de doação, amor e bondade são inspirações de vida. Vô Samuca, vó Nilza e Tetê, as saudades são imensas mas sei que daí de cima me amparam e torcem por mim. Meus sobrinhos Matias

e Olivia por toda ternura e afeto. Amo muito todos vocês!

Agradeço em especial à minha esposa Camila, por todo carinho, paciência e incentivo. Seu amor e suporte me deram forças para conclusão desse trabalho. Te amo! À Estopa, nossa cachorrinha que nos trouxe só amor e alegria.

Muito obrigado a todos que contribuíram de alguma forma para que esse projeto fosse concluído.

PREFÁCIO

A presente dissertação estrutura-se da seguinte forma:

- Introdução contendo informações globais sobre a pesquisa realizada, incluindo uma revisão de literatura sobre o tema estudado, a formulação das hipóteses, delimitações do estudo e os objetivos da pesquisa;
- Artigo proveniente do estudo realizado a ser submetido na revista *Musculoskeletal Science and Practice*;
- Considerações Finais com síntese do trabalho e as explicações de como o mesmo se enquadra no eixo central do Programa de Pós Graduação em Ciências da Reabilitação da UFMG.

RESUMO

A medida clínica do alinhamento antepé-perna (AAP) tem demonstrado boa capacidade preditiva da amplitude e duração da pronação do pé durante atividades em cadeia fechada. A alteração desse movimento do pé tem sido associada à lesões de membros inferiores. No entanto, não se sabe quais componentes musculoesqueléticos influenciam essa medida clínica. É provável que a medida do AAP, represente a resistência dos tecidos moles do complexo articular do mediopé (CAM) à inversão do antepé. O presente estudo investigou se a resistência do CAM à inversão do antepé está relacionada com a medida clínica do AAP. Quarenta e seis indivíduos saudáveis (27 homens e 19 mulheres) com idade de $26,4 \pm 5,3$ anos participaram deste estudo. O AAP foi mensurado através do processamento de fotos. Um instrumento denominado Torsímetro com um torquímetro e um potenciômetro foi utilizado para medir a resistência do CAM. Coeficientes de correlação de Pearson e Spearman foram calculados para investigar associações entre cada variável de resistência do CAM e o AAP ($\alpha = 0,05$). Regressões lineares múltiplas foram realizadas para testar se as variáveis de resistência do CAM contribuem de forma complementar para explicar os valores do AAP ($\alpha = 0,05$). Os resultados demonstraram correlações moderadas significativas do AAP com torque absoluto máximo ($r = -0,334$, $p = 0,023$), rigidez máxima absoluta ($r = -0,314$, $p = 0,007$) e posição de repouso ($r = 0,395$, $p = 0,007$). Os modelos de regressão mostraram que as variáveis combinadas de resistência do CAM explicaram de forma significativa e moderada os valores do AAP ($0,189 \leq r^2 \leq 0,202$; $0,008 \leq p \leq 0,011$). Nos modelos de regressão, as variáveis independentes não apresentaram contribuições complementares para a explicação do AAP, uma vez que apenas a variável posição de repouso apresentou coeficiente significativo. Os resultados demonstraram que a medida clínica do AAP é influenciada pela resistência proporcionada pelos tecidos moles do CAM à inversão do antepé: sendo maior a resistência, menor o AAP. Estes resultados suportam a idéia de

que a medida do AAP prediz a pronação do pé em cadeia fechada porque reflete a resistência mecânica à inversão do antepé fornecida pelos tecidos moles do CAM.

Palavras-chave: alinhamento antepé-perna, medida clínica, resistência à inversão, mediopé, tecidos moles.

ABSTRACT

The clinical measure of forefoot-shank alignment (FSA) predicts the amount of foot pronation during weight-bearing tasks, which may be related to lower limb injuries. FSA might reflect the mechanical resistance of the midfoot joint complex (MFJC) to forefoot inversion, which is a component of weight-bearing foot pronation. This study investigated if MFJC resistance to inversion is related to the FSA. Forty-six healthy individuals (27 males; 19 females) with mean age of 26.4 years (SD 5.3) participated. In this study, FSA was measured with photographs. The mechanical resistance of the MFJC to inversion was measured using the Torsimeter, which is an equipment with a torque meter designed to assess midfoot resistance torque and stiffness. Correlation coefficients were calculated between each MFJC resistance variables and the FSA ($\alpha=0.05$). Multiple linear regressions were performed to test whether MFJC resistance variables collectively explain FSA). There were significant moderate correlations of FSA with maximum absolute torque ($r=-0.334$, $p=0.023$), maximum absolute stiffness ($r=-0.314$, $p=0.007$) and resting position ($r=0.395$, $p=0.007$). Regression models showed that combined MFJC resistance variables significantly and moderately explained FSA values ($0.189 \leq r^2 \leq 0.202$; $0.008 \leq p \leq 0.011$). In the regression models, only resting position significantly explained FSA. Therefore, the MFJC variables did not show complementary contributions to the explanation of FSA. The mechanical resistance of the MFJC to forefoot inversion is associated to FSA: the greater the resistance, the smaller the FSA. These results support the idea that the FSA measure is associated to weight-bearing foot pronation because it partially reflects the mechanical resistance to forefoot inversion provided by the MFJC soft tissues.

Keywords: forefoot-shank alignment, clinical measure, mechanical resistance, midfoot, soft tissues.

SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO	11
2.	ARTIGO	17
3.	CONSIDERAÇÕES FINAIS	40
	REFERÊNCIAS	41
	APÊNDICE A	47
	APÊNDICE B	50

1. INTRODUÇÃO

A pronação e a supinação são movimentos que permitem que o complexo tornozelo-pé (CTP) desempenhe funções como absorção da força de reação do solo, adaptação a diferentes superfícies e impulsão do membro inferior a frente durante atividades como a caminhada e a corrida (NEUMANN, 2006). Embora a pronação do pé seja um componente natural do ciclo da marcha, o aumento ou a redução desse movimento pode ser prejudicial (ZHANG *et al.*, 2017), uma vez que pode contribuir para o aumento do estresse em tecidos do sistema musculoesquelético e conseqüentemente, para o desenvolvimento de processos e condições patológicas e disfuncionais (MUELLER & MALUF, 2002; FONSECA *et al.*, 2007). A pronação excessiva do CTP apresenta associação com lesões como tendinopatia do calcâneo (BECKER *et al.*, 2017), síndrome do estresse tibial medial (SHARMA *et al.*, 2010), dor fêmoro-patelar (POWERS *et al.*, 2012), osteoartrite do quadril em idosos (GROSS *et al.*, 2007) e dores lombopélvicas (MENZ *et al.*, 2013; O'LEARY *et al.*, 2013). Por outro lado, a pronação reduzida é associada à fascite plantar e entorse lateral de tornozelo (WILLIAMS *et al.*, 2001), fratura por estresse na perna, pé e tornozelo (KORPELAINEN *et al.*, 2001) e síndrome da banda iliotibial (LOUW *et al.*, 2014). Considerando que o aumento e a redução de pronação do pé durante atividades em cadeia fechada estão associados à ocorrência de lesões em membros inferiores (BANWELL *et al.*, 2014; NEAL *et al.*, 2014), medidas clínicas que identifiquem os fatores causais e que predigam esses movimentos são de grande relevância clínica.

O aumento ou redução da pronação do CTP podem estar associados a fatores, localizados no CTP (MCPOIL & KNECHT, 1985; TIBERIO, 1988; SIMONEAU, 2002), e a fatores localizados em áreas distantes do CTP (MYER *et al.*, 2006; SNYDER *et al.*, 2009; EARL & HOCH, 2011). Alinhamentos anatômicos em varo e valgo, no pé e na perna, levariam ao aumento e à redução da pronação, respectivamente (MICHAUD, 1993;

DONATELLI *et al.*, 1999). Além de fatores relacionados com o alinhamento do CTP, maior mobilidade de inversão da articulação médio-társica e de dorsiflexão dos raios mediais do pé (especialmente do primeiro raio) estariam relacionadas com maior pronação (ROOT *et al.*, 1977; MICHAUD, 1993; ALLEN *et al.*, 2004). Dessa forma, o menor torque produzido pelos músculos inversores do tornozelo contribuiria para maior pronação do pé (KITAOKA *et al.*, 1997; POHL *et al.*, 2010). Além disso, superfícies inclinadas (SOUZA *et al.*, 2009; JONES *et al.*, 2013; RESENDE *et al.*, 2015) e também o tipo de calçados utilizados (HOFFMAN *et al.*, 2015) podem influenciar na pronação e supinação do CTP. Fatores proximais também podem influenciar na cinemática do CTP, devido ao acoplamento da rotação medial e lateral do quadril com os movimentos de eversão e inversão do retropé (variável normalmente utilizada para mensurar a pronação e supinação do pé), respectivamente (POHL *et al.*, 2006; KHAMIS & YIZHAR, 2007; POHL *et al.*, 2007; POHL & BUCKLEY, 2008; SOUZA *et al.*, 2010). Dessa forma, é possível que a mecânica do quadril no plano transversal influencie o movimento e a postura do pé, em cadeia fechada (MANN, 1982; LEIGHTON, 2006; FONSECA *et al.*, 2007). O aumento da mobilidade de rotação medial do quadril também foi associado ao aumento da eversão do retropé durante a marcha e a postura em ortostatismo (SOUZA *et al.*, 2014). Snyder e colaboradores, por exemplo, demonstraram que o fortalecimento dos músculos rotadores laterais e abdutores do quadril resultou em redução da amplitude de eversão do retropé, durante a corrida (SNYDER *et al.*, 2009). Assim, considerando os vários fatores distais e proximais que podem influenciar na pronação-supinação do CTP, conclui-se que esse movimento possui um caráter multifatorial.

A natureza multifatorial do movimento de pronação-supinação do CTP, em atividades em cadeia fechada, dificulta que estudos encontrem relações simples de fatores distais e proximais isolados, mensurados na clínica e em laboratório, com a cinemática do CTP. Nesse sentido, a literatura aponta resultados inconsistentes ou

contraditórios em relação à existência dessas relações. Para alinhamento ósseo, por exemplo, alguns autores identificaram que o alinhamento do antepé é um pobre preditor dos movimentos do retropé (HAMILL *et al.*, 1989; MCPOIL & CORNWALL, 1996; CORNWALL *et al.*, 2004), para mobilidade do pé, Cornwall e colaboradores (2006) e Allen e colaboradores (2004) demonstraram que pés com hipomobilidade do primeiro raio apresentaram maior eversão do retropé comparado com pés com hipermobilidade do primeiro raio, e também para a ação dos músculos inversores do pé, Christina e colaboradores (2001) encontraram que a fadiga desses músculos não alterou a cinemática do retropé durante a corrida (FELTNER *et al.*, 1994; CHRISTINA *et al.*, 2001; SNOOK, 2001; KARATSOLIS *et al.*, 2009; POHL *et al.*, 2010). Esses resultados inconsistentes não permitem ainda chegar em um consenso de quais fatores estão relacionados, isoladamente ou combinados, com a pronação-supinação do CTP.

Apesar da dificuldade em identificar os fatores isolados que estão relacionados com a cinemática do CTP, estudos recentes têm demonstrado que algumas medidas clínicas são capazes de prever a quantidade e tempo de pronação do CTP durante atividades em cadeia fechada (MONAGHAN *et al.*, 2013; MONAGHAN *et al.*, 2014; SOUZA *et al.*, 2014; CRUZ, 2017). Essas medidas quantificam a posição em cadeia aberta do antepé (linha que conecta as porções inferiores das cabeças metatarsais), no plano frontal, em relação a uma referência vertical como a perna ou a maca, com o indivíduo em decúbito ventral. A medida que usa a perna como referência, chamada de alinhamento antepé-perna (AAP) (MENDONÇA *et al.*, 2013; SOUZA *et al.*, 2014), foi proposta para mensurar uma combinação entre o alinhamento anatômico do antepé, do retropé e da perna e a resistência passiva oferecida pelos tecidos do complexo articular do mediopé (CAM), no plano frontal (MENDONÇA *et al.*, 2013; SOUZA *et al.*, 2014). O uso desse tipo de medida demonstrou que maiores ângulos de inversão do antepé (em relação à perna ou à maca) estão relacionados com o aumento da pronação do complexo

tornozelo-pé durante a postura ortostática (SOUZA *et al.*, 2014), durante a marcha (MONAGHAN *et al.*, 2013; SOUZA *et al.*, 2014; CRUZ, 2017) e a corrida (MONAGHAN *et al.*, 2014). Entretanto, apesar da capacidade preditiva demonstrada, não se sabe quais componentes musculoesqueléticos influenciam no AAP em cadeia aberta. Especificamente, não se sabe se essa medida clínica reflete os componentes de alinhamento ósseo ou de resistência passiva articular que ela se propõe a medir. Isso interfere na escolha de intervenções clínicas propostas para modificar a postura e o movimento do CTP em cadeia fechada, nos casos em que há alteração desse movimento na presença de aumento ou redução dos valores obtidos a partir da medida clínica do AAP.

A posição do antepé em inversão no plano frontal, em cadeia aberta, geralmente em relação ao calcâneo, tem sido denominada varismo do antepé (ROOT *et al.*, 1977; GARBALOSA *et al.*, 1994). Por muitos anos, acreditou-se que o varismo do antepé originava-se estritamente de uma deformidade óssea inalterável do tálus, constituindo uma deformidade óssea (STRAUS, 1927; BOHM, 1929; HLAVAC, 1970; SGARLATO, 1971). No entanto, estudos têm demonstrado que o alinhamento em varo do antepé é decorrente de uma deformidade possivelmente alterável de tecidos moles do CAM (MCPOIL *et al.*, 1987; LUFLEER *et al.*, 2012). Isso indica que medidas da posição do antepé no plano frontal, em cadeia aberta, como a medida do AAP, são influenciados pelos tecidos moles do CAM, o que coincide com a proposta dessa medida clínica. Nela, o indivíduo é orientado a manter o tornozelo na posição de 0 graus (ângulo reto) no plano sagital, o que exige contração isométrica dos dorsiflexores, sendo o tibial anterior o principal deles que, por sua vez, inverte o antepé (NEUMANN, 2006). Dessa forma, o antepé ficaria mais ou menos invertido de acordo com a resistência oferecida pelos tecidos moles do CAM ao movimento de inversão (MENDONÇA *et al.*, 2013; SOUZA *et al.*, 2014). Essa resistência à inversão do antepé em relação ao retropé pode estar

relacionada com a resistência oferecida à pronação do CTP em cadeia fechada, como teoricamente sugerido por Souza e colaboradores (2014a, 2014b). Assim, a capacidade de prever a cinemática do CTP, da medida do AAP (MONAGHAN *et al.*, 2013; MONAGHAN *et al.*, 2014; SOUZA *et al.*, 2014; CRUZ, 2017), pode ser, em parte, devido à sua possível relação com a resistência oferecida pelos tecidos moles do CAM ao movimento de inversão do antepé. Entretanto, ainda não existem evidências sobre essa possível relação.

1.1 Objetivos

O objetivo principal deste estudo foi investigar se existe relação entre a medida clínica antepé-perna com variáveis relacionadas à resistência passiva do CAM à inversão do antepé em relação ao retropé.

Os objetivos específicos deste estudo foram:

(1) Investigar se a medida do AAP é influenciada pelas propriedades passivas do CAM: torque passivo máximo de resistência à inversão do antepé em relação ao retropé, rigidez passiva máxima relacionada à resistência à inversão e a posição de repouso do CAM em que o torque passivo é igual a zero.

(2) Investigar se o torque passivo máximo de resistência à inversão do antepé, a rigidez passiva máxima relacionada à resistência à inversão do antepé e a posição de repouso do CAM, em conjunto, ajudam a explicar os valores da medida do AAP.

1.2 Hipóteses

As hipóteses desse estudo são: (1) a medida do AAP será correlacionada com propriedades passivas do CAM, sendo que quanto menor o torque passivo máximo de resistência à inversão do antepé, maior o AAP; (2) quanto menor a rigidez passiva máxima relacionada à resistência à inversão do antepé, maior o AAP; (3) quanto mais

deslocada para inversão a posição de repouso do CAM, maior será o AAP.

2. ARTIGO

A ser submetido para a revista Musculoskeletal Science and Practice:

**RELATION OF THE MECHANICAL PROPERTIES OF THE MIDFOOT JOINT COMPLEX
WITH THE CLINICAL MEASURE OF FOREFOOT-SHANK ALIGNMENT**

Bruno Dayrell da Costa Paes

ABSTRACT

The clinical measure of forefoot-shank alignment (FSA) predicts the amount of foot pronation during weight-bearing tasks, which may be related to lower limb injuries. FSA might reflect the mechanical resistance of the midfoot joint complex (MFJC) to forefoot inversion, which is a component of weight-bearing foot pronation. This study investigated if MFJC resistance to inversion is related to the FSA. Forty-six healthy individuals (27 males; 19 females) with mean age of 26.4 years (SD 5.3) participated. In this study, FSA was measured with photographs. The mechanical resistance of the MFJC to inversion was measured using the Torsimeter, which is an equipment with a torque meter designed to assess foot resistance torque and stiffness. Correlation coefficients were calculated between each MFJC resistance variables and the FSA ($\alpha=0.05$). Multiple linear regressions were performed to test whether MFJC resistance variables collectively explain FSA). There were significant moderate correlations of FSA with maximum absolute torque ($r=-0.334$, $p=0.023$), maximum absolute stiffness ($r=-0.314$, $p=0.007$) and resting position ($r=0.395$, $p=0.007$). Regression models showed that combined MFJC resistance variables significantly and moderately explained FSA values ($0.189 \leq r^2 \leq 0.202$; $0.008 \leq p \leq 0.011$). In the regression models, only resting position significantly explained FSA. Therefore, the MFJC variables did not show complementary contributions to the explanation of FSA. The mechanical resistance of the MFJC to forefoot inversion is associated to FSA: the greater the resistance, the smaller the FSA. These results support the idea that the FSA measure is associated to weight-bearing foot pronation because it partially reflects the mechanical resistance to forefoot inversion provided by the MFJC soft tissues.

Keywords: forefoot-shank alignment, clinical measure, mechanical resistance, midfoot, soft tissues.

1. INTRODUCTION

Clinical measures of non-weight-bearing forefoot alignment in the frontal-plane (HOLT & HAMILL, 1995; MENDONÇA *et al.*, 2013; MONAGHAN *et al.*, 2013; MONAGHAN *et al.*, 2014; SOUZA *et al.*, 2014) used in clinical settings predict the amount of foot pronation during orthostatic posture (SOUZA *et al.*, 2014), walking (MONAGHAN *et al.*, 2013; SOUZA *et al.*, 2014), and running (MONAGHAN *et al.*, 2014). Both increased and reduced foot pronation have been associated with different orthopedic conditions. For example, increased foot pronation has been associated with calcaneus tendinopathy (BECKER *et al.*, 2017), medial tibial stress syndrome (SHARMA *et al.*, 2010; NEAL *et al.*, 2014), anterior knee pain (POWERS *et al.*, 2012; NEAL *et al.*, 2014), hip osteoarthritis in older adults (GROSS *et al.*, 2007) and lumbar-pelvic pain (MENZ *et al.*, 2013; O'LEARY *et al.*, 2013). Reduced foot pronation has been associated with plantar fasciitis and lateral ankle sprain (WILLIAMS *et al.*, 2001), foot, ankle and shank stress fracture (KORPELAINEN *et al.*, 2001) and iliotibial band syndrome (LOUW *et al.*, 2014). Therefore, studies that investigate the factors that influence forefoot alignment may improve the interpretation of clinical measures that predicts foot pronation.

Theoretical approaches and evidence suggest that multiple factors influence the magnitude of foot pronation during weight-bearing tasks, including distal factors, located at the foot-ankle complex (FAC), such as the foot and shank varus alignment (MICHAUD, 1993; DONATELLI *et al.*, 1999) and greater mobility of the mid-tarsal joints and the first ray (ROOT *et al.*, 1977; MICHAUD, 1993; ALLEN *et al.*, 2004), and proximal factors, such as increased hip internal rotation mobility (SOUZA *et al.*, 2014) and hip muscles strength (SNYDER *et al.*, 2009). This multifactorial nature would make it difficult to consistently identify predictors of the magnitude of foot pronation, which seems to result in contradictory findings such as the findings related to measures of forefoot varus (e.g. forefoot alignment relative to the calcaneus) (HAMILL *et al.*, 1989; MCP OIL &

CORNWALL, 1996; CORNWALL *et al.*, 2004). For example, Mcpoil & Cornwall (1996), have found that forefoot varus is a poor predictor of rearfoot kinematics. Differently, recent studies have been consistently observing that larger forefoot inverted alignment relative to a global vertical are related to increased foot pronation (MONAGHAN *et al.*, 2013; MONAGHAN *et al.*, 2014; SOUZA *et al.*, 2014). This draws attention to this type of measure and to the body components that are being revealed when this type of measure is used.

One of the measures that quantify the inversion alignment of the forefoot relative to a global vertical is the forefoot-shank alignment (FSA). The angle obtained by this measure may be influenced by the soft tissues of the midfoot joint complex (MFJC) and the mechanical resistance they provide against forefoot inversion (MENDONÇA *et al.*, 2013; SOUZA *et al.*, 2014). During the FSA measurement, the individual is instructed to maintain the ankle in neutral position in the sagittal plane, which requires ankle's dorsiflexors isometric contraction, the tibialis anterior being the most important. This muscle is a forefoot invertor and consequently may invert the forefoot while contracting to maintain neutral ankle position during the test. However, the amount of forefoot inversion due to tibialis anterior contraction may depend on the amount of resistance provided the MFJC soft tissues against forefoot inversion (MENDONÇA *et al.*, 2013; SOUZA *et al.*, 2014). This MFJC resistance to forefoot inversion may be related to the resistance offered by the soft tissues to weight-bearing FAC pronation, as suggested by Souza *et al.* (2014). Therefore, the capacity of this type of measure to predict the amount of foot pronation (MONAGHAN *et al.*, 2013; MONAGHAN *et al.*, 2014; SOUZA *et al.*, 2014), could be, in part, due to its possible relationship with MFJC soft tissue resistance to forefoot inversion. However, there is still no evidence for this hypothetical relationship. The aim of the present study is to investigate the relationship between the mechanical resistance provided by the

MFJC soft tissues to forefoot inversion and the clinical measure of FSA. We hypothesized that larger FSA angles are related to lower MFJC resistance to forefoot inversion.

2. METHODS

2.1 Participants

Forty-six healthy individuals (27 males and 19 females) with mean age of 26.4 years (SD 5.3) participated in this study. The inclusion criteria were: (i) no history of injury or any orthopedic surgery in the lower limbs; (ii) no use of foot orthoses; (iii) no sports practice on the day of data collection (iv) presenting MFJC range of motion of 20° of eversion to 50° of inversion. The exclusion criteria were: (i) reporting discomfort or pain during the procedures; (ii) not being able to clearly relax the foot and ankle muscles during at least one trial of the measurement of MFJC mechanical resistance to forefoot inversion (iii) absence of acceptable smoothness on all three torsimeter data curves; (iv) presenting a MFJC resistance torque smaller than 10 Nm (i.e. the maximum torque measured by the device). Sample size was estimated with the G*Power software (FAUL *et al.*, 2007), with the following input data: correlation analysis, statistical power of 0.8, a moderate effect size (r) of 0.4 (based on a pilot study mentioned below), with a two-tailed significance level of 0.05 (PORTNEY & WATKINS, 2009), resulting in 44 participants. A pilot study with ten participants was conducted to assess the intratester reliability of the clinical measures and the measures representing the mechanical resistance of the MFJC to forefoot inversion. These participants were evaluated twice, one week apart, and Intraclass Correlation Coefficients (ICC) were calculated. All participants signed a consent form approved by the University's Ethics in Research Committee (CAAE 78785717.7.0000.5149).

2.2 Procedures

2.2.1 Measurement of forefoot-shank alignment

Digital photographs of the foot were taken from above, with the participant in prone (Fig. 1), using a digital camera (Nikon D-SLR D5000; Nikon Inc, Melville, NY). The procedures were followed as proposed by Mendonça *et al.* (2013). Briefly, the leg was fixed in neutral rotation so that the posterior aspect of the calcaneus was uppermost and the medial malleolus was aligned with the inferior edge of a treatment table. A single trained examiner performed all the trials. The participant's ankle was passively positioned at 0° of dorsiflexion by the examiner using light pressure over the third metatarsal head and then it was actively sustained at this position by the participant. Three pictures were taken. The FSA was measured as the angle between the forefoot and a line drawn on the posterior aspect of the shank.

Insert_Figure_1_near_here

2.2.1 Measurement of the mechanical resistance of the MFJC to forefoot inversion

An instrument named Torsimeter - awaiting completion of the patent - (figure 2a, 2b) which has a torque meter and a potentiometer was used to measure the resistance torque and the angle of the MFJC. The participant was sitting in an adjustable chair with the posterior aspect of the left lower leg and the calcaneus supported by the instrument's boot. The forefoot was held with an adjustable clamp, which is attached to the torque meter and the potentiometer sensors. The potentiometer axis was aligned with the foot's second ray, which is the least mobile foot ray (MICHAUD, 1993) and consequently the approximate axis for forefoot movement in the frontal plane. The Torsimeter forefoot clamp was positioned immediately distal to the first metatarsal phalangeal joint so that the metatarsal heads were firmly attached to it (figure 2b). Velcro strips were used to fix the shank inside the boot (figure 2b). Clamps for the distal shank, calcaneus and metatarsal heads were used to hold them tight (figure 2a). Only the MFJC was free to move. After the

adjustments, the participant was oriented to maintain the lower leg and foot completely relaxed during all the procedures and to let the examiner know whether he/she felt any discomfort or pain. The examiner moved the participant's forefoot to 20° of eversion (-) and then to 50° of inversion (+), at a slow angular velocity of 2°/s (using a real-time check method), to prevent muscle contractions (NORDEZ *et. al*, 2006). Three trials were performed to accommodate the soft tissues at the MFJC and then three valid trials were collected. The torque data was displayed in real time and the trial was interrupted and discarded if any peak on the torque/angle curve was visually perceived or if any movement proximally or distally from the MFJC was observed, such as tibial rotation, calcaneus eversion/inversion or the forefoot sliding inside the forefoot clamp. The torque values and the angular position of the MFJC were recorded at 100Hz using the software LabVIEW®. The torque was collected at the range -20° to 50°, which was defined in the pilot study as the range of motion available for all participants. Although there was not a measure of muscle activity, caution was taken to exclude trials with any sign of muscle contraction, as explained above and in the next section.

Insert_Figure_2_near_here

2.3 Data Processing

Torque vs angle data was filtered with a Chebyshev 3rd order, low-pass filter with a 4Hz cutoff frequency. A smoothness analysis was carried out for each torque vs angle curve, to identify trials with greater irregularities, which were more likely to have been influenced by muscle contraction. Irregularities were defined as high change rates in curve slopes. Frame to frame slopes of each curve were calculated (Nm/°). Then, change rates in slopes were expressed as the slope of one frame to frame interval in percent of the slope of the previous interval. Curves with high slope change rates were considered too

irregular and, consequently, invalid. To define curves with high slope change rates, a quartile analysis was performed for the rate values of all curves from all participants. The highest acceptable change rate value was defined as the third quartile (percentile 75%), which was equal to 18%. Therefore, all the curves with a slope change rate higher than 18% was excluded. From 144 trials, 34 were excluded, resulting in 110 valid trials. Two subjects were excluded from the study because the curves of their three trials were excluded. Figure 3 shows the mean torque x angle curve from all participants.

Insert_Figure_3_near_here

2.4. Data Reduction

For the clinical measure FSA, the mean score of the three measures were calculated and used for statistical analysis. In a pilot study with ten participants, the examiner demonstrated good intra-rater reliability, with ICC of 0.87 (CI95%: 0.476-0.968) and a standard error of measurement (SEM) of 1,91° (PORTNEY & WATKINS, 2009). The variables extracted from the MFJC torque vs. angle curves during forefoot inversion were: maximum absolute torque, maximum absolute stiffness and resting position. The maximum absolute torque (Nm) of the MFJC was calculated as the maximum value of the torque curve. The maximum absolute stiffness (Nm/°) was calculated as the maximum instantaneous slope of the torque vs. angle curve, in MATLAB® 2015b using the 4th order polynomial method (NORDEZ *et. al*, 2006). This method fits each torque vs angle curve with a 4th order polynomial and calculates the curve stiffness from the polynomial coefficients. Through this method, it was possible to obtain the polynomial coefficients that was the best fit (in a least-squares sense) for the torque data, and the slope was given by the formulae: $4 \times c(1) \times a^3 + 3 \times c(2) \times a^2 + 2 \times c(3) \times a + c(4)$, where the c1 to c4 are the polynomial coefficients in a respective angle (a). The resting position was defined as the

angle ($^{\circ}$) in which the quasi-passive torque was zero. As the resting position of a joint complex constitutes an equilibrium position between antagonistic soft tissues (SOUZA *et al.*, 2009), it is expected that lower torques provided by the MFJC tissues that resist forefoot inversion will be associated with a more inverted resting position. The mean value of the three repetitions were computed for the three MFCJ resistance variables. The ICC for maximum absolute torque, maximum absolute stiffness and resting position were 0.94 (CI95%: 0.78-0.98; SEM=0.21 Nm), 0.96 (CI95%: 0.84-0.99; SEM=0.01 Nm/ $^{\circ}$) and 0.82 (CI95%: 4.95-10.09; SEM=1.88 $^{\circ}$), respectively, which were considered good and excellent (PORTNEY & WATKINS, 2009). One mean curve was obtained from all valid torque vs. angle curves, for description.

2.5 Statistical Analyses

Normality of data distribution was verified with the Shapiro-Wilk test and Pearson (for maximum absolute torque) and Spearman (for maximum absolute stiffness and resting position) correlation analyses were performed. The correlation coefficients were calculated to investigate associations between each MFJC resistance variable and the FSA. The significance level was set at 0.05.

Multiple linear regressions were carried out to test whether MFJC resistance variables (independent variables) contribute complementarily to explain the values of FSA (dependent variable). The pre-planned regression model was: maximum absolute torque + maximum absolute stiffness + resting position = FSA. Prior to the regression analyses, a correlation analysis checked for collinearity between the independent variables of each pre-planned regression model. We considered two independent variables as collinear when their correlation (r) was above 0.7. There was collinearity between maximum absolute torque and maximum absolute stiffness ($r = 0.940$, $p = 0.000$) (table 1), which indicated that these variables should not be included in the same regression model. From

the pre-planned regression, two different regressions were performed: (1) maximum absolute torque and resting position; (2) maximum absolute stiffness and resting position. Prior to regression analyses, normality of residuals distributions was verified through the analyses of the normal Predicted Probability (P-P) plot and all distributions were normal. The significance level was set at 0.05 for all analyses.

Insert_Table_1_near_here

3. RESULTS

There were significant moderate (COHEN, 1988; COHEN, 1992) and negative correlations of FSA with maximum absolute torque ($r = -0.334$, $p = 0.023$), maximum absolute stiffness ($r = -0.314$, $p = 0.007$), and a significant moderate and positive correlation of FSA with resting position ($r = 0.395$, $p = 0.007$) (table 2).

The multiple regression analyses showed significant and moderate (COHEN, 1988; COHEN, 1992) explanations for the FSA: (1) maximum absolute torque and resting position ($r^2 = 0.189$, $p = 0.011$, $f^2 = 0.233$); (2) maximum absolute stiffness and resting position ($r^2 = 0.202$, $p = 0.008$, $f^2 = 0.253$). Table 3 shows the coefficients of determination and significance of the models. Although all independent variables were individually correlated with FSA values, in both regressions, the independent variables did not show independent and complementary explanations for FSA, since only the resting position variable had a significant coefficient (table 3).

Insert_Table_2_and_Table_3_near_here

4. DISCUSSION

This study demonstrated that increased forefoot inversion alignment was moderately associated with reduced MFJC mechanical resistance to forefoot inversion.

Specifically, increased forefoot inversion alignment was associated with reduced maximum torque and reduced maximum stiffness. Further, higher (more inverted) FSA was associated with higher (more inverted) resting position. In addition, multiple regression analyses showed that maximum absolute torque and resting position, and maximum absolute stiffness and resting position explained 18,9% and 20,2% of the variation in the FSA, respectively. In the multivariate model, after taking into account resting position, the other variables did not contribute to explain FSA.

The clinical measure of FSA was associated to the resistance provided by the MFJC soft tissues. The contraction of the tibialis anterior (i.e. the main ankle dorsiflexor) required to maintain ankle neutral position (0° of dorsiflexion) during the FSA measurement tends to invert the forefoot (NEUMANN, 2006). Therefore, lower MFJC resistance to forefoot inversion will lead to more forefoot inversion in the FSA measure. However, other factors may influence FSA, such as bone alignment components (ROOT *et al.*, 1977; MICHAUD, 1993; DONATELLI *et al.*, 1999), which might help to explain the moderate size of the correlation found between MFJC mechanical resistance and FSA.

In the regression analyses, the variables related to MFJC mechanical resistance are not complementary in explaining FSA variance. In both regressions models, only the resting position significantly explained the FSA. This consistent finding emphasizes the relationship between resting position and FSA. MFJC resting position is an angular measure. Therefore, it is closely related to the FSA measure. Considering that torque, stiffness and resting position were individually correlated to FSA, it means that the independent variables in the regression models explained similar portions of the FSA variance. Although the independent variables were not considered collinear based on the cutoff correlation coefficient of 0.7, they still presented significant bivariate correlations among each other ($-0.268 \leq r \leq -0.432$) (Table 1), which may help to explain why only one variable predicted FSA values.

The present findings showed that the clinical measure of FSA is moderately associated to the mechanical resistance of the MFJC soft tissues. Therefore, the MFJC resistance to forefoot inversion may mediate the relationship between weight-bearing foot pronation and non-weight-bearing forefoot inversion position demonstrated by previous studies (MONAGHAN *et al.*, 2013; MONAGHAN *et al.*, 2014; SOUZA *et al.*, 2014). During closed kinematic tasks, with the whole forefoot on the ground, foot pronation, characterized by rearfoot eversion, is accompanied by motions at the MFJC (NEUMANN, 2006; LUNDGREN *et al.*, 2008). These motions permit the metatarsal heads, as a unit, to invert relative to the rearfoot and stay horizontally supported. Thus, the MFJC resistance to forefoot inversion may also resist rearfoot eversion during weight-bearing tasks (SOUZA *et al.*, 2014). Additionally, the consistent relationship between FSA and MFJC resting position points to the idea that FSA reflects the open-chain position of the forefoot before it contacts the ground in support phases of weight-bearing tasks (MONAGHAN *et al.*, 2013; MONAGHAN *et al.*, 2014). Monaghan *et al.*, (2013; 2014) observed that the more inverted the forefoot before ground contact, the greater the foot pronation during the stance phase of walking and running.

Traditional clinical measures of forefoot alignment (commonly named as measures of forefoot varus) quantify the open-chain, frontal-plane forefoot position relative to the calcaneus, in an attempt to measure bone shapes assumed as the origin of this alignment (ROOT *et al.*, 1977; MICHAUD, 1993; DONATELLI *et al.*, 1999). However, previous studies have demonstrated contradictory findings regarding the ability of these forefoot varus measures to explain foot pronation during weight-bearing tasks (HAMILL *et al.*, 1989; MCPOIL & CORNWALL, 1996; CORNWALL *et al.*, 2004). For example, Mcpoil & Cornwall (1996) have found that forefoot alignment is a poor predictor of rearfoot movement during gait, while Donatelli *et al.*, (1999) and Silva *et al.*, (2014) reported opposite findings. On the other hand, recent studies have consistently shown that FSA

measures are related to foot pronation (MONAGHAN *et al.*, 2013; MONAGHAN *et al.*, 2014) and related movements, such as dynamic knee valgus (MCCLAY & MANAL, 1998; HEWETT *et al.*, 2006; JOSEPH *et al.*, 2008; BITTENCOURT *et al.*, 2012). Differently from the FSA measure, Monaghan *et al.* (2013, 2014) used the treatment table as the reference for the forefoot alignment, but both measures are very similar, since the shank was vertically oriented relative to the table. These measures probably quantify the combination of multiple factors that may influence foot pronation during weight-bearing tasks, such as bone alignment and soft tissues mechanical resistance. Thus, it is possible that increased forefoot inversion alignment reflects a combination of factors that favors increased foot pronation.

A limitation of the study should be acknowledged. We did not guarantee that foot intrinsic muscles were not active during the measurements of MFJC mechanical resistance. However, the careful procedures for the measurement of MFJC torque (e.g. the slow speed of forefoot inversion (i.e. 2 °/s) and the MFJC torque time-series showing a typical passive torque pattern (CHINO & TAKAHASHI, 2015; MUANJAI *et al.*, 2017) suggest that the foot muscles were not active or were minimally active during data collection.

5. CONCLUSION

The clinical measure of FSA is associated to the MFJC mechanical resistance to inversion in the directions expected: the more inverted the alignment in the clinical measure, the smaller the torque and stiffness and the more inverted the resting position. Therefore, the FSA reflects not only the structural bone alignment but also the tissues passive properties of the MFJC.

ACKNOWLEDGEMENTS

The authors thank the Brazilian agencies FAPEMIG (Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais) and CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior) for financial support.

Table 1. Collinearity between the independent variables

		Maximum abs torque	Maximum abs stiffness	Resting position.
Maximum abs torque	(r)	1	.940*	-.432*
	(p)		.000	.003
Maximum abs stiffness	(r)	.940*	1	-.268
	(p)	.000		.072
Resting position.	(r)	-.432*	-.268	1
	(p)	.003	.072	

Abs = absolute.

*. The correlation is significant at the 0.05 level (2 tails).

Table 2. Correlation between forefoot-shank alignment and the mechanical resistance of the MFJC

		Maximum abs torque (S)	Maximum abs stiffness (P)	Resting position (P)
Forefoot	P /S (r)	-.365*	-.314*	.395*
-shank	Significance (p)	.013	.007	.007

Abs = absolute.

*. The correlation is significant at the 0.05 level (2 tails).

P = Pearson correlation.

S = Spearman correlation.

Table 3. Coefficients and significance of each MFJC variable in explaining the forefoot-shank angle.

	β	Standardized β	p coefficient	r^2	p regression
Resting angle	.332	.308	.050*	.189	.011*
Maximum abs torque	-.600	-.201	.193		
Resting angle	.361	.335	.023*	.202	.008*
Maximum abs stiffness	-14.43	-.224	.121		

β : beta coefficient.

Standardized β : standardized beta coefficient, which represents the explanation weight of each independent variable (MFJC resistance variables).

p : significance for each independent variable.

* Statistically significant ($p \leq 0.05$).

p regression: significance of each regression model

Figure 1: Positioning at 0° of dorsiflexion for photographic register.



Figure 2: Torsimeter instrument. A) Lateral view. B) Superior view.

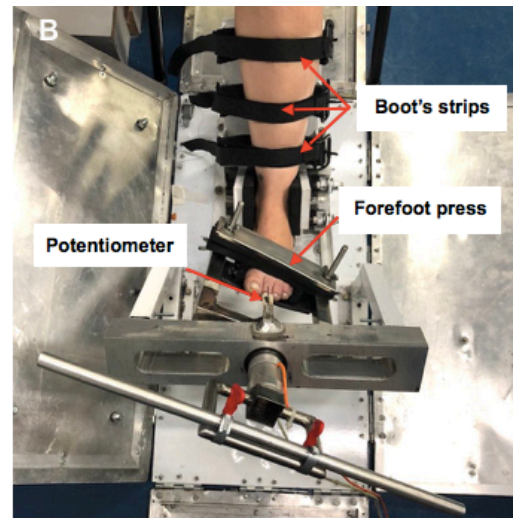
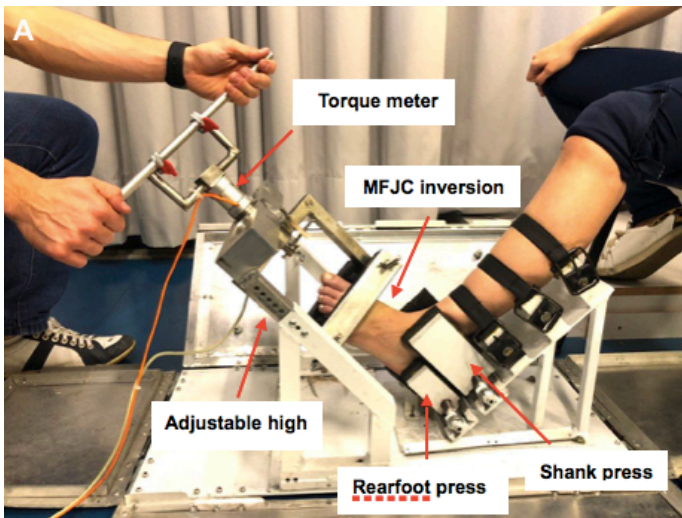
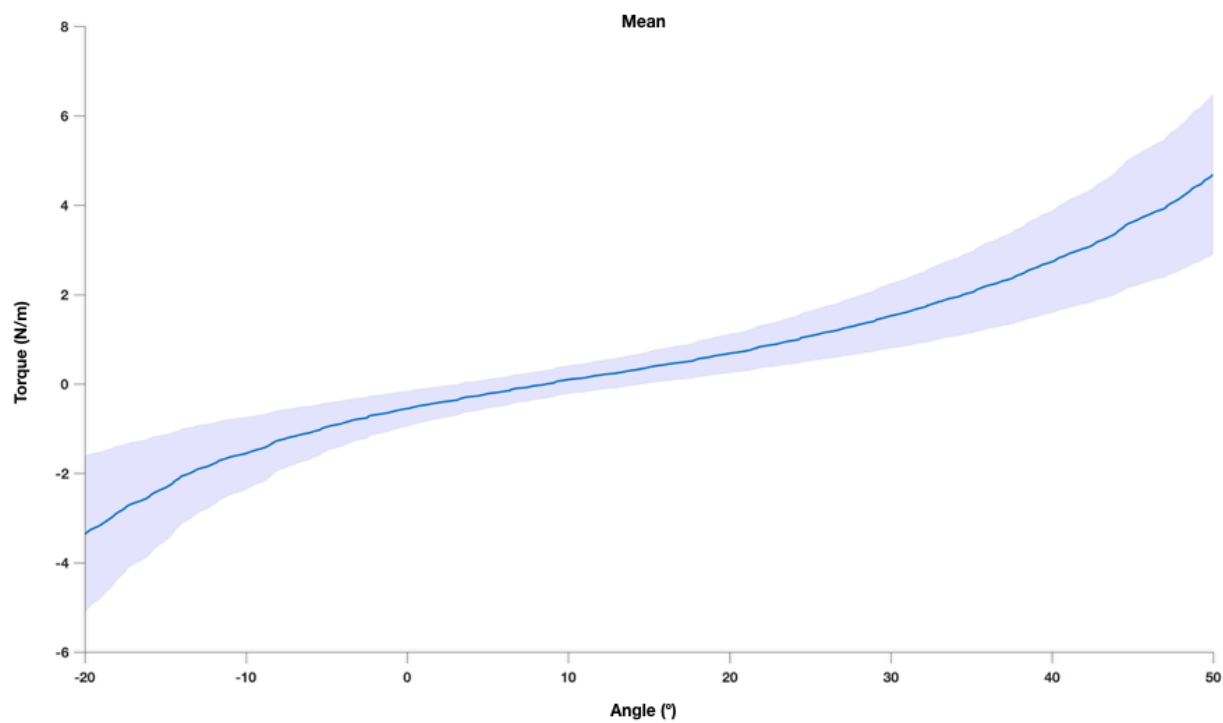


Figure 3: Mean torque vs. angle curve from all participants. The shaded area represents one standard deviation above and under the mean.



REFERENCES

- ALLEN, M.K.; CUDDEFORD, T.J.; GLASOE, W.M.; DEKAM, L.M.; LEE, P.J.; WAGNER, K.J.; YACK, H.J. Relationship between static mobility of the first ray and first ray, midfoot, and hindfoot motion during gait. **Foot and Ankle International**. V.25, n.6, p.391-6, 2004.
- BECKER, J.; JAMES, S.; WAYNER, R.; OSTERNIG, L.; CHOU, LS. Biomechanical Factors Associated With Achilles Tendinopathy and Medial Tibial Stress Syndrome in Runners. **The American Journal of Sports Medicine**. Sep; 45 (11): 2614-2621, 2017.
- BITTENCOURT, N.F.N.; OCARINO, J.M.; MENDONÇA, L.D.; HEWETT, T.E.; FONSECA, S.T. Foot and hip contributions to high frontal plane knee projection angle in athletes: a classification and regression tree approach. **The Journal of orthopaedic and sports physical therapy**, v. 42, n. 12, p. 996–1004, 2012.
- CHINO, K.; TAKAHASHI, H. The association of muscle and tendon elasticity with passive joint stiffness: In vivo measurements using ultrasound shear wave elastography. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, Dec;30(10):1230-5, 2015.
- COHEN, J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. Routledge. 1988.
- COHEN, J. A power primer. **Psychological Bulletin**. Jul;112(1):155-9, 1992.
- CORNWALL, M.W.; MCPOIL, T.G.; FISHCO, W.D.; HUNT, L.; LANE, C.; O'DONNELL, D. The relationship between forefoot alignment and rearfoot motion during walking. **Australasian Journal of Podiatric Medicine**, v.38, n.2, p.35-40, 2004.
- DONATELLI, R.; WOODEN, M.; EKEDAHL, S.R.; WILKES, J.S.; COOPER, J.; BUSH, A.J. Relationship between static and dynamic foot postures in professional baseball players. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**. V.29, n.6, p.316-25, 1999.
- FAUL, F.; ERDFELDER, E.; LANG A.G.; BUCHNNER, A. G*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior Research Methods*. May;39(2):175-91, 2007.
- GROSS, K. D.; NIU J.; ZHANG Y. Q.; FELSON D.T.; MCLENNAN C.; HANNAN M. T.; HOLT K. G.; HUNTER D. J. Varus foot alignment and hip conditions in older adults. **Arthritis and Rheumatism**, v. 56, n. 9, p. 2993–2998, 2007.
- HAMILL, J.; BATES, B.T.; KNUTZEN, K.M.; KIRKPATRICK, G.M. Relationship between selected static and dynamic lower extremity measures. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v.4, n.4, p.217-225, 1989.
- HEWETT, T.E.; MYER, G.D.; FORD, K.R. Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 1, mechanisms and risk factors. **American Journal of Sports Medicine**. Feb; 34 (2): 299-311, 2006.
- HOLT, K. G.; HAMILL, J.; Running injuries and treatment: a dynamic approach. In: Sammarco, G.J. (Ed.), **Rehabilitation of the Foot and Ankle**. Mosby, St. Louis. 1995.
- JOSEPH, M.; TIBERIO, D.; BAIRD, J.L. TROJIAN, T.H.; ANDERSON, J.M.; KRAEMER, W.J.; MARESH, C.M. Knee valgus during drop jumps in National Collegiate Athletic

Association Division I female athletes: the effect of a medial post. **American Journal of Sports Medicine**, 36 (2), 285–289, 2008.

KORPELAINEN, R.; ORAVA, S.; KARPAKKA, J.; SIIRA, P.; HULKKO, A. Risk Factors for Recurrent Stress Fractures in Athletes. **The American Journal of Sports Medicine**. Vol. 29, No. 3:304-310, 2001.

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

LOUW, M.; DEARY, C. The biomechanical variables involved in the aetiology of iliotibial band syndrome in distance runners - A systematic review of the literature. **Phys Ther Sport**. Feb;15(1):64-75, 2014.

MCCLAY, I.S.; MANAL, K.T. A comparison of three-dimensional lower extremity kinematics during running between pronators and normals. **Clinical Biomechanics**, 13:195–203, 1998.

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

MENDONÇA, L. D. M.; BITTENCOURT, N. F. N.; AMARAL, G. M.; DINIZ, L. S.; SOUZA, T. R.; FONSECA, S. T. A quick and reliable procedure for assessing foot alignment in athletes. **Journal of the American Podiatric Medical Association**. v.103, n.5, p.405-10. 2013.

MENZ H. B.; DUFOUR A. B.; RISKOWSKI J. L.; HILLSTROM H. J.; HANNAN M. T. Foot posture, foot function and low back pain: the Framingham Foot Study. **Rheumatology**; 52:2275-2282, 2013.

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

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** 38(1), 8–13, 2013.

MONAGHAN, G.M.; LEWIS, C. L.; HSU, W. H.; SALTZMAN, E.; HAMILL, J.; HOLT, K. G. Forefoot angle at initial contact determines the of forefoot and rearfoot eversion during running. **Clinical Biomechanics**. Sep; 29 (8):936-42, 2014.

MUANJAI, P.; JONES, D.A.; MICKEVICIUS, M.; SATKUNSKIENE, D.; SNIECKUS, A.; RUTKAUSKAITE, R.; MISCKEVICIENE, D.; KAMANDULIS, S. The effects of 4 weeks stretching training to the point of pain on flexibility and muscle tendon unit properties. **European Journal of Applied Physiology**, Aug;117(8):1713-1725, 2017.

NEUMANN D.A. Tornozelo e pé. In: NEUMANN D.A. **Cinesiologia do aparelho musculoesquelético**. Editora Guanabara, p. 480-524, 2006.

NEAL, B. S.; GRIFFITHS, I. B.; DOWLING, G. J.; MURLEY, G. S.; MUNTEANU, S. E.;

- SIMTH, M. M. F. Foot posture as a risk factor for lower limb overuse injury: a systematic review and meta-analysis. **J. Foot Ankle Res.** 7: 55, 2014.
- NORDEZ, A.; CORNU, C.; MCNAIR, P. Acute effects of static stretching on passive stiffness of the hamstring muscles calculated using different mathematical models. **Clinical Biomechanics.** 21, 755–760, 2006.
- O'LEARY C. B.; CAHILL C. R.; ROBINSON A. W.; BARNES M. J.; HONG J. A systematic review: The effects of podiatric deviations on nonspecific chronic low back pain. **Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation** 26: 117–123, 2013.
- PORTNEY, L. G.; WATKINS, M. P. Foundations of clinical research: applications to practice. Upper Saddle River: Prentice-Hall; 2009.
- POWERS, C. M.; BOLGLA, L.; CALLAGHAN, M.; COLLINS, N.; SHEEHAN, F. Patellofemoral pain: proximal, distal and local factors. **J Orthop Sports Phys Ther**, 42:A1? A20, 2012.
- ROOT, M. L.; ORIEN, W. P.; WEED, J. H. Normal and Abnormal Function of the Foot. **Clinical Biomechanics** Corp, Los Angeles. 1977.
- SHARMA, J.; GOLBY, J.; GREEVES, J.; SPEARS, IR. Biomechanical and lifestyle risk factors for medial tibia stress syndrome in army recruits: a prospective study. **Gait and Posture.**33(3):361–5, 2010.
- SILVA, R.S.; FERREIRA, A. L.; VERONESE, L. M.; SERRAO, F. V. Forefoot varus predicts subtalar hyperpronation in young people. **J Am Podiatr Med Assoc.** Vol 104 No 6 November/December 2014.
- SNYDER, K.R.; EARL, J.E.; O'CONNOR, K.M.; EBERSOLE, K.T. Resistance training is accompanied by increases in hip strength and changes in lower extremity biomechanics during running. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v.24, n.1, p.26-34, 2009.
- SOUZA, T. R.; MANCINI, M. C.; GONÇALVES, G. G.; OCARINO, J. M.; FONSECA, S. T. Prestress revealed by passive co-tension at the ankle joint. **Journal of Biomechanics**, V. 42, Issue 14, Pages 2374–2380, 2009.
- SOUZA, T.R.; PINTO, R.Z.; TREDE, R.G.; KIRKWOOD, R.N.; FONSECA, S.T. Temporal couplings between rearfoot-shank complex and hip joint during walking. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v.25, n.7, p.745-8, 2010.
- SOUZA, T. R.; MANCINI, M. C.; ARAÚJO, V. L., CARVALHAIS, V. O. C.; OCARINO, J. M.; SILVA, P. L.; FONSECA, S. T. Clinical measures of hip and foot-ankle mechanics as predictors of rearfoot motion and posture. **Manual Therapy.** 2014a.
- SOUZA, T. R.; FONSECA, H. L.; VAZ, A. C.; ANTERO, J. S.; MARINHO, C. S.; FONSECA, S. T. Between-day reliability of a cluster-based method for multisegment kinematic analysis of the foot-ankle complex. **J Am Podiatr Med Assoc.** Nov; v. 104, n.6, p.601-9. 2014b.
- WILLIAMS, D. S.; MCCLAY I. S.; HAMILL, J. Arch structure and injury patterns in runners. **Clinical Biomechanics** (Bristol, Avon). May;16(4):341-7, 2001.

3. CONSIDERAÇÕES FINAIS

O desenvolvimento desse estudo acrescenta informações relevantes ao corpo de conhecimento por se tratar da relação de propriedades mecânicas do complexo articular do mediopé com a medida clínica antepé-perna. Além disso, o estudo usou uma medida inovadora da resistência mecânica dada pelos tecidos do complexo articular do mediopé, utilizando o torsímetro. Especificamente, valores mais baixos das variáveis de resistência do mediopé à inversão do antepé, como torque e rigidez passivos, estão associados à maiores valores do ângulo antepé-perna. Além disso, quanto mais deslocada para inversão é a posição de repouso do complexo articular do mediopé maior é o ângulo antepé-perna. Os resultados desse estudo reforçam a relevância do complexo articular do mediopé para a medida antepé-perna, medida que apresenta boa capacidade de predizer quantidade e tempo de pronação do complexo tornozelo-pé durante atividades em cadeia fechada. Dessa forma, em contextos clínicos, intervenções direcionadas à mudança da resistência passiva do mediopé à inversão do antepé poderiam contribuir para alterar a cinemática do pé. Porém, ainda se trata de hipóteses que precisam ser investigadas em estudos futuros, assim como a relação entre a resistência do complexo articular do mediopé com a cinemática. Além disso, novos estudos são necessários para o desenvolvimento de medidas da resistência oferecida pelos tecidos moles do complexo articular do mediopé viáveis em ambientes clínicos.

REFERÊNCIAS

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

BANWELL, H. A.; MACKINTOSH, S.; THEWLIS, D. Foot orthoses for adults with flexible pes planus: a systematic review, *J. Foot Ankle Res.* 7 (2014) 23.

BECKER, J.; JAMES, S.; WAYNER, R.; OSTERNIG, L.; CHOU, LS. Biomechanical Factors Associated With Achilles Tendinopathy and Medial Tibial Stress Syndrome in Runners. **The American Journal of Sports Medicine**. 2017 Sep; 45 (11): 2614-2621.

BITTENCOURT, N.F.N.; OCARINO, J.M.; MENDONÇA, L.D.; HEWETT, T.E.; FONSECA, S.T. Foot and hip contributions to high frontal plane knee projection angle in athletes: a classification and regression tree approach. **The Journal of orthopaedic and sports physical therapy**, v. 42, n. 12, p. 996–1004, 2012.

BOHM, M. The embryologie origin of club-foot. **Journal of Bone and Joint Surgery** 11: 229, 1929.

CHINO, K.; TAKAHASHI, H. The association of muscle and tendon elasticity with passive joint stiffness: In vivo measurements using ultrasound shear wave elastography. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, Dec;30(10):1230-5, 2015.

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

COHEN, J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. Routledge. 1988.

COHEN, J. A power primer. **Psychological Bulletin**. Jul;112(1):155-9, 1992.

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

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

CRUZ, A. C. Efeitos do fortalecimento do quadril e tronco sobre a cinemática da pelve e do quadril na marcha e a influência do alinhamento do complexo tornozelo-pé. Dissertação (Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação) - Universidade Federal de Minas Gerais, 2017.

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

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

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

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

FONSECA, S. T.; OCARINO, J. M.; SILVA P. L. P; AQUINO C. F. Integration of stress and their relationship to the kinetic chain. In: MAGEE, D. J.; ZACHAZEWSKI, J. E.; QUILLEN, W. S. **Scientific foundations and principles of practice in musculoskeletal rehabilitation**. St Louis: Saunders Elsevier, 2007. cap. 23, p. 476-486.

GARBALOSA, J. C.; MCCLURE M. H.; CATLIN P. A.; The frontal plane relationship of the forefoot to the rearfoot in an asymptomatic population, **J Orthop Sports Phys Ther** 20:200-206, 1994.

GROSS, K. D.; NIU J.; ZHANG Y. Q.; FELSON D.T.; MCLENNAN C.; HANNAN M. T.; HOLT K. G.; HUNTER D. J. Varus foot alignment and hip conditions in older adults. **Arthritis and Rheumatism**, v. 56, n. 9, p. 2993–2998, 2007.

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

HEWETT, T.E; MYER, G.D.; FORD, K.R. Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 1, mechanisms and risk factors. **American Journal of Sports Medicine**. Feb; 34 (2): 299-311, 2006.

HLAVAC, H.F. Compensated forefoot varus. **JAPA** 60: 229,1970.

HOFFMAN, S. E.; PELTZ, C. D.; HALADIK, J. A.; DIVINE, G.; NURSE, M. A.; BEV, M. J. Dynamic in-vivo assessment of navicular drop while running in barefoot, minimalist, and motion control footwear conditions. **Gait and Posture**. 2015 Mar;41(3):825-9.

HOLT, K. G.; HAMILL, J.; Running injuries and treatment: a dynamic approach. In: Sammarco, G.J. (Ed.), **Rehabilitation of the Foot and Ankle**. Mosby, St. Louis. 1995.

JONES, R. K.; ZHANG, M.; LAXTON, P.; FINDLOW, A. H.; LIU, A. The biomechanical effects of a new design of lateral wedge insole on the knee and ankle during walking. *Human Movement Science* 32 (2013) 596–604.

JOSEPH, M.; TIBERIO, D.; BAIRD, J.L. TROJIAN, T.H.; ANDERSON, J.M.; KRAEMER, W.J.; MARESH, C.M. Knee valgus during drop jumps in National Collegiate Athletic Association Division I female athletes: the effect of a medial post. **American Journal of Sports Medicine**, 36 (2), 285–289, 2008.

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

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

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

KORPELAINEN, R.; ORAVA, S.; KARPAKKA, J.; SIIRA, P.; HULKKO, A. Risk Factors for Recurrent Stress Fractures in Athletes. **The American Journal of Sports Medicine**. 2001, Vol. 29, No. 3:304-310.

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

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

LOUW, M.; DEARY, C. The biomechanical variables involved in the aetiology of iliotibial band syndrome in distance runners - A systematic review of the literature. **Phys Ther Sport**. 2014 Feb;15(1):64-75.

LUFLE, R. S.; HOAGLAND, T. M.; NIU, J.; GROSS, K. D. Anatomical Origin of Forefoot Varus Malalignment. **Journal of the American Podiatric Medical Association** • Vol 102 • No 5 • September/October 2012.

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

MCCLAY, I.S.; MANAL, K.T. A comparison of three-dimensional lower extremity kinematics during running between pronators and normals. **Clinical Biomechanics**, 13:195–203, 1998.

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

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

MCPOIL, T.; CAMERON, J. A.; ADRIAN, M. J. Anatomical characteristics of the talus in relation to forefoot deformities. **JAPMA** 77: 77, 1987.

MENDONÇA, L. D. M.; BITTENCOURT, N. F. N.; AMARAL, G. M.; DINIZ, L. S.; SOUZA, T. R.; FONSECA, S. T. A quick and reliable procedure for assessing foot alignment in athletes. **Journal of the American Podiatric Medical Association**. v.103, n.5, p.405-10. 2013.

MENZ H. B.; DUFOUR A. B.; RISKOWSKI J. L.; HILLSTROM H. J.; HANNAN M. T. Foot posture, foot function and low back pain: the Framingham Foot Study. **Rheumatology**. 2013;52:2275-2282.

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

MOLGAARD, C.; RATHLEFF, M. S.; SIMONSEN, O. Patellofemoral pain syndrome and its association with hip, ankle, and foot function in 16 to 18 year-old high school students: a single-blind case-control study. **Journal of American Podiatric Medical Association**, May-Jun;101(3):215-22, 2011.

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** 38(1), 8–13, 2013.

MONAGHAN, G.M.; LEWIS, C. L.; HSU, W. H.; SALTZMAN, E.; HAMILL, J.; HOLT, K. G. Forefoot angle at initial contact determines the of forefoot and rearfoot eversion during running. **Clinical Biomechanics**. Sep; 29 (8):936-42, 2014.

MUANJAI, P.; JONES, D.A.; MICKEVICIUS, M.; SATKUNSKIENE, D.; SNIECKUS, A.; RUTKAUSKAITE, R.; MISCKEVICIENE, D.; KAMANDULIS, S. The effects of 4 weeks stretching training to the point of pain on flexibility and muscle tendon unit properties. **European Journal of Applied Physiology**, Aug;117(8):1713-1725, 2017.

MUELLER M. J.; MALUF K. S. Tissue adaptation to physical stress: a proposed "Physical Stress Theory" to guide physical therapist practice, education, and research. **Physical Therapy**. 2002 Apr;82(4):383-403.

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

NEUMANN D.A. Tornozelo e pé. In: NEUMANN D.A. **Cinesiologia do aparelho musculoesquelético**. Editora Guanabara, 2006. p. 480-524.

NEAL, B. S.; GRIFFITHS, I. B.; DOWLING, G. J.; MURLEY, G. S.; MUNTEANU, S. E.; SIMTH, M. M. F. Foot posture as a risk factor for lower limb overuse injury: a systematic review and meta-analysis. **J. Foot Ankle Res**. 7 (2014) 55.

NORDEZ, A.; CORNU, C.; MCNAIR, P. Acute effects of static stretching on passive stiffness of the hamstring muscles calculated using different mathematical models. **Clinical Biomechanics**. 21, 755–760, 2006.

O'LEARY C. B.; CAHILL C. R.; ROBINSON A. W.; BARNES M. J.; HONG J. A systematic review: The effects of podiatric deviations on nonspecific chronic low back pain. **Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation** 26 (2013) 117–123 117.

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

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

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

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

PORTNEY, L. G.; WATKINS, M. P. Foundations of clinical research: applications to practice. Upper Saddle River: Prentice-Hall; 2000.

POWERS, C. M.; BOLGLA, L.; CALLAGHAN, M.; COLLINS, N.; SHEEHAN, F. Patellofemoral pain: proximal, distal and local factors. **J Orthop Sports Phys Ther** 2012, 42:A1? A20.

RESENDE, R. A.; DELUZIO, K. J.; KIRKWOOD, R. N.; HASSAN, E. A.; FONSECA, S. T. Increased unilateral foot pronation affects lower limbs and pelvic biomechanics during walking. **Gait and Posture**, Feb; 41(2):395-401, 2015.

ROOT, M. L.; ORIEN, W. P.; WEED, J. H. Normal and Abnormal Function of the Foot. **Clinical Biomechanics Corp**, Los Angeles. 1977.

SGARLATO, T. A Compendium of Podiatric Biomechanics, edited by T Sgarlato, p 14, California College of Podiatric Medicine Press, San Francisco, 1971.

SHARMA, J.; GOLBY, J.; GREEVES, J.; SPEARS, IR. Biomechanical and lifestyle risk factors for medial tibia stress syndrome in army recruits: a prospective study. **Gait and Posture**. 2010;33(3):361-5.

SILVA, R.S.; FERREIRA, A. L.; VERONESE, L. M.; SERRAO, F. V. Forefoot varus predicts subtalar hyperpronation in young people. **J Am Podiatr Med Assoc**. Vol 104 No 6 November/December 2014.

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

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

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

SOUZA, T. R.; MANCINI, M. C.; GONÇALVES, G. G.; OCARINO, J. M.; FONSECA, S. T. Prestress revealed by passive co-tension at the ankle joint. **Journal of Biomechanics**, V. 42, Issue 14, Pages 2374-2380, 2009.

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

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

SOUZA, T. R.; MANCINI, M. C.; ARAÚJO, V. L., CARVALHAIS, V. O. C.; OCARINO, J. M.; SILVA, P. L.; FONSECA, S. T. Clinical measures of hip and foot-ankle mechanics as predictors of rearfoot motion and posture. **Manual Therapy**. 2014a.

SOUZA, T. R.; FONSECA, H. L.; VAZ, A. C.; ANTERO, J. S.; MARINHO, C. S.; FONSECA, S. T. Between-day reliability of a cluster-based method for multisegment kinematic analysis of the foot-ankle complex. **J Am Podiatr Med Assoc**. Nov; v. 104, n.6, p.601-9. 2014b.

STRAUS W: Growth of the human foot and its evolutionary significance. **Contrib Embryol** 101: 93, 1927.

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

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

ZHANG, X.; AELES, J.; VANWANSEELE, B. Comparison of foot muscle morphology and foot kinematics between recreational runners with normal feet and with asymptomatic over-pronated feet. **Gait and Posture** 54 (2017) 290–294

APÊNDICE A

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Título do estudo: RELAÇÃO DE PROPRIEDADES QUASE-PASSIVAS DO COMPLEXO ARTICULAR DO MEDIOPEÉ COM A MEDIDA CLÍNICA DO ÂNGULO ANTEPEÉ-PERNA.

Investigador principal: Bruno Dayrell da Costa Paes

Orientador: Prof. Dr. Thales Rezende de Souza

Co-orientador: Prof. Dr. Renan Alves Resende

Gostaríamos de convidá-lo a participar deste estudo. Nosso objetivo é investigar se existe relação entre o alinhamento e a rigidez do seu pé.

Local: Esta pesquisa será realizada no Laboratório de Análise do Movimento (LAM) da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais (EEFFTO-UFMG).

Procedimentos da pesquisa: Os procedimentos desta pesquisa serão realizados em um único dia, com horário previamente agendado, com duração média de uma hora. Inicialmente, serão medidos o seu peso e altura em uma balança. Logo após, você deitará em uma maca, de barriga para baixo, iremos traçar uma linha em sua perna e em seu calcanhar, utilizando uma caneta específica para isso. Uma haste pequena metálica será apoiada na sola do pé, abaixo dos dedos com uma fita adesiva micropore hipoalergênica. Em seguida, usando uma câmera fotográfica, iremos tirar 3 fotos da sua perna e pé para medirmos alguns ângulos, utilizando um programa de computador para analisar as fotos. Em seguida, você será solicitado a sentar em uma cadeira para medirmos a rigidez do seu pé. Para isso, iremos utilizar um equipamento desenvolvido para este fim, movimentando o seu pé, inicialmente três vezes e, em seguida, por mais três vezes.

Riscos e desconfortos: Esta pesquisa oferece riscos e desconforto pequenos, tais como:

- Leve irritação na sola do pé por causa da colocação e retirada da fita adesiva micropore. Se ocorrer, o voluntário será orientado a não coçar o local. Esta irritação deverá se resolver em poucos minutos.
- Leve desconforto no pé, que deverá permanecer apenas durante os testes, por causa da fixação do equipamento no pé e também pelos movimentos realizados. Caso ocorra, este desconforto será minimizado com tempo de descanso adequado.

Benefícios esperados: Ao término da pesquisa, você receberá um relatório contendo todas as informações sobre o alinhamento e a rigidez do seu pé.

Além disso, os resultados obtidos nesta pesquisa irão fornecer mais conhecimento para a avaliação do alinhamento dos pés e também para tratamento em relação à rigidez dos pés.

- Rúbrica do pesquisador: _____

- Rúbrica do voluntário: _____

Confidencialidade: Sua participação nesta pesquisa será anônima. Você será identificado por um código formado por letras e números. Seus dados pessoais, bem como qualquer outra forma de identificação, não serão revelados em nenhum momento. Apenas os pesquisadores envolvidos terão acesso a essas informações. Os dados serão utilizados apenas para fins de pesquisa.

Recusa ou desistência da participação: Sua participação nesta pesquisa é totalmente voluntária. Você poderá desistir a qualquer momento, sem necessidade de justificativa e sem qualquer prejuízo.

Gastos: Sua participação nesta pesquisa não lhe acarretará nenhum gasto financeiro e também não lhe será pago nenhum valor.

Mais informações sobre a pesquisa poderão ser fornecidas pelos pesquisadores responsáveis: Bruno Dayrell da Costa Paes (31 987631753) e Thales Rezende de Souza (31 98813-0512). O Comitê de Ética em Pesquisa UFMG (COEP) poderá ser acionado em caso de dúvidas relacionadas a aspectos éticos.

Após a leitura completa do presente documento, caso concorde em participar do estudo, você deverá assinar o termo de consentimento abaixo e rubricar todas as folhas desse termo. Serão assinadas duas vias; uma que ficará com você (participante) e a outra com o pesquisador responsável.

- Rúbrica do pesquisador: _____

- Rúbrica do voluntário: _____

TERMO DE CONSENTIMENTO

Declaro, para os devidos fins, que li e compreendi todas as informações acima. Todas as minhas dúvidas foram satisfatoriamente respondidas e eu concordo em ser voluntário desta pesquisa.

Assinatura do Voluntário Data

Bruno Dayrell da Costa Paes - Mestrando Data

Dr. Renan Alves Resende Data

Dr. Thales Rezende de Souza Data

COEP – Comitê de Ética em Pesquisa/UFMG

Av. Pres. Antônio Carlos, 6627 – Unidade Administrativa II – 2o. Andar – Sala 2005 –

Cep 31270-901- Belo Horizonte – MG / Telefax: (31) 3409-4592

Email: coep@prpq.ufmg.br

APÊNDICE B

Ficha de identificação do voluntário
 UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
 ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E TERAPIA OCUPACIONAL
 (EEFFTO)

Título do estudo: RELAÇÃO DE PROPRIEDADES QUASE-PASSIVAS DO COMPLEXO ARTICULAR DO MEDIOPEÉ COM A MEDIDA CLÍNICA DO ÂNGULO ANTEPEÉ-PERNA.

Investigador principal: Bruno Dayrell da Costa Paes

Orientador: Prof. Dr. Thales Rezende de Souza

Co-orientador: Prof. Dr. Renan Alves Resende

ID do voluntário:

Sexo: () Feminino () Masculino

Idade:

Data de Nascimento:

Data da coleta de dados:

Se você fosse chutar uma bola, qual pé seria? Marque com um "X" abaixo:

Direito: _____ Esquerdo: _____

Massa corporal: _____ Kg

Altura: _____ m

IMC: _____ Kg/m²

Você apresenta alguma doença/lesão ortopédica ou neurológica ?

Não: _____ Sim: _____. Qual?

Você apresenta dor em alguma parte do corpo hoje?

Não: _____ Sim: _____. Onde?

Você realizou alguma cirurgia em coluna ou membros inferiores?

Não: _____ Sim: _____. Data e local da

cirurgia: _____

Você realiza atividade física ?

Não: _____ Sim: _____. Qual atividade e quantas vezes por semana?

Você praticou alguma atividade física hoje?

Não: _____ Sim: _____. Qual?

Você utilizou palmilhas ortopédicas?

Não: _____ Sim: _____