



UNIVERSIDADE  
ESTADUAL DE LONDRINA

---

LEANDRO CAETANO GUENKA

**ANÁLISES CINEMÁTICA, DA COORDENAÇÃO E  
VARIABILIDADE DURANTE A MARCHA E DE DESEMPENHO  
MUSCULAR EM MULHERES ADULTAS COM DIFERENTES  
ALTURAS DO ARCO LONGITUDINAL MEDIAL DO PÉ**

---

Londrina  
2020

LEANDRO CAETANO GUENKA

**ANÁLISES CINEMÁTICA, DA COORDENAÇÃO E  
VARIABILIDADE DURANTE A MARCHA E DE DESEMPENHO  
MUSCULAR EM MULHERES ADULTAS COM DIFERENTES  
ALTURAS DO ARCO LONGITUDINAL MEDIAL DO PÉ**

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação Associado em Educação Física – UEM/UEL, para obtenção do título de Doutor em Educação Física.

Orientador: Prof. Dr. Jefferson Rosa Cardoso.

Londrina  
2020

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor, através do Programa de Geração Automática do Sistema de Bibliotecas da UEL

G926 Guenka, Leandro.  
Análises cinemática, da coordenação e variabilidade durante a marcha e de desempenho muscular em mulheres adultas com diferentes alturas do arco longitudinal medial do pé : Análises cinemática e da coordenação na marcha de desempenho muscular em mulheres adultas com diferentes tipos de pés / Leandro Guenka. - Londrina, 2020.  
126 f.

Orientador: Jefferson Rosa Cardoso.  
Tese (Doutorado em Educação Física) - Universidade Estadual de Londrina, Centro de Educação Física e Esportes, Programa de Pós-Graduação em Educação Física, 2020.  
Inclui bibliografia.

1. Cinemática - Tese. 2. Coordenação - Tese. 3. Desempenho muscular - Tese. 4. Análise da marcha - Tese. I. Rosa Cardoso, Jefferson. II. Universidade Estadual de Londrina. Centro de Educação Física e Esportes. Programa de Pós-Graduação em Educação Física. III. Título.

CDU 796

LEANDRO CAETANO GUENKA

**ANÁLISES CINEMÁTICA, DA COORDENAÇÃO E VARIABILIDADE  
DURANTE A MARCHA E DE DESEMPENHO MUSCULAR EM  
MULHERES ADULTAS COM DIFERENTES ALTURAS DO ARCO  
LONGITUDINAL MEDIAL DO PÉ**

Tese apresentada à Universidade Estadual de Londrina, como parte das exigências do Programa de Pós-Graduação Associado em Educação Física – UEM/UEL, na área de concentração em Desempenho Humano e Atividade Física, para obtenção do título de Doutor.

**BANCA EXAMINADORA**

---

Orientador: Prof. Dr. Jefferson Rosa Cardoso  
Universidade Estadual de Londrina - UEL

---

Prof. Dr. Renan Alves Resende  
Universidade Federal de Minas Gerais – UFMG

---

Prof. Dr. Paulo Roberto Pereira Santiago  
Universidade de São Paulo – USP/EEFERP

---

Prof. Dr. Felipe Arruda Moura  
Universidade Estadual de Londrina – UEL

---

Prof. Dr. Rodrigo Rico Bini  
La Trobe University - Austrália

Londrina, 03 de julho de 2020.

A minha família, minha base, exemplos de pessoas e bons profissionais.  
Aos meus pais Sidnei e Vera, por dedicarem suas vidas aos seus filhos.  
À minha amada Diane, por tudo que representa em minha vida.

## AGRADECIMENTOS

A Deus, por estar sempre ao meu lado, agradeço por teus planos para minha vida serem sempre maiores do que os meus sonhos.

Aos meus pais, Sidnei e Vera, por me apoiarem 100% em toda essa trajetória, por não medirem esforços para fornecer a mim e meus irmãos tudo o que precisássemos. Dedico essa conquista em forma de reconhecimento por tudo que fizeram por mim. Admiro muito vocês, formaram nosso caráter, nos deram dignidade, sei que tenho muito a aprimorar, mas vocês sem dúvida foram perfeitos na forma como nos criaram e educaram. Logo serei pai e espero poder transmitir um pouco de tudo o que nos ensinaram com muito carinho, amo muito vocês.

A minha amada, companheira e parceira Diane, pessoa que me completa, me faz crescer em todos os aspectos, simplesmente me tornando uma pessoa melhor. Dessa conquista você participou desde o começo e sem você nada disso seria possível. Espero logo poder contar toda trajetória e história que passamos juntos em Londrina aos nossos filhos. Não sei nem como ou a forma de lhe agradecer tudo o que você fez e faz por mim, apenas digo obrigado e amo muito você!

Ao professor Dr. Jefferson Rosa Cardoso, que proporcionou uma chance em me orientar no doutorado e participar do Grupo PAIFIT. Nos ensinou sobre pesquisa, bioestatística, revisão sistemática, epidemiologia, biomecânica, etc. Mas, principalmente por ser exemplo e ensinar sempre a importância do trabalho em equipe, de ser honesto, verdadeiro, dedicado, esforçado e ético para assim nos tornarmos melhores pessoas e profissionais. Agradeço imensamente por nos ensinar a importância em buscar de forma contínua o conhecimento, ser crítico e nos apresentar certas realidades, para assim conseguirmos gerar certas dúvidas e questionamentos com intuito de evoluirmos.

Ao professor Dr. Felipe Arruda Moura, por toda sua atenção, dedicação, apoio e inteligência. Agradeço por compartilhar seus conhecimentos e fornecer novas ferramentas, com as quais tentaremos abrir novos horizontes e sempre seguir em frente.

A todos do grupo PAIFIT que foram tão importantes na construção desse trabalho, em especial a Alexandre Pelegrinelli, exemplo a ser seguido dentro do laboratório, por ser dedicado, esforçado e solícito, uma pessoa que adora e faz pesquisa muito bem, agradeço por me ajudar e ensinar. Agradeço a Aline parceira na busca de amostra e na discussão do projeto. Agradeço Mariana, Josi, Laís, Cesar e Ihan que sempre estiveram por perto me auxiliando em tudo que era necessário. Digo muito obrigado a todo grupo PAIFIT por transmitir tanto conhecimento e pelo companheirismo.

Enfim, a todos aqueles que me ajudaram ou me ensinaram, serei sempre grato, meu muito obrigado!

GUENKA, Leandro Caetano. **Análises cinemática, da coordenação e variabilidade durante a marcha e de desempenho muscular em mulheres adultas com diferentes alturas do arco longitudinal medial do pé.** 2020. 126 f. Tese (Doutorado em Educação Física) - Centro de Educação Física e Esporte. Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2020.

## RESUMO

As variações na altura do arco longitudinal medial (ALM) do pé influenciam a biomecânica do tornozelo e multisegmentar dessa articulação, as quais podem estar relacionadas ao maior risco de disfunções nos membros inferiores (MMII). Os objetivos foram analisar a cinemática, coordenação durante a marcha e o desempenho muscular em mulheres adultas com diferentes alturas do arco longitudinal medial do pé. Trata-se de um estudo transversal com características descritivas e analíticas. A amostra foi constituída com n total de 105 mulheres adultas divididas em três grupos, grupo 1: (ALM – alto, n=35), grupo 2: (ALM – normal, n=35) e grupo 3: (ALM – baixo, n=35), classificados pelo índice de postura do pé (IPP-6), índice de altura do arco (IAA) e flexibilidade do ALM. Participantes realizaram avaliação em modo isocinético concêntrico a 30, 60 e 90 °/s (dorsiflexão/plantiflexão) do tornozelo, no dinamômetro Biodex System 4® e análise cinemática da marcha com um modelo multisegmentar do pé do *Rizzoli Orthopaedic Institute (IOR) foot model*. A técnica do *vector coding* foi utilizada para calcular os padrões de coordenação entre os segmentos do pé e a variabilidade da coordenação foi calculada a partir do desvio angular dos padrões da coordenação. Os dois grupos de pés, cavo e plano, demonstraram um déficit significativo no pico de toque/massa corporal em dorsiflexão a 60 °/s, pés cavos com Diff. Média=-3 N.m/kg;  $\omega^2_p=0,06$  e pés planos com DM=-1,1 N.m/kg;  $\omega^2_p=0,06$  quando comparado com os pés normais. O grupo pé cavo apresentou uma correlação negativa,  $r=-0,37$  com intervalo de confiança (IC) 95 % [-0,63; -0,05], entre flexibilidade e pico de toque/massa corporal a 30 °/s em plantiflexão. Nos mapas de superfície 3D, o grupo pé normal demonstrou melhor desempenho muscular nas três velocidades. Diferenças cinemáticas na amplitude de movimento (ADM) durante a marcha foram maiores para o grupo pé plano para o retopé no plano frontal ( $P=0,007$ ;  $R^2=0,34$ ), quando comparado ao grupo pé normal. Já o grupo pé cavo apresentou menor ADM no plano frontal ( $P=0,003$ ;  $R^2=0,12$ ) do mediopé durante o contato inicial, quando comparado ao grupo pé normal. O padrão de coordenação entre os segmentos perna no plano frontal e retopé no plano sagital no grupo pé cavo apresentou diferença com significância ( $P=0,04$ ;  $R^2=0,55$ ) em anti-fase durante o contato inicial, quando comparado ao grupo pé plano. Finalmente, foram identificadas diferenças entre os segmentos perna e retopé no plano frontal com maior variabilidade da coordenação para o grupo pé cavo ( $P=0,001$ ;  $R^2=0,12$ ) durante o apoio final, quando comparado ao grupo pé normal e grupo pé plano. Os grupos pé cavo e plano apresentaram diferenças no desempenho muscular, no padrão e na variabilidade da coordenação quando comparados o grupo pé normal. Sugere-se que variações na altura do ALM influenciam negativamente o desempenho muscular do tornozelo, assim como parâmetros biomecânicos anormais durante a fase de apoio com associação de déficits em estruturas ativas e passivas.

**Palavras-chave:** Dinamômetro isocinético. Mapa de superfície 3D. Rizzoli foot model.  
Padrão de coordenação.

**GUENKA, Leandro Caetano. Kinematic, coordination and variability during gait and muscle performance analysis in adult women with different heights of the medial longitudinal arch of the foot.** 2020. 126 p. PhD in Physical Education - Centro de Educação Física e Esporte. Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2020.

## **ABSTRACT**

Medial longitudinal arch (MLA) of the high and low feet influence the biomechanics of the ankle and multi-segment of the foot, which may be related to greater risk of lower limb dysfunction (lower limbs). The objectives of the present study, in a first stage, were to analyze muscle performance (dorsiflexion/plantarflexion) and torque-angle-velocity interactions surface map. A cross-sectional study with descriptive and analytical characteristics was conducted. The sample was constituted with a total of 105 adult women divided into three groups, group 1: (MLA - cavus, n=35), group 2: (MLA - normal, n=35), and group 3: (MLA - planus, n=35), classified by the foot posture index (FPI-6), arch height index (AHI), and ALM flexibility. Participants were assessed by the concentric isokinetic mode at 30, 60 and 90 °/s (dorsiflexion/plantiflexion) of the ankle, on the Biodex System 4® dynamometer, and by the kinematic gait analysis with a multi-segment foot model from the Rizzoli Orthopedic Institute (IOR) foot model. The coordination between the segments of the foot was analyzed from the standards, and the variability of coordination was assessed by the modified vector coding technique. The cavus and planus groups demonstrated a statically significant deficit in the peak torque/body mass in dorsiflexion at 60 °/s (cavus feet:  $M_{\text{mean Diff.}} = -3 \text{ N.m/kg}$ ;  $\omega^2 p = .06$ ; and planus feet:  $MD = -1.1 \text{ N.m/kg}$ ;  $\omega^2 p = .06$ ) compared with normal group. The cavus group presented a negative correlation  $r = -.37$ , 95 % (confidence interval [CI]:  $-.63, .05$ ), between flexibility and peak torque/body mass at 30 °/s in plantarflexion. The 3D surface maps in the normal group demonstrated improved ankle isokinetic performance at all three velocities. Kinematic differences in range of motion (ROM) during gait were greater for the rearfoot group in the frontal plane ( $P = 0.007$ ;  $R^2 = 0.34$ ) when compared to the normal foot group. The cavus foot group had a lower ROM in the frontal plane ( $P = 0.003$ ;  $R^2 = 0.12$ ) of the midfoot during early stance, when compared to the normal foot group. The coordination pattern between the leg segments in the frontal plane and rearfoot in the sagittal plane in the cavus foot group showed a statistically significant difference ( $P = 0.04$ ;  $R^2 = 0.55$ ) in anti-phase during the early stance, when compared to the group planus foot. Pattern in phase between leg in the frontal plane and rearfoot in the frontal plane during the early stance, the planus foot group also showed a difference ( $P = 0.04$ ;  $R^2 = 0.36$ ), when compared to the cavus foot group. Finally, differences with greater variability of coordination for the cavus foot group ( $P = 0.001$ ;  $R^2 = 0.12$ ) were identified between in the leg in the frontal and midfoot in frontal plane during the late stance, when compared to the normal foot group and the planus foot group. Therefore, it is suggested cavus and planus foot groups showed differences in muscle performance, kinematic and coordination variability when compared normal foot group. These findings suggested that the variations in height of the ALM negatively influence the muscular performance of the ankle, as well as abnormal biomechanical parameters during stance phase with association of deficits in active and passive structures.

**Keywords:** Isokinetic dynamometer. 3D surface map. Rizzoli foot model. Coordination pattern.

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1</b> - Fluxograma do protocolo de coleta .....	30
<b>Figura 2</b> - Base de madeira .....	31
<b>Figura 3</b> - Posicionamento dos pés na avaliação do IPP-6 .....	33
<b>Figura 4</b> - Curva representando as fases da contração isocinética .....	34
<b>Figura 5</b> - Representação do posicionamento das câmeras, ao centro a avaliada realizando a coleta estática.....	36
<b>Figura 6</b> - Posição dos marcadores refletivos.....	38
<b>Figura 7</b> - Padrão de classificação da coordenação.....	44
<b>Figura 8</b> - Altura do dorso do pé medida a 50% do comprimento, com régua e marca da bolha adaptada.....	124

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1</b> - Categorização do índice de altura do arco longitudinal medial do pé (IAA) .....	17
<b>Tabela 2</b> - Pontuação dos seis critérios do IPP .....	32
<b>Tabela 3</b> - Categorização do índice da postura global do pé (IPP-6) .....	32
<b>Tabela 4</b> - Marcadores reflexivos .....	37
<b>Tabela 5</b> - Sistema de coordenadas segmentar .....	40
<b>Tabela 6</b> - Categorização dos padrões de coordenação baseada nos setores da coordenada polar .....	44

## LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

<b>ALM</b>	Arco longitudinal medial
<b>DP</b>	Desvio Padrão
<b>IMC</b>	Índice de Massa Corporal
<b>PAIFIT</b>	Grupo de Pesquisa em Avaliação e Intervenção em Fisioterapia
<b>MMII</b>	Membros inferiores
<b>MMSS</b>	Membros superiores
<b>VC</b>	<i>Vector coding</i>
<b>ADM</b>	Amplitude de movimento
<b>FPI</b>	<i>Foot Posture Index</i>
<b>IPP- 6</b>	Índice de postura do pé (seis itens)
<b>OFM</b>	<i>Oxford Foot Model</i>
<b>IOR</b>	<i>Istituto Ortopedico Rizzoli</i>
<b>CRP</b>	<i>Continuous Relative Phase</i>
<b>VP</b>	Variabilidade da passada
<b>CNS</b>	Conselho Nacional de Pesquisa
<b>ISB</b>	<i>International Society of Biomechanics</i>
<b>IAA</b>	Índice do Altura do Arco
<b>TAV3D</b>	Mapa de superfície da relação torque-ângulo-velocidade
<b>PT/BM</b>	Pico de torque/massa corporal
<b>IC 95 %</b>	Intervalo de confiança 95 %
<b><math>\theta</math></b>	Ângulo de acoplamento
<b>Tan<sup>-1</sup></b>	Arco tangente
<b>cos</b>	Cosseno
<b>sin</b>	Seno
<b>(<math>\bar{X}</math>)</b>	média

## LISTA DE EQUAÇÕES

Equação 1	$\frac{\text{altura do dorso do pé sentado (cm)} - \text{altura do dorso do pé (cm)}}{0,4} \times 100 (N)$	18
Equação 2	$\theta_{vc}(i) = \tan^{-1} \left( \frac{C_2(i+1) - C_2(i)}{C_1(i+1) - C_1(i)} \right), i = 1, 2, \dots, n-1$	43

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	17
<b>2</b>	<b>OBJETIVOS</b> .....	26
2.1	OBJETIVO GERAL .....	26
2.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	26
<b>3</b>	<b>MÉTODO</b> .....	27
3.1	DELINEAMENTO DO ESTUDO .....	27
3.2	LOCAL DO ESTUDO .....	27
3.3	CÁLCULO DO TAMANHO DA AMOSTRA .....	27
3.4	RECRUTAMENTO E SELEÇÃO .....	27
3.5	ASPECTOS ÉTICOS .....	28
3.6	PROCEDIMENTOS .....	29
3.7	FICHA DE AVALIAÇÃO .....	30
3.8	ÍNDICE DE POSTURA DO PÉ (IPP-6) .....	31
3.9	ÍNDICE DA ALTURA DO ARCO LONGITUDINAL MEDIAL DO PÉ E ÍNDICE DE FLEXIBILIDADE .....	33
3.10	AVALIAÇÃO ISOCINÉTICA .....	33
3.11	CINEMÁTICA DA MARCHA .....	35
3.12	PROCESSAMENTO DE DADOS .....	39
3.13	COORDENAÇÃO INTERSEGMENTAR .....	42
3.14	ANÁLISE ESTATÍSTICA .....	45
<b>4</b>	<b>RESULTADOS</b> .....	47
4.1	ARTIGO 1 .....	48
4.2	ARTIGO 2 .....	71
<b>5</b>	<b>CONCLUSÃO</b> .....	100

<b>REFERÊNCIAS</b> .....	101
<b>APÊNDICES</b> .....	113
Apêndice 1 – Cálculo do tamanho da amostra.....	114
Apêndice 2 – Termo de consentimento livre e esclarecido .....	115
Apêndice 3 – Ficha de avaliação .....	116
<b>ANEXOS</b> .....	118
Anexo 1 – Índice de Postura do Pé (IPP-6) .....	119
Anexo 2 – Índice de Altura do Arco (IAA) .....	122
Anexo 3 – Parecer Consubstanciado do Comitê de Ética em Pesquisa.....	123

## 1. INTRODUÇÃO

Altura do arco longitudinal medial do pé (ALM) é classificado pela sua estrutura, categorizado como plano (ALM baixo), reto (ALM normal) e cavo (ALM alto) (Buldt et al., 2015). O ALM sinaliza, por meio da modificação em sua estrutura, a presença de algum distúrbio no sistema de estabilização multisegmentar do pé (Van Boerum; Sangeorzan, 2003b; Kido et al., 2013a). O arco longitudinal medial do pé tem papel importante na transmissão de força gerada a partir do impacto no solo para tornozelo, joelho e toda a extremidade inferior e, também, influencia no eixo de rotação das articulações. Alguns estudos verificaram que indivíduos com arcos altos apresentaram maior incidência de fratura por estresse do pé, tibia, fêmur e lesões laterais do complexo tornozelo-pé, quando comparados aos demais (Giladi et al., 1987; Williams; Mcclay; Hamill, 2001).

Para uma melhor classificação, deve-se utilizar o índice de altura do arco (IAA) que é calculado a partir da razão da altura do dorso (a 50% do comprimento do pé) pelo comprimento do pé truncado (parte posterior do calcâneo até cabeça do primeiro metatarso), em posição ortostática com apoio bilateral. Com isso, permite a normalização da altura do arco pelo comprimento do pé (Butler et al., 2008a).

O IAA tem demonstrado ser uma medida robusta da altura do arco longitudinal medial do pé (Williams; Mcclay, 2000; Butler et al., 2008a). Hawes et al. (1992) encontraram uma confiabilidade intratestes de 0,99 e de 0,98 intertestes para medida direta da altura do arco longitudinal medial. Butler et al., (2008) estabeleceram valores normativos e de confiabilidade para o IAA com valores de 0,34 e desvio padrão (0,03) para o índice normal. O IAA alto equivale a 1,5 desvio padrão acima da média do índice do normal e IAA baixo com 1,5 desvio padrão abaixo da média, conforme especificado na Tabela 1.

**Tabela 1-** Categorização do índice de altura do arco longitudinal medial do pé (IAA)

Alto	$\geq 0,38$
Normal	0,30 a 0,37
Baixo	$\leq 0,29$

Fonte: Butler et al. (2008a).

Outra medida bastante utilizada para avaliação do ALM é a flexibilidade, calculada entre as posições sentada e em pé, definida como a alteração na altura do arco (distância da superfície dorsal com solo) entre as posições sentada e em pé devido à mudança na carga suportada pelo arco durante esta atividade. A mudança na carga foi baseada em uma mudança presumida no peso corporal em ortostatismo. Nesta condição, o indivíduo possui 50% da massa corporal em cada membro e a condição sentada supõe que a massa seja de 10 % (Dempster; Gaughran, 1967). Portanto, há uma mudança de 40 % da massa corporal entre as posições. A equação 1 final usada para calcular a flexibilidade da altura arco utiliza as seguintes unidades (cm = centímetro, kg = quilograma e N = Newton) (Nigg et al., 1998):

$$\text{Equação 1} = \frac{\text{altura do dorso do pé sentado (cm)} - \text{altura do dorso do pé (cm)}}{0,4} \times 100 (N)$$

A estrutura do ALM do pé está ligada a fator intrínseco como gênero por exemplo, de acordo com a literatura as mulheres apresentam arcos mais baixos (Zifchock et al., 2017). Ainda, elas têm maior frouxidão ligamentar (Rozzi et al., 1999), joelho valgo durante a fase de apoio da marcha (Malinzak et al., 2001; Ford; Myer; Hewett, 2003), maior eversão e menor altura do ALM (Hintermann et al., 1994). Também apresentam menor flexibilidade do ALM quando comparado com os homens (Zifchock et al., 2006), acompanhado de maior estresse no ALM, aumentando o risco de lesões como a fascíte plantar (Scher et al., 2009).

Outro fator que influencia o ALM é a dominância do membro inferior, pois o lado dominante tem apresentado maior IAA em ortostatismo. Vale ressaltar que este membro é responsável pela maioria das atividades que exigem maior habilidade (Zifchock et al., 2006). Já o membro não dominante desempenha um papel importante no equilíbrio, com maior descarga de peso neste lado, apresenta menor altura do ALM (Zifchock et al., 2006). A idade também tem relevância na estrutura do arco; menores IAA foram encontrados em indivíduos após a quinta e sexta década de vida (Funk; Cass; Johnson, 1986).

Sustentação do ALM é proporcionada pela integridade do tibial posterior, flexor longo do hálux, as estruturas do tornozelo e pé estão anatomicamente interligadas, de forma que a carga se distribui uniformemente sobre o pé durante a sustentação do peso corporal (Ker et al., 1987). O adequado desempenho muscular

do tornozelo, principalmente do tibial anterior para manter uma posição neutra (90°) do tornozelo na fase de contato inicial e do gastrocnêmio para realizar a propulsão são fundamentais para uma marcha eficiente (Nicolopoulos; Scott; Giannoudis, 2000). O músculo tríceps sural influencia a altura do ALM, contribui nas inversões e eversões da articulação subtalar e proporcionam uma vantagem mecânica durante a marcha na absorção de choque e propulsão eficiente (Klein; Mattys; Rooze, 1996). Déficits musculares do tornozelo e disfunções do tendão do tibial posterior têm relações com as deformidades do ALM e podem predispor lesões nos membros inferiores (McCormack; Ching; Sangeorzan, 2001; Zhao et al., 2017). Ainda, alterações no ALM acarretam uma diminuição da função e podem estar associadas ao desenvolvimento de lesões nas extremidades inferiores e dor na região lombar (Dahle et al., 1991; Mei-Dan et al., 2005; Gabel et al., 2012a). Uma maior incidência de fratura por stress do pé, tibia, fêmur e deformidade dos metatarsos foram identificadas pois associa em pessoas com ALM alto, quando comparadas aos demais tipos de pés (Williams; McClay; Hamill, 2001; Sugathan; Sherlock, 2009). Além disso, o ALM baixo é também considerado como um fator de risco no desenvolvimento de lesões por estresse excessivo (Levinger et al., 2010), dor no pé (Menz et al., 2013), lesão do ligamento cruzado anterior (Rath et al., 2016) e síndrome patelofemoral (Myer et al., 2010; Powell et al., 2016a).

Estudos prospectivos relatam que os ALMs alto e baixo predispoem lesões por estresses repetitivos em triatletas e síndrome em estresse do compartimento tibial em recrutas militares (Yates; White, 2004; Burns; Keenan; Redmond, 2005). Uma outra ferramenta para avaliar os tipos de pé é o *Foot Posture Index* (FPI), baseado em oito critérios anatômicos, mas que no processo de validação foram redefinidos a seis. Este instrumento é capaz de quantificar o grau de posição do pé em normal, plano e cavo, proporcionando ao final da avaliação uma ideia de globalidade de seu posicionamento (Redmond; Crosbie; Ouvrier, 2006). O diferencial do IPP-6 é que, o mesmo, proporciona uma avaliação multidimensional do pé, considerando os três planos do corpo para obter informações do retropé, mediopé e antepé, diferentemente de outras metodologias que analisam um único plano e região, mais especificamente o mediopé (Redmond; Crosbie; Ouvrier, 2006). IPP-6 é amplamente utilizado para identificar o tipo de pé e a predisposição de lesões no esporte (Yates; White, 2004; Cain et al., 2007). Valores normativos da postura do pé em adultos jovens da Espanha (n = 635, 18 a 30 anos) foram realizadas com o IPP-6

e identificaram que a maioria da amostra apresentou pé plano (Gijon-Nogueron et al., 2015).

Buldt et al. (2015) investigaram as associações de medidas clínicas IPP-6, IAA e magnitude da mobilidade do pé (FMM) com a cinemática do pé durante a marcha, em 97 adultos jovens. Os autores identificaram as seguintes porcentagens de associações: 22 % para o IPP-6, 13 % para o IAA e 8 % para o FMM, demonstrando assim que o IPP-6 teve maior associação com as variáveis cinemáticas do pé em comparação com as outras medidas e que medidas estáticas da postura do pé apresentam maior correlação com a cinemática em comparação com as medidas da mobilidade do pé.

Na literatura foram encontrados apenas dois estudos sobre associações dos arcos longitudinal medial do pé alto e baixo e desempenho muscular isocinético em dorsiflexão e plantiflexão. O primeiro estudo avaliou 67 indivíduos (homens), divididos em três grupos, com arco longitudinal medial alto, baixo e normal. Os autores verificaram após avaliação isocinética do tornozelo, que os arcos mais baixos exibiram maior pico de toque em plantiflexão em 30 °/s, quando comparado com os outros grupos, pois sugerem que os pés com arcos mais baixos sofrem uma adaptação para suportar o peso corporal e absorver o choque do calcanhar (Zhao et al., 2017).

O segundo estudo verificou a correlação entre desempenho muscular isocinético (dorsiflexão e plantiflexão) e distúrbios da postura do pé em 33 mulheres, divididas em três grupos (normal, cavo e plano) nas velocidades de 30 e 60 °/s. Os achados apontam que o pé cavo apresenta menor pico de torque (dorsiflexão) no membro dominante nas duas velocidades e concluiu que o tipo de pé influencia o desempenho muscular do tornozelo (Silva et al., 2016).

O acompanhamento do desempenho muscular é essencial para o retorno à atividade física e esportiva, após lesão. Assim, neste contexto, algumas variáveis isocinéticas podem ser usadas, como por exemplo, a amplitude para alcançar o isocinetismo (AmpAI), a amplitude de isocinetismo (AmpISO) e a amplitude de desaceleração (AmpDES), que representam as fases para alcançar uma velocidade alvo, de isocinetismo e de desaceleração (DT), que representa a fase final do movimento (Brown et al., 1995). Há uma lacuna na literatura sobre a investigação dessas variáveis na associação entre altura do arco longitudinal do pé alto e baixo e desempenho muscular do tornozelo (dorsiflexão e plantiflexão) em mulheres adultas.

Essas variáveis de resultado podem fornecer informações adicionais sobre avaliação clínica para a implementação e para otimizar o tratamento (Mazuquin et al., 2016).

A identificação dos três componentes do isocinetismo leva a uma compreensão adequada da ação concêntrica no dinamômetro isocinético, que pode auxiliar na especificação e avaliação do programa de treinamento (Gautrey; Watson; Mitchell, 2013). Outra forma importante de análise qualitativa das fases do isocinetismo é usando o mapa de superfície da relação torque-ângulo-velocidade (TAV3D), o qual pode fornecer uma compreensão mais abrangente da capacidade funcional, com foco em relações de comprimento-tensão e comprimento-velocidade (Frey-Law et al., 2012).

Instabilidade muscular e variações na altura do ALM podem desencadear alterações cinemáticas e da coordenação do complexo tornozelo-pé (Wilken et al., 2011). Por um outro lado, variações no alinhamento entre os segmentos do pé e principalmente anormalidades da altura do ALM podem contribuir para o estresse excessivo de tecidos (ósseo e mole), prejudicando a eficiência da marcha (Ledoux et al., 2003; Levy et al., 2006).

Alterações na altura do ALM, juntamente com o alinhamento dos multsegmentos, podem alterar o funcionamento sinérgico do pé, os quais são responsáveis por transmitir, atenuar a força durante a propulsão, acomodar e adaptar frente a terrenos irregulares, para realizar uma marcha eficiente (Young et al., 2005; Fraser; Feger; Hertel, 2016). Sujeitos com ALM baixos têm demonstrado uma maior amplitude articular no plano frontal (inversão e eversão), na fase de pré-balanço, em comparação com indivíduos com pés normais durante a marcha (Cobb et al., 2009; Buldt et al., 2013; Hillstrom et al., 2013) tornando-os mais suscetíveis às lesões na região lateral do tornozelo (Nigg; Cole; Nachbauer, 1993; Kaufman et al., 1999).

Em contraste, pessoas com ALM alto apresentam menor amplitude articular no mediopé, nos planos sagital e transversal, no contato inicial no plano frontal e no pré-balanço, em comparação com o grupo de pés planos (Barnes; Wheat; Milner, 2008; Buldt et al., 2015). Na marcha, indivíduos com pés cavos dissipam menor quantidade de energia nas fases de contato inicial e médio apoio, tornando-se também vulneráveis às lesões na região medial, como tendinite no tendão calcâneo (Williams; Mcclay; Hamill, 2001).

Um estudo que utilizou o modelo multisegmentar de pé verificou em mulheres com ALM alto menor pico de eversão entre mediopé e antepé na marcha, quando comparados com o grupo com ALM baixo (Powell et al., 2011a). Estes dados corroboram com pesquisas anteriores, demonstrando que mulheres com deformidades no ALM têm diferentes movimentos no retropé (Hintermann et al., 1994; Stacoff et al., 2000). Hunt et al. (2001a) usaram um modelo de pé multisegmentar composto por retropé, antepé e hálux para descrever a mecânica do ALM baixo comparado ao arco normal na marcha. Foram evidenciadas diferenças no grupo com ALM baixo, com uma menor amplitude articular entre retropé e antepé nos planos frontal e transversal.

Os padrões de coordenação intersegmentar de ALM baixo apresentam excessiva pronação subtalar, associado ao seu acoplamento com a rotação interna da tíbia e implicam em um fator de risco no desenvolvimento de dor anterior no joelho (Rodrigues et al., 2015b). Pés planos têm sido associados com redução da eficiência da marcha, incluindo eversão do calcâneo prolongada e rotação interna da tíbia aumentada (Tweed et al., 2008). A coordenação motora refere-se aos aspectos como coordenação inter, intrasegmentar (Crowther et al., 2008; Seifert et al., 2010) e variabilidade (Heiderscheit; Hamill; E.A. Van Emmerik, 2002), que pode fornecer uma medida da flexibilidade do sistema motor de um indivíduo, na realização de tarefa específica (Hafer; Boyer, 2017).

Coordenação em relação às sinergias pode ser revelada nos movimentos oscilatórios. Padrões de relação de fase entre segmentos oscilando podem ser verificados. Quando os segmentos estão em fase, eles oscilam na mesma direção. O padrão anti-fase indica uma rotação dos segmentos em sentido oposto (Kelso, 1995).

Duas principais técnicas comumente empregadas na análise da coordenação em movimentos cíclicos são: a técnica *Continuous Relative Phase* (CRP) e o *vector coding* (VC) e são baseadas na representação de ângulo-velocidade e ângulo-ângulo, respectivamente, para medir a coordenação intersegmentar (Kurz et al., 2005). A técnica de CRP usa a análise velocidade-ângulo, na qual as coordenadas cartesianas (x,y) referentes a cada ponto da curva são transformadas em coordenadas polares (r,θ), calculada subtraindo o ângulo de fase de um sinal pelo outro em cada instante de tempo, por todo o ciclo (Hamill; Haddad; Mcdermott, 2000).

A variabilidade da coordenação é calculada com a média dos desvios padrões dos ciclos da marcha e geralmente a fase de apoio é a mais utilizada na análise da variabilidade (Heiderscheit; Hamill; Van Emmerik, 2002). A análise da variabilidade da coordenação revela informações importantes sobre mudanças no sistema das estratégias motoras (Needham; Naemi; Chockalingam, 2014) e, ainda, apresenta uma compreensão adicional sobre a dominância que um segmento tem pelo outro. Isso pode oferecer informações valiosas em um cenário clínico (Seay; Van Emmerik; Hamill, 2011).

Pesquisar sobre variabilidade da coordenação é fundamental, pois esta medida pode fornecer uma visualização de alterações da função motora, bem como comparar grupo com lesão e controle, com a hipótese de que a variabilidade será maior no grupo controle (Heiderscheit; Hamill; E.A. Van Emmerik, 2002; Van Emmerik et al., 2016).

Para analisar a marcha surgiu um método, o *vector coding* (VC) que fornece uma medida da relação tempo e magnitude do movimento entre os segmentos, ou articulações, sendo determinada pelo ângulo de acoplamento, formado pelo vetor adjacente de dois pontos sucessivos em relação a horizontal (Hamill et al., 1999).

O VC é um método capaz de avaliar a variabilidade de coordenação e estimar os padrões de movimento relativo entre os segmentos de interesse. Uma das vantagens do *vector coding* em relação as outras metodologias é que permite as interpretações dos ângulos de acoplamento que representam uma parte da coordenação intersegmentar e visualização da série temporal que têm defasagem em relação a outro segmento (Freedman et al., 2018). Outra vantagem do VC é que permite uma comparação simultânea de múltiplos ciclos, enquanto outras técnicas se limitam a comparação em pares (Tepavac; Carmen Field-Fote, 2001). O VC pode ser classificado em padrões: em fase, anti-fase, com defasagem temporal do segmento proximal em relação ao distal e do distal em relação ao proximal.

Esses padrões fornecem informações sobre do sistema motor e as adaptações dos movimentos frente às lesões (Takabayashi et al., 2017). A variabilidade pode também ser definida como um resultado da consistência da razão e da magnitude do ângulo de acoplamento em múltiplas passadas (Davids et al., 2003). Padrões de variabilidade de coordenação segmentar podem variar dependendo da condição física do indivíduo. Menor variabilidade de coordenação segmentar pode indicar movimentos pobremente controlados ou muito limitados,

podendo levar a lesões ou declínio de performance (Hamill; Palmer; Van Emmerik, 2012). Por outro lado, variabilidade de coordenação com valores altos também pode levar a um estado de lesão. Então, aparentemente, existe uma janela ou uma 'zona segura' de variabilidade ótima (Hamill; Palmer; Van Emmerik, 2012).

ALM alto e baixo afetam a cinemática do pé e a coordenação intersegmentar, prejudicando a eficiência da marcha (Buldt et al., 2015; Takabayashi et al., 2017). Analisar as características biomecânicas do tornozelo e multisegmentar do pé são relevantes para uma possível verificação de quais segmentos apresentam defasagem temporal em relação ao outro e quais padrões de coordenação na marcha demonstraram alteração quando comparado ao grupo controle. A coordenação dinâmica dos movimentos nos permite entender como as articulações múltiplas ou segmentos funcionam colaborativamente para alcançar um objetivo, fornecendo informações adicionais para a cinemática de cada segmento (Yen et al., 2017).

Na análise da marcha, a cinemática das articulações dos pés é geralmente relatada na rotação de articulação específica e informação alguma é fornecida sobre a relação entre rotações em diferentes articulações. Assim, a identificação dos padrões de coordenação intersegmentar pode de forma objetiva quantificar as alterações intersegmentares nas deformidades ou lesões dos membros inferiores (Arnold et al., 2017).

A análise de interação entre as várias articulações é fundamental para obter uma melhor compreensão dos mecanismos que controlam o movimento do pé e deformação na marcha. No entanto, a averiguação dos padrões de coordenação entre as rotações articulares em diferentes planos anatômicos e funcionais do pé ainda não foram investigados (Nester; Bowker; Bowden, 2002). As análises de padrões de coordenação intersegmentar podem ser utilizadas para um melhor entendimento de como ocorrem os movimentos no complexo tornozelo-pé durante a marcha e em qual momento existem as alterações. Além disso, permitem a interpretação clínica de variáveis de interesse e da variabilidade da coordenação (Chang; Van Emmerik; Hamill, 2008a; Needham; Naemi; Chockalingam, 2015a; Sung, 2016).

Medidas de coordenação intersegmentar e variabilidade da coordenação fornecem informações sobre a organização e flexibilidade dos padrões da marcha e podem elucidar os mecanismos pelas quais ocorrem as mudanças fisiológicas

sistêmicas que afetam a marcha (Hafer; Boyer, 2017). Coordenação multisegmentar do pé (*IOR foot model*) foi avaliada durante a marcha em 20 (homens) adultos jovens saudáveis e verificaram um mediopé predominantemente evertido quando comparado com os outros segmentos na fase de apoio. Entre retropé/mediopé e mediopé/antepé, encontraram padrões em fase com dominância distal e proximal, respectivamente, na fase do contato inicial. Portanto os resultados sugerem que o mediopé apresenta significativamente uma maior função, na fase de contato inicial para realização de uma marcha eficiente (Takabayashi et al., 2017a).

Padrões de coordenação intersegmentar do pé (*IOR foot model*) também foram avaliados durante a marcha, em 13 adultos (5 mulheres e 8 homens), com o uso da técnica do *vector coding*. Observaram um padrão com predominância proximal na fase de contato inicial entre (calcâneo, mediopé e metatarsos) e em fase, no final do apoio, com predominância distal entre calcâneo e mediopé. Os autores verificaram que a análise com a VC pode fornecer uma perspectiva diferente para a quantificação das alterações intersegmentares do pé, para uma posteriormente comparação dos padrões de coordenação em indivíduos após lesões (Arnold et al., 2017).

Embora os estudos supracitados tenham vital importância para se compreender as alterações do ALM, há questões a respeito das relações sobre desempenho muscular, cinemática, padrões de coordenação e variabilidade que ainda não foram amplamente discutidas. Deste modo, três perguntas foram estipuladas:

1. Existem diferenças no desempenho muscular (dorsiflexão/plantiflexão) entre mulheres adultas quando comparadas entre três diferentes grupos de arco longitudinal medial do pé?
2. Existe relação entre o índice de flexibilidade do arco longitudinal medial do pé e desempenho muscular (dorsiflexão/plantiflexão) em mulheres adultas?
3. Quais são os comportamentos das amplitudes articulares, os padrões de coordenação intersegmentar e a variabilidade da coordenação durante a marcha nos multisegmentos do pé em mulheres adultas quando comparadas entre os três grupos?

## 2. OBJETIVOS

### 2.1 Objetivo Geral

Analisar a cinemática, coordenação durante a marcha e o desempenho muscular em mulheres adultas com diferentes alturas do arco longitudinal medial do pé.

### 2.2 Objetivos Específicos

Comparar os déficits no desempenho muscular (dorsiflexão/plantiflexão) nas três fases isocinéticas (amplitude para alcançar o isocinetismo, amplitude de isocinetismo e amplitude de desaceleração) e os mapas de superfícies tridimensional entre os grupos de arco longitudinal do pé alto, baixo e normal (artigo 1 - nas regras do *Journal of Biomechanics*).

Verificar a correlação entre o índice de flexibilidade da altura do arco longitudinal medial do pé com o desempenho muscular (dorsiflexão/plantiflexão) nas três fases isocinéticas (amplitude para alcançar o isocinetismo, amplitude de isocinetismo e amplitude de desaceleração) entre os grupos de arco longitudinal do pé alto, baixo e normal (artigo 1).

Analisar as amplitudes articulares, os padrões de coordenação e a variabilidade da coordenação na fase de apoio da marcha nos multsegmentos do pé entre os grupos de arco longitudinal do pé alto, baixo e normal (artigo 2 - nas regras do *Gait & Posture*).

### 3. MÉTODO

#### 3.1 DELINEAMENTO DO ESTUDO

Estudo transversal com características descritivas e analíticas.

#### 3.2 LOCAL DO ESTUDO

Avaliações foram realizadas no Laboratório de Biomecânica e Epidemiologia Clínica, onde ocorrem as atividades do Grupo de Pesquisa em Avaliação e Intervenção em Fisioterapia (PAIFIT), situado no Hospital Universitário da Universidade Estadual de Londrina.

#### 3.3 CÁLCULO DO TAMANHO DA AMOSTRA

Foi realizado o cálculo do tamanho da amostra no G\*Power 3.1.9.2 (Faul et al., 2007) utilizando o teste  $F$  para encontrar diferenças na média entre três grupos independentes, com um tamanho de efeito de 0,60, baseado na média do tamanho do efeito do estudo de Buldt et al. (2015), margem de erro aceitável de 5 % ( $\alpha$ ), poder de 80 % ( $1-\beta$ ). O  $n$  necessário para cada grupo foi de 35 sujeitos por grupo, conforme Apêndice 1.

#### 3.4 RECRUTAMENTO E SELEÇÃO

Para aumentar a homogeneidade da amostra, foram selecionados indivíduos do sexo feminino, com faixa etária de 20 a 40 anos, num total de 105, divididos em três grupos, ALM (alto, baixo e normal), classificadas a partir do índice de altura do arco longitudinal medial do pé (IAA) e índice de postura do pé (IPP-6). As participantes foram recrutadas inicialmente por meio de contato pessoal, onde foram informadas do objetivo da pesquisa e sobre os critérios de inclusão e exclusão.

Os critérios de inclusão foram:

➤ Grupo ALM alto:

- Apresentar no IPP-6, a classificação de ALM alto;
- Ter um valor no IAA igual ou maior que 0,38.

➤ Grupo ALM normal:

- Apresentar no IPP-6, a classificação de pé normal;
- Ter um valor no IAA entre 0,30 até 0,37.

➤ Grupo ALM baixo:

- Apresentar no IPP-6, a classificação de pé plano;
- Ter um valor no IAA igual ou menor 0,29.

Os seguintes critérios de exclusão foram adotados:

- Indivíduos com histórico de cirurgias anteriores às estruturas musculoesqueléticas (ossos, estruturas articulares, nervos) e ou deformidades nos MMII;
- Histórico de fratura nas extremidades inferiores;
- Sem histórico de diabetes mellitus, artrite reumatoide e acidente vascular encefálico (AVE);
- Lesões agudas nas estruturas musculoesqueléticas de outras articulações em MMII nos últimos três meses. Após esse primeiro momento, as participantes foram convidadas para participarem do estudo.

### 3.5 ASPECTOS ÉTICOS

Todas as participantes do estudo assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (Apêndice 2) segundo a resolução CNS 466/12 do Conselho Nacional de Pesquisa. Pesquisa aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa/Uel (CAAE: 90238618.8.0000.5231) (Anexo 3).

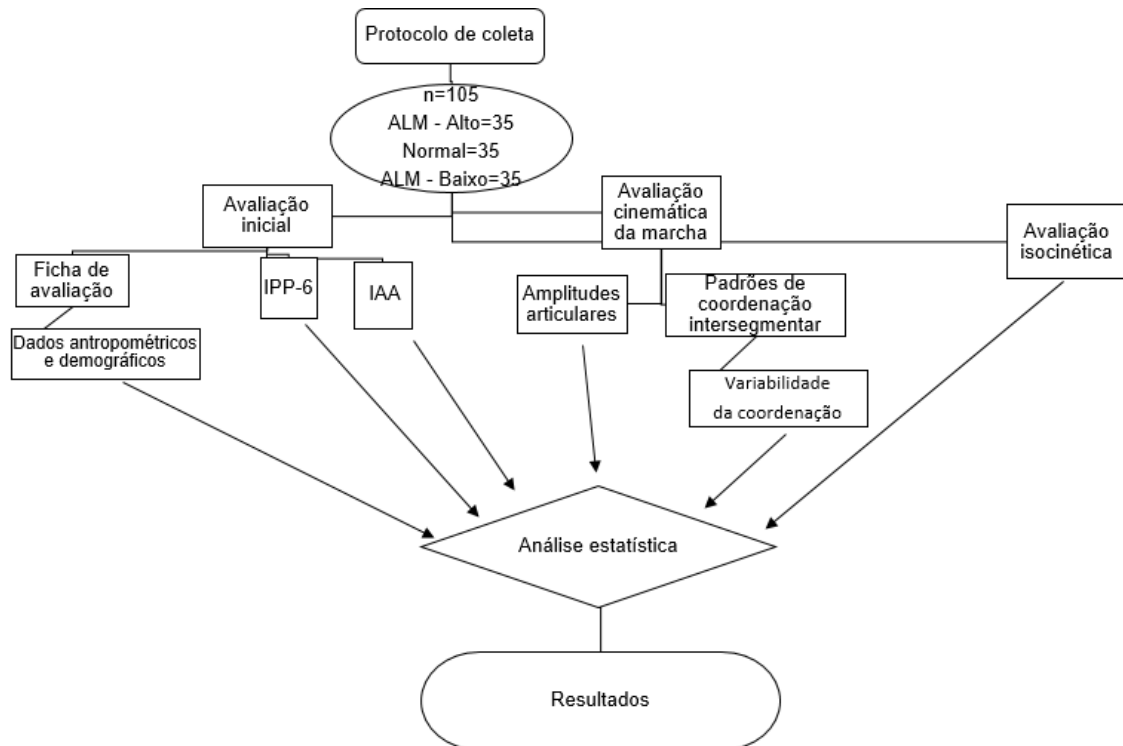
Ao término do estudo, foi realizado um laudo individualizado, constando os resultados das avaliações e enviado por e-mail, posteriormente.

### 3.6 PROCEDIMENTOS

Ao se enquadrarem nos critérios de inclusão, as participantes foram convidadas a comparecerem no Laboratório de Biomecânica e Epidemiologia Clínica (PAIFIT) da Universidade Estadual de Londrina (UEL), onde receberam informações sobre o estudo e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido. As voluntárias realizaram apenas um dia de coleta, foram orientadas a manter hábitos de vida normais e não realizaram atividade física no dia anterior a avaliação e passaram pelos seguintes procedimentos:

1. Assinatura do termo de consentimento livre esclarecido (Apêndice 2);
2. Ficha de avaliação e parte antropométrica (Apêndice 3), sendo que a primeira folha foi auto preenchida pela avaliada e segunda folha os dados foram coletados pelo avaliador;
3. Preenchimento do Índice de Postura do Pé pelo avaliador (IPP- 6) e parâmetros para o cálculo do Índice de Altura do Arco Longitudinal Medial;
4. Preparação da voluntária (colocação de marcadores reflexivos superficiais);
5. Coleta para calibração estática;
6. Coleta da marcha, descalça, as participantes caminharam no circuito em velocidade de preferência por cinco vezes para familiarização com o circuito e depois mais dez vezes para a avaliação da marcha, sendo eliminado os ciclos iniciais e finais;
7. Posteriormente foram retirados os marcadores superficiais;
8. Aquecimento no cicloergômetro por 10 minutos, na velocidade de 30 km/h;
9. Depois do aquecimento, as participantes realizaram uma série de três repetições em cada velocidade usando o dinamômetro, para se familiarizar com o teste. Posteriormente, realizaram o teste isocinético (dorsi/plantiflexão), com oito repetições, nas velocidades de 30, 60 e 90 °/s, com intervalo de noventa segundos entre as séries, sendo eliminado a primeira e a última repetição. A Figura 1 representa o fluxograma das etapas que foram adotados.

Figura 1- Fluxograma do protocolo de coleta



Fonte: o próprio autor.

### 3.7 FICHA DE AVALIAÇÃO

Inicialmente as participantes preencheram uma ficha de avaliação (primeira folha), sendo auto preenchida: sexo, idade, estatura (m), massa corporal (kg), preferência de membro inferior (destro, canhoto ou ambidestro) (Apêndice 3). Na segunda folha, o avaliador coletou os dados do IMC ( $\text{kg}/\text{m}^2$ ), circunferência abdominal e parâmetros para o cálculo do Índice de Altura do Arco (IAA) e IPP-6.

### 3.8 ÍNDICE DE POSTURA DO PÉ (IPP-6)

A avaliada ficou em posição bipodal, com os membros superiores (MMSS) ao longo do corpo, com o olhar direcionado para frente, sobre uma base de madeira (19 cm de altura, 37 cm de largura e 44 cm de comprimento). Esta base possui uma linha traçada a 10 cm de sua borda posterior para posicionamento do calcâneo, outra linha que divide em duas partes iguais e que se cruza com uma terceira linha formando um ângulo de 45° (Figura 2). Todas as avaliações foram realizadas por um mesmo avaliador experiente com os procedimentos.

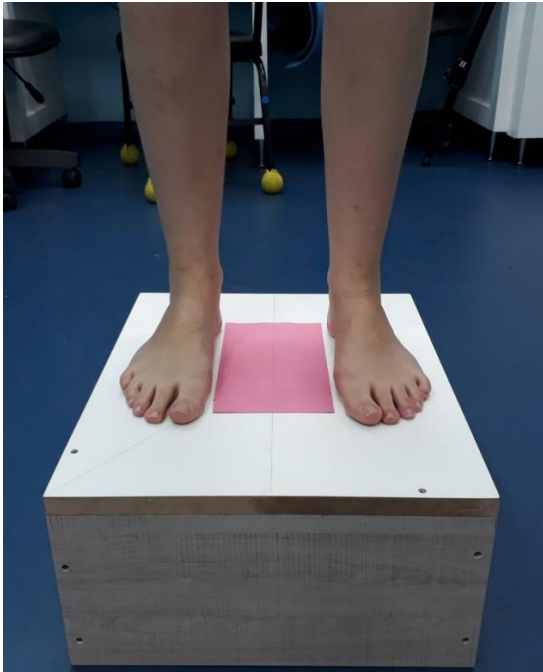
**Figura 2.** Base de madeira



Fonte: próprio autor.

Entre seus pés foi colocado um retângulo de Etil Vinil Acetato (EVA), de 12 cm x 22 cm, que foi colocado entre os pés da avaliada para padronização (Figura 3). Foram instruídos para manter a posição e não realizar inclinação do corpo.

**Figura 3.** Posicionamento dos pés na avaliação do IPP-6



Fonte: próprio autor.

A pontuação do IPP-6 é constituída por seis critérios, Tabela 2 e Anexo 1:

**Tabela 2-** Pontuação dos seis critérios do IPP

Classificação	Supinado		Normal	Pronado	
	-2	-1	0	1	2
1- Palpação da cabeça do tálus					
2- Curvatura supra e inframaleolar					
3- Posição do calcâneo					
4- Proeminência da região talonavicular					
5- Altura e congruência do ALM					
6- Abdução e adução do antepé com relação ao retropé					

A pontuação final proporcionou um índice da postura global do pé, conforme classificação na Tabela 3.

**Tabela 3.** Categorização do índice da postura global do pé (IPP-6)

Extremamente supinado	Supinado	Normal	Pronado	Extremamente pronado
-5 a -12	-1 a -4	0 a 5	6 a 9	10 a 12

Fonte: Redmond; Crosbie, Ouvrier (2006).

### 3.9 ÍNDICE DA ALTURA DO ARCO LONGITUDINAL MEDIAL DO PÉ E ÍNDICE DE FLEXIBILIDADE

Para as medidas antropométricas dos pés, foi utilizado um protocolo já proposto (Butler et al., 2008a) que utiliza a razão entre a altura do dorso do pé a 50 % do comprimento total do pé pelo comprimento do pé truncado (do calcanhar posterior à primeira articulação metatarsofalangeana), na posição bipodal, para calcular o índice de altura do arco (IAA), (Anexo 6).

O cálculo da flexibilidade do ALM foi obtido pela multiplicação das alturas do arco (distância da superfície dorsal com solo) entre as posições sentada e em pé (cm), dividido por 0,4 vezes pela massa corporal (kg) e multiplicado por 100 N (Mulligan; Cook, 2013).

### 3.10 AVALIAÇÃO ISOCINÉTICA

As avaliações foram realizadas em modo isocinético concêntrico a 30, 60 e 90 °/s, para a dorsiflexão e plantiflexão do tornozelo, com uma frequência de amostragem de 100 Hz. O equipamento utilizado foi o dinamômetro *Biodex System 4®* (Biodex, 1991).

A participante foi instruída a não realizar atividade física um dia antes e no dia do teste. O protocolo antes do teste realizou um aquecimento em um ciclo estacionário durante dez minutos sem carga e a participante foi instruída a manter uma velocidade de 30 km/h (Pincivero; Gandaio; Ito, 2003). Após os ensaios de familiarização (três repetições prévias ao teste em cada velocidade), o protocolo isocinético foi caracterizado por um conjunto de oito repetições em cada velocidade, realizadas em ordem aleatória, com um período de repouso de 90 segundos entre as repetições.

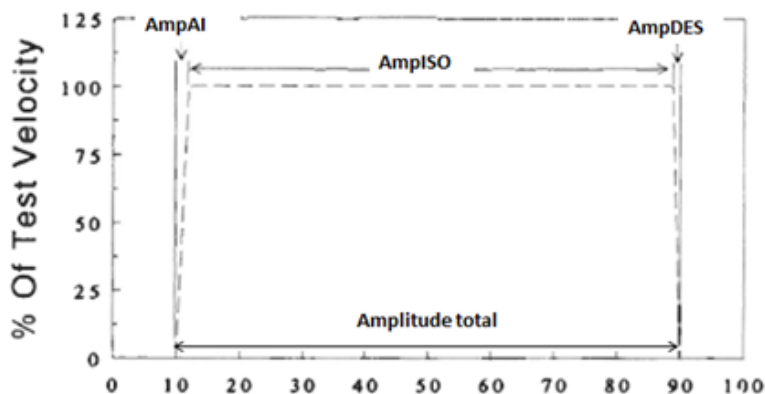
A participante foi posicionada na cadeira do dinamômetro e estabilizada com cintos em torno do tronco, pelve e coxa para realizar o teste de dorsiflexão/plantiflexão. A configuração do dinamômetro foi a seguinte: orientação = 90 °, inclinação = 0 ° (direção do eixo), orientação do assento: 90 °, inclinação do encosto do assento: 70 °, flexão do joelho: 30 ° em posição neutra, o eixo passará pelo corpo do tálus, maléolo fibular e por meio ou logo abaixo do maléolo tibial.

Todos os procedimentos de calibração e correção da gravidade seguiram o manual de instruções do fabricante (Biodex, 1991). A participante foi instruída a

realizar o esforço máximo durante todas as repetições, enquanto o encorajamento verbal e o feedback visual foram fornecidos. Para fins de confiabilidade, um coeficiente de variação inferior a 10 %, para cada conjunto, foi considerado aceitável (Malina, 2005). Foi padronizado com amplitude articular total de 60 graus, para todas as avaliadas. Os dados brutos da avaliação isocinética foram exportados e analisados com algoritmo específico do *Matlab®* (*The MathWorks, Inc., Natick, EUA*) e suavizados por um filtro passa baixa *Butterworth* de 2ª. ordem com uma frequência de corte de 10 Hz para todas as velocidades. Após esse processamento, foi considerado apenas a fase de isocinetismo e então foram extraídos os valores de pico de torque, pico de torque/massa corporal (PT/BM) e ângulo do pico de torque (Brown et al., 1995).

Para as variáveis que representam a curva da contração isocinética foi utilizado um algoritmo que permitiu identificar a amplitude necessária para alcançar a fase de isocinetismo, definindo então a AmpAI; a amplitude onde a velocidade foi mantida, a AmpISO, e por último, foi realizada a subtração da AmpAI, AmpISO da amplitude total e se obteve a AmpDES, como observado na Figura 4.

**Figura 4** - Curva representando as fases da contração isocinética.



Fonte: Adaptação de Brown et al. (1995). AmpAI: amplitude para alcançar o isocinetismo; AmpISO: amplitude de isocinetismo; AmpDES: amplitude de desaceleração.

Para a média final das variáveis foram eliminadas a primeira e a última contração de cada velocidade.

### 3.11 CINEMÁTICA DA MARCHA

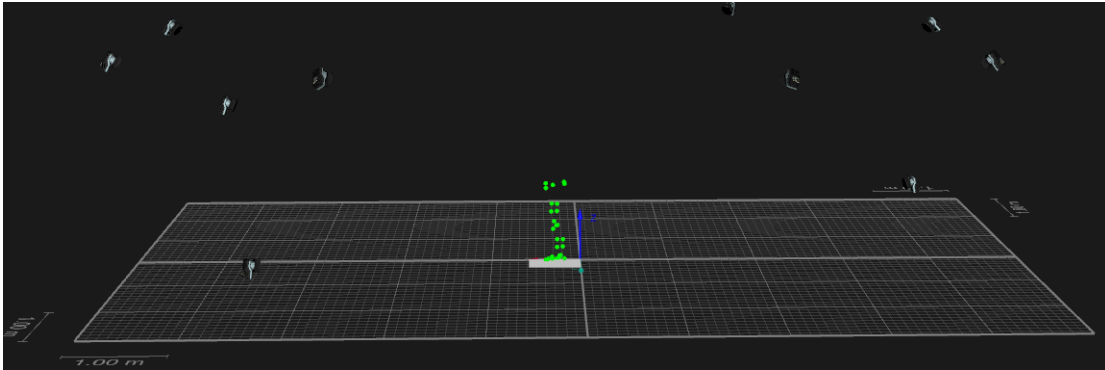
A cinemática durante a postura ortostática e durante a marcha foi registrada por meio de um sistema optoeletrônico composto por 10 câmeras *Oqus 400* (*Qualisys Medical AB, Gothenburg, Suécia*) sincronizadas, com frequência de aquisição de 240 Hz, seguindo protocolo de Powell et al. (2016a). O sistema estava conectado a um computador por meio de cabo de rede. Os parâmetros biomecânicos foram analisados em 10 ciclos, para cada participante.

Os eventos da marcha foram detectados pelo algoritmo baseado nas coordenadas que utiliza o máximo (contato inicial) e o mínimo (final da fase de apoio) do componente anterior (eixo Y, no *Visual3D*) dos marcadores no calcanhar, cabeça da falange proximal do hálux, com segmento proximal e sistemas de coordenadas tendo como referência a pelve (Zeni; Richards; Higginson, 2008).

A avaliada foi instruída a utilizar bermuda térmica, não utilizar cremes, não realizar treinamento físico 24 horas anteriormente a avaliação, não utilizar órteses ou bandagem para a coleta.

As coletas foram realizadas no Laboratório de Biomecânica e Epidemiologia Clínica localizado no Centro de Ciências da Saúde do Hospital Universitário da Universidade Estadual de Londrina e durante a avaliação a temperatura do laboratório foi controlada em torno de 22 °C. Sete câmeras foram dispostas em uma altura de 2,5 metros (sendo duas na lateral esquerda, uma na lateral direita, duas frontalmente e duas posteriormente), a oitava câmera foi posicionada frontalmente, com altura de 1,90 m e a nona e décima câmera com altura de 0,85 m (posicionadas, no canto inferior esquerdo da sala e outra posteriormente no canto inferior direito) focadas no centro do laboratório. A Figura 5 ilustra o posicionamento das câmeras.

**Figura 5** - Representação do posicionamento das câmeras, ao centro a avaliada realizando a coleta estática.



Fonte: O próprio autor.

Foi criado um sistema de coordenadas do Laboratório em que o eixo X foi o eixo ântero-posterior (sentido para frente), o eixo Y foi o médio-lateral (sentido à esquerda) e o eixo Z foi o súpero-inferior (sentido vertical). A definição dos sistemas de coordenadas anatômico e técnico e a relação entre eles foram determinadas a partir de um procedimento de calibração anatômica onde um registro de todas as marcas foi feito pelo sistema de captura enquanto a participante ficou em uma postura ortostática padronizada (Figura 2). Portanto, após este procedimento, foi possível remover os marcadores refletivos (trocânter maior do fêmur, epicôndilos medial, lateral e maléolo medial) uma vez que esta relação espacial foi mantida para o mesmo segmento como descrito por (Cappozzo et al., 1995).

Os marcadores utilizados foram esféricos refletivos (9,5 e 6,5 mm de diâmetro), foram fixados com dupla face em pontos anatômicos, especificados abaixo e serviram de referência para o sistema de captura de análise de movimento. Estes foram fixados no membro dominante inferior, definido a partir da solicitação ao indivíduo, com que perna você chutaria uma bola a sua frente (Rein et al., 2010), para posterior identificação no *software* de processamento. Os marcadores que foram fixados no membro dominante estão descritos na Tabela 4 e Figura 6.

**Tabela 4 – Marcadores reflexivos**

Segmento	Marcadores de rastreamentos
Pelve	- Espinha ilíaca ântero-superior direita; - Espinha ilíaca ântero-superior esquerda; - Espinha ilíaca pósterio-superior direita; - Espinha ilíaca pósterio-superior esquerda;
Coxa	- Trocânter maior do fêmur (marcador estático); - Epicôndilo lateral do fêmur (marcador estático); - Epicôndilo medial do fêmur (marcador estático);
Perna	- Cabeça da fíbula; - Tuberosidade da tíbia; - Maléolo medial (marcador estático); - Maléolo lateral;
Retropé	- Calcâneo posterior; - Sustentáculo do tálus; - Ápice lateral do tubérculo fibular do calcâneo; - Ponto médio o sustentáculo do tálus e tubérculo fibular (marcador virtual); - Ponto médio entre os maléolos medial e lateral (marcador virtual);
Mediopé	- Base do 1° metatarso na articulação com o cuneiforme medial; - Base do 2° metatarso na articulação com o cuneiforme intermediário; - Base 5° metatarso na articulação com o cubóide; - Tuberosidade do navicular; - Cuneiforme intermediário (marcador virtual); - Tuberosidade do cuboide (marcador virtual);
Antepé	- Cabeça da falange proximal do hálux; - Cabeça do 1° metatarso; - Cabeça do 2° metatarso; - Cabeça do 5° metatarso;
Clusters	- Coxa e perna (segmento distal)

Fonte: Pelve CODA (*Charnwood Dynamics Ltd., Leicestershire*), Coxa (Cappozzo et al., 1995) e perna e pé (Leardini et al., 2007).

Somado a estes, a pelve foi reconstruída seguindo o modelo CODA (*Charnwood Dynamics Ltd., Leicestershire*). Os marcadores de calibração também foram utilizadas para rastreamento. O segmento coxa foi definida com a articulação proximal, formada pelo trocânter maior do fêmur ao centro articular do quadril, com base no *Calibrated Anatomical Systems Technique (CAST)* (Cappozzo et al., 1995), estimado a partir das equações de regressão de Bell; Brand, Pedersen (1989) e a articulação distal no ponto médio de uma linha traçada entre os marcadores do

maléolo lateral e medial, com seis graus de liberdade. Ainda, foram posicionados dois clusters, um na coxa e outro na perna com quatro marcadores cada, colocados na porção distal do segmento, a fim de minimizar os artefatos de movimento.

**Figura 6** - Posição dos marcadores refletivos



Fonte: O próprio autor.

Após a fixação dos marcadores foram realizadas duas coletas estáticas, com duração de cinco segundos cada, com a captura da participante sobre o centro do local de coleta, em posição anatômica a fim de se obter alguns *frames* para posterior processamento das marcas técnicas e de calibração.

Em seguida, uma coleta de 10 ciclos da marcha foi realizada. A participante foi orientada a realizar uma caminhada, descalça, em velocidade autoselecionada, ao longo de 10 m.

### 3.12 PROCESSAMENTO DE DADOS

Primeiramente, as trajetórias dos marcadores com lacunas superiores a dez quadros foram interpoladas, no próprio *software* de coleta (*Qualisys Track Manager*). Os dados cinemáticos foram processados usando o *software Visual3D (C-Motion Inc, EUA)* utilizando um filtro passa-baixa (zero lag) do tipo *Butterworth* de segunda ordem, com frequência de corte de 6 Hz, de acordo com (Takabayashi et al., 2017a). A seguir, o modelo cinemático utilizado foi implementado de acordo com *IOR foot model* (Leardini et al., 2007).

Para a avaliação biomecânica da marcha, foi criado um sistema de coordenadas segmentares, eixo X como eixo ântero-posterior (flexão e extensão), o eixo Y como médio-lateral (eversão-inversão) e o eixo Z como súpero-inferior (adução e abdução), (Tabela 5).

Tabela 5. Sistema de coordenadas segmentar.

Segmento	Origem	Eixo X (Ântero-posterior)	Eixo Y (Médio-lateral)	Eixo Z (Vertical)	Rastreamento (marcadores)
<b>Pelve</b>	A origem está no ponto médio entre as espinhas-íliacas ântero-superiores.	Vetor perpendicular ao plano formado pelo ponto médio das espinhas-íliacas ântero-superiores e ponto médio entre as espinhas-íliacas pósterio-superiores, com sentido para frente.	Vetor que passa pela origem e entre as espinhas-íliacas pósterio-superiores, com sentido para direita.	Produto vetorial de X por Y, com sentido para cima.	Sistemas de coordenadas do laboratório.
<b>Coxa</b>	A origem está no ponto central entre o ponto médio do trocânter maior do fêmur e acetábulo (marcados virtual).	Vetor perpendicular ao plano formado pelos epicôndilos medial, lateral do fêmur e o ponto médio entre trocânter maior do fêmur e acetábulo com sentido para frente.	Vetor que passa pela origem no ponto médio entre epicôndilos medial, lateral do fêmur, com sentido para direita.	Produto vetorial de X por Y, com sentido para cima.	Cluster (RT_S1 a RT_S4).
<b>Perna</b>	A origem está no ponto médio entre tuberosidade da tíbia medial e cabeça da fíbula.	Vetor perpendicular ao plano formado pelos maléolos medial, maléolo lateral e o ponto médio entre a tuberosidade da tíbia e cabeça da fíbula com sentido para frente.	Vetor que passa pela origem no ponto médio entre maléolo medial e maléolo lateral e tuberosidade da tíbia, com sentido para direita.	Produto vetorial de X por Y, com sentido para cima.	S_R1 a S_R4.
<b>Pé</b>	A origem está na porção anterior e central do calcâneo.	Vetor que passa pela origem no calcâneo e na cabeça do segundo metatarso, com sentido para frente.	Vetor perpendicular ao plano formado pelo ponto médio entre cabeça do primeiro e quinta metatarso, reta passa pelo calcâneo, com sentido para direita.	Produto vetorial de X por Y, com sentido para cima.	CA, FMH e VMH.
<b>Retropé</b>	A origem está na porção posterior e central do calcâneo.	Vetor que passa pela origem no calcâneo e ponto médio entre o sustentáculo do tálus (ST) e o ápice lateral do tubérculo fibular do calcâneo (PT), com sentido para frente.	Vetor perpendicular ao plano formado entre o ponto médio do sustentáculo do tálus (ST) e do ápice lateral do tubérculo fibular do calcâneo (PT), reta passa pela origem no calcâneo e ponto médio entre ST e PT, com sentido para direita.	Produto vetorial de X por Y, com sentido para cima.	CA, PT e ST.

<b>Mediopé</b>	A origem está localizada no ponto médio entre tuberosidade do navicular e do cuboide.	Vetor que passa pela origem no ponto médio entre tuberosidade do navicular e do cuboide e base do segundo metatarso, com sentido para frente.	Vetor perpendicular ao plano formado pelo ponto médio entre tuberosidade do navicular e base do quinto metatarso, reta passa pela origem e base do segundo metatarso, com sentido para direita.	Produto vetorial de X por Y, com sentido para cima.	SMB, TN e VMB.
<b>Antepé</b>	A origem está localizada na base do segundo metatarso com cuneiforme intermediário.	Vetor que passa pela origem na base do segundo metatarso e passa pela cabeça do segundo metatarso, com sentido para frente.	Vetor perpendicular que passa pela origem no ponto na base do segundo metatarso e no ponto médio entre cabeças do primeiro e quinto metatarso, com sentido para direita.	Produto vetorial de X por Y, com sentido para cima.	FMB, FMH, SMB, SMH, VMB e VMH.

---

Fonte: Pelve (*Charnwood Dynamics Ltd., Leicestershire*), Coxa (Cappozo et al., 1995) e perna e pé (Leardini et al., 2007).

Neste estudo foi utilizado a sequência para a representação de uma rotação no espaço tridimensional utilizando os ângulos de Euler na qual roda-se primeiramente sobre o eixo z, depois sobre o eixo x' (já rodado inicialmente) e finalmente sobre o eixo y'' (também já rodado nas duas operações anteriores). Desta forma, a partir de duas bases ortogonais definidas, obtêm-se os ângulos phi ( $\Phi$ ), theta ( $\vartheta$ ) e psi ( $\Psi$ ), de acordo com a *International Society of Biomechanics (ISB)* (Grood; Suntay, 1983a; Wu; Cavanagh, 1995). Movimentos avaliados foram entre retropé em relação a perna (Ret/Pe), o mediopé em relação ao retropé (Med/Ret) e o antepé em relação ao mediopé (Ant/Med). A análise cinemática foi realizada a partir de cada ponto do ciclo da marcha normalizado em 101 pontos.

### 3.13 COORDENAÇÃO INTERSEGMENTAR

Para estimar a frequência relativa em cada padrão de coordenação durante a marcha entre os segmentos foi utilizado a técnica de *vector coding (VC)*, que foi desenvolvida por Sparrow et al. (1987), adaptada por Chang et al., (2008) e fornece uma medida da relação tempo-magnitude do movimento entre os segmentos. Utilizou-se o *IOR foot model* incorporando o retropé, mediopé e antepé. Foram avaliadas as rotações intersegmentares nos três planos anatômicos entre perna e retropé (Ret/Pe), retropé e mediopé (Med/Ret), mediopé e antepé (Ant/Med) (Leardini et al., 2007).

O sistema de coordenadas segmentar foi especificado com a rotação sobre o eixo médio-lateral (x) definido como flexão/extensão, rotação sobre o eixo ântero-posterior (y) como inversão/eversão e rotação em torno do eixo longitudinal (z) como adução/abdução. Para uma melhor interpretação clínica, a articulação entre calcâneo e perna (Cal/Pe) também foi referida como articulação do retropé, a articulação entre mediopé e calcâneo (Med/Cal) como mediopé e a articulação entre antepé e mediopé como antepé (Arnold et al., 2017a).

Análise dos padrões de coordenação foram realizadas nos seguintes pares de rotações articulares e planos anatômicos:

- 1° - retropé (sagital) /perna (frontal);
- 2°- retropé (frontal) /perna (frontal);
- 3°- retropé (frontal) /perna (transversal);
- 4°- mediopé (frontal) / perna (frontal);
- 5°- antepé (sagital) / mediopé (frontal);
- 6°- antepé (frontal) / mediopé (frontal).

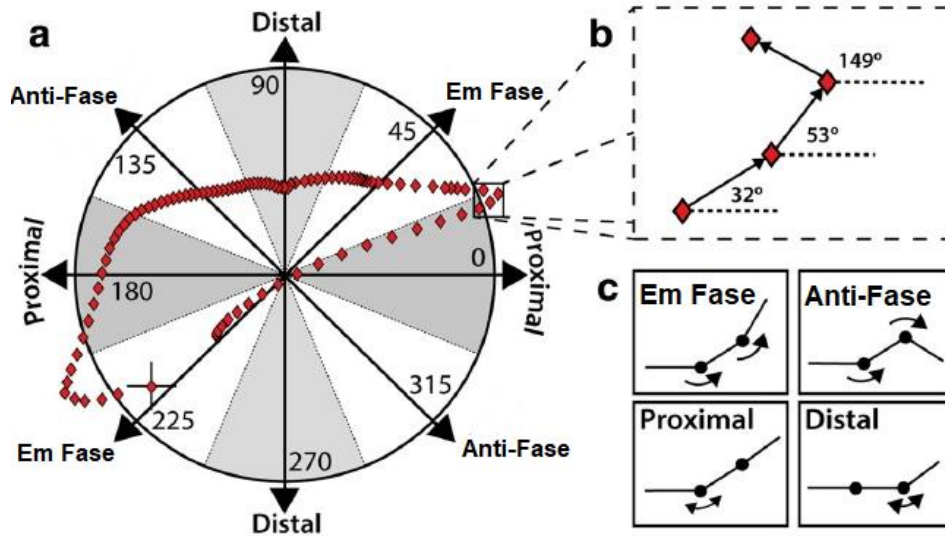
Foram selecionados pela interpretação clínica da função do pé e a partir de estudos experimentais prévios que avaliaram a cinemática e variáveis baropodométricas de participantes com deformidades e ou disfunções nos pés (Dubbeldam et al., 2013; Giacomozzi; Leardini; Caravaggi, 2014; Caravaggi; Giacomozzi; Leardini, 2016).

Para o cálculo da coordenação com a técnica *vector coding*, um sinal foi plotado em relação ao outro C1, sendo um no (eixo x), representará a rotação da primeira articulação e C2 representará a rotação da segunda articulação, no (eixo y). O acoplamento entre C1 e C2 definido pela técnica do *vector coding* foi quantificado pelo ângulo de acoplamento ( $\theta_{vc}$ )<sup>1</sup> formado pelo vetor adjacente de dois pontos sucessivos em relação a horizontal (equação 2), representado na Figura 7a.

$$\theta_{vc}(i) = \tan^{-1} \left( \frac{C_2(i+1) - C_2(i)}{C_1(i+1) - C_1(i)} \right), i = 1, 2, \dots, n-1 \quad (1)$$

A Figura 7a representa um exemplo dos quatro pares de rotações, citadas acima. Relação de ponto por ponto e inclinação entre os pares de rotações foram calculadas (Figura 7b). O cálculo do ângulo de acoplamento neste estudo, foi o proposto por Chang et al., (2008a), (Figura 7c).

**Figura 7** - Padrão de classificação da coordenação



Fonte: A - Coordenadas polares para a identificação de padrões de coordenação entre as rotações das articulações dos pés. Uma trajetória de exemplo do ângulo acoplamento entre as rotações perna/calcâneo ( $y$ ) e calcâneo/mediopé ( $y$ ) sobreposto na figura em coordenadas polares. B - Inclinação quadro-a-quadro do ângulo de acoplamento foram analisados para determinar os padrões de coordenação. C - Representação dos quatro possíveis padrões de coordenação: em fase; anti-fase; proximal e distal (Arnold et al., 2017a).

Como é raro que os ângulos de acoplamento se situem precisamente na vertical ( $90$  ou  $270^\circ$ ), na horizontal ( $0$ ,  $180$  e  $360^\circ$ ) ou  $45^\circ$  na diagonal, o círculo foi dividido em faixas de  $45^\circ$ , em torno de valores fixos, conforme a Tabela 6.

**Tabela 6** - Categorização dos padrões de coordenação baseada nos setores da coordenada polar.

Padrão de coordenação	Definições do ângulo de acoplamento
Anti-fase	$112,5^\circ \leq \theta < 157,5^\circ$ ; $292,5^\circ \leq \theta < 337,5^\circ$
Em fase	$22,5^\circ \leq \theta < 67,5^\circ$ ; $202,5^\circ \leq \theta < 247,5^\circ$
Predominância proximal	$0^\circ \leq \theta < 22,5^\circ$ ; $157,5^\circ \leq \theta < 202,5^\circ$ ; $337,5^\circ \leq \theta < 360^\circ$
Predominância distal	$67,5^\circ \leq \theta < 112,5^\circ$ ; $247,5^\circ \leq \theta < 292,5^\circ$

Fonte: Chang et al., (2008a),  $\theta$ : ângulo de acoplamento.

Os ângulos articulares foram normalizados pelo ciclo da marcha dos segmentos perna, retopé, mediopé e antepé nos três planos foram exportados em formato de texto (.txt) a partir do *software* do *Visual3D*. A análise da coordenação intersegmentar foi realizada a partir de cada ponto do ciclo da marcha normalizado em 101 pontos.

A fase de apoio para os segmentos (perna, retropé, mediopé, antepé) foram analisadas, por um algoritmo *Matlab®* (*The MathWorks, Inc., Natick, EUA*) específico, os quais foram divididos em três fases, contato inicial (1% a 33%), apoio médio (34% a 66%) e apoio final (67% a 99%) com base no estudo de Chang; Van Emmerik, Hamill (2008a).

Essas fases representam a resposta a carga, apoio e propulsão, respectivamente. Para cada sequência foi criado *box plots* e calculado a frequência relativa dos ângulos de acoplamento em cada um dos quatro padrões de coordenação. Para ilustrar, foram utilizadas figuras da frequência relativa e ou tabelas em cada padrão da coordenação intersegmentar e da variabilidade da coordenação.

A variabilidade da coordenação foi calculada pelo desvio angular com o uso de estatística circular (Philipp, 209; Watson, 1982) dos padrões da coordenação de cada participante ao longo da série temporal em 10 ciclos.

### 3.14 ANÁLISE ESTATÍSTICA

As variáveis numéricas foram avaliadas quanto à distribuição de normalidade pelo teste de *Shapiro-Wilk* e, sendo o pressuposto de normalidade aceito, foram apresentadas em média ( $\bar{X}$ ) e desvio padrão (DP), caso não apresentasse, foram usadas as mediana e quartis (25-75 %). Para comparar as diferenças entre os grupos as variáveis antropométricas foram testadas no início do estudo por meio os testes ANOVA *one-way* para amostras não pareadas e/ou *Kruskal-Wallis*. A análise cinemática foi realizada nas fases de apoio da marcha normalizado em 101 pontos. Os três grupos foram comparados por meio da ANOVA *one-way*, caso o teste de Levene confirmou a homogeneidade das variâncias. Se os pressupostos não fossem atendidos, foi aplicado o teste de *Kruskal-Wallis*. Caso o teste *F* fosse estatisticamente significativa, utilizou-se o *Post-hoc* de Bonferroni, com significância de 5 %. Para os resultados que mostraram diferenças entre os grupos nas análises de ambos os artigos, foram calculados o tamanho do efeito (*partial omega-squared*,  $\omega^2_p$  e com uma fórmula de regressão, estimador robusto,  $R^2$ ). O coeficiente de correlação de *Pearson* foi calculado para verificar a relação entre as variáveis, índice de flexibilidade da altura do arco longitudinal medial do pé e

desempenho muscular (dorsiflexão/plantiflexão) nas três fases isocinéticas, dentro dos grupos formados pelo arco longitudinal do pé.

A estatística circular foi utilizada para calcular o desvio angular dos padrões de coordenação durante os pares de rotações entre os segmentos especificados. Todas as análises estatísticas foram realizadas pelo programa *SPSS 25.0* (*SPSS Inc., Chicago, IL, EUA*) e com algoritmo específico do *Matlab®* (*The MathWorks, Inc., Natick, EUA*).

# Artigo Original 1

## 4. RESULTADOS

### 4.1 Artigo 1

#### INFLUÊNCIA DA ALTURA DO ARCO LONGITUDINAL MEDIAL DO PÉ EM MULHERES ADULTAS NO DESEMPENHO MUSCULAR ISOCINÉTICO

##### RESUMO

A manutenção da estrutura do arco longitudinal medial do pé (ALM) é fundamental para a marcha. Objetivo deste estudo foi analisar o desempenho muscular, a relação do índice da altura e da flexibilidade do ALM com as fases do isocinetismo e pico torque/massa corporal. Amostra foi de 105 mulheres adultas divididas em três grupos (pé normal, cavo e plano). Foram realizadas avaliações em modo isocinético concêntrico a 30, 60 e 90 °/s do tornozelo, no dinamômetro Biodex System 4®. Os pés foram classificados pelo índice de altura do arco (IAA). Os pés cavos e planos apresentaram a 90 °/s, amplitudes articulares superiores para alcançar a aceleração em plantiflexão quando comparado ao grupo pé normal, sendo pés cavos com diferença da média (DM)=9,3;  $\omega^2_p=0,14$  e pés planos com DM=5,7;  $\omega^2_p=0,14$ , respectivamente. Os dois grupos de pés, cavo e plano, demonstraram um déficit significativo no Pico de toque/Massa corporal, em dorsiflexão a 60 °/s, pés cavos (DM=-3 N.m/kg;  $\omega^2_p=0,06$ ) e pé plano (DM=-1,1 N.m/kg;  $\omega^2_p=0,06$ ) quando comparado com pé normal. O grupo pés cavos apresentaram uma correlação negativa de em torno de -0,37 com intervalo de confiança (IC) 95% [-0,63; -0,05], entre flexibilidade e Pico de toque/Massa corporal a 30 °/s em plantiflexão. Nos mapas de superfície 3D, o grupo pé normal demonstrou melhor desempenho muscular nas três velocidades. Os extremos de flexibilidade e de altura do ALM influenciam negativamente o desempenho muscular do tornozelo.

Descritores: Dinamômetro isocinético, Torque, Mapa de superfície tridimensional, Foot.

## INTRODUÇÃO

O arco longitudinal medial do pé (ALM) é uma estrutura mecânica complexa que deve apresentar adequada flexibilidade em superfícies irregulares e rigidez suficiente para permitir que o pé seja um órgão propulsor eficiente durante a marcha (Kirby, 2017). Muitos estudos sugerem relação entre a estrutura do pé e as alterações biomecânicas do membro inferior, o que pode predispor dor e lesões (Denyer; Hewitt; Mitchell, 2013; Riskowski et al., 2013). Alguns estudos verificaram que indivíduos com arcos altos apresentaram maior incidência de fratura por estresse do pé, tibia, fêmur e lesões laterais do complexo tornozelo-pé, quando comparados aos demais (Giladi et al., 1987; Williams; Mcclay; Hamill, 2001).

Clinicamente é utilizado o índice de altura do ALM para classificá-lo como normal (pé normal), alto (cavo) e baixo (plano) (Williams; Mcclay, 2000; Redmond; Crosbie; Ouvrier, 2006; Butler et al., 2008a). Há evidências que sugerem que uma menor flexibilidade do ALM pode acompanhar maior estresse em tecidos moles e lesões em estruturas mediais do tornozelo (Zifchock et al., 2006; Scher et al., 2009).

Variações na altura do ALM alto e baixo em homens apresentam correlação com um menor pico de torque/massa corporal (PT/MC), para o pé cavo em plantiflexão a 120 °/s e em dorsiflexão a 30 °/s, quando comparado aos outros tipos de pé e o pé plano apresentam maior pico de torque/massa corporal em plantiflexão a 120 °/s (quando comparado ao grupo normal) (Zhao et al., 2017).

No entanto, há poucas evidências da possível relação dos tipos de pés e da flexibilidade do ALM com o desempenho muscular (dorsiflexão/plantiflexão) do tornozelo em adultos, principalmente em mulheres, pois a maioria dos estudos avaliou militares, com amostra constituída principalmente por homens (Zhao et al., 2017). Estes resultados obtidos em participantes do sexo masculino podem não ser semelhantes em mulheres. As evidências atuais sugerem que existem diferenças na força muscular e na tolerância à fadiga entre homens e mulheres (Clark et al., 2003; Kankaanpaa et al., 1998). Estudos revelaram diferentes ações musculares entre os sexos com diferentes padrões de estratégias de recrutamento muscular e fatigabilidade (Callahan et al., 2009; Kay et al., 2000).

A identificação dos déficits no desempenho muscular e suas relações com alterações na altura do ALM (pés cavos e planos) podem apoiar o desenvolvimento de medidas adequadas para planejamento de protocolos efetivos de ganho de força

muscular, para tratamento clínico de anormalidades nos pés, evitar recorrência de lesões ou após intervenções cirúrgicas (Porter et al., 2014; Zifchock et al., 2017).

Dinamômetro isocinético é o padrão ouro para avaliação do desempenho muscular (Berry; Dvir, 1995). No entanto, é importante investigar os desfechos nas três fases do isocinético, que representam a curva da contração isocinética foi utilizado um algoritmo que permitiu identificar a amplitude necessária para alcançar a fase de isocinetismo, definindo então a AmpAI; a amplitude onde a velocidade foi mantida, a AmpISO, e por último, foi realizada a subtração da AmpAI da AmpISO amplitude total e se obteve a AmpDES, representando o momento de desaceleração (Brown et al., 1995; Brown et al., 1998). Além disso, explorar estes dados isocinéticos divididos nestas três seções podem fornecer informações adicionais, tais como o tempo de reação e a capacidade de manter a velocidade, que auxiliam na avaliação clínica e implementação de protocolos específicos para otimizar o tratamento (Brown et al., 1995; Mazuquin et al., 2016). Diminuições no pico de torque/massa corporal são associadas com o aumento da velocidade angular já foram bem estabelecidas (Schulze; Gallagher; Trappe, 2002). Uma outra forma de avaliação do desempenho muscular é por meio de mapas de superfície em 3D. Este método considera a relação torque-ângulo-velocidade articular, criando um mapa de comportamento destas três variáveis durante todo o movimento (Hussain; Frey-Law, 2016). O qual pode fornecer uma compreensão mais abrangente da capacidade funcional, com foco em relações de comprimento-tensão e comprimento-velocidade (Frey-Law et al., 2012).

Portanto, o objetivo do estudo foi analisar a relação do índice e da flexibilidade do ALM do pé cavo, plano e normal em mulheres adultas (membro dominante) com as variáveis isocinéticas e mapa de superfície 3D no movimento de dorsiflexão/plantiflexão. Formulou-se neste estudo três hipóteses. Primeiro, em comparação com o pé normal, o pé cavo e o plano apresentariam menores valores de pico de torque/massa corporal em dorsiflexão durante contrações isocinéticas concêntricas. Segunda hipótese, os pés planos demonstrariam uma associação positiva entre a correlação da altura da ALM com o pico de torque/massa corporal (em plantiflexão a 90 °/s e dorsiflexão a 60 °/s). Terceira, pés cavos e planos demonstrariam uma associação negativa na correlação entre flexibilidade do arco longitudinal medial (ALM) com pico de torque/massa corporal em plantiflexão a 30 °/s.

## MÉTODO

### Tipo de estudo

Estudo transversal com características descritivas, comparativas e correlacional.

### Participantes

Foram avaliadas 105 mulheres, divididas em três grupos, de acordo com a classificação do índice de altura do arco (IAA): 1 - pé cavo, 2 - pé normal e 3 - pé plano. Os critérios de inclusão foram: mulheres adultas, com idade entre 20 e 40 anos e assintomáticas. Foram excluídos: Indivíduos com histórico de cirurgias anteriores às estruturas musculoesqueléticas (ossos, estruturas articulares, nervos ou fraturas) e ou deformidades nos MMII que a impedisse de realizar a avaliação.

O cálculo do tamanho da amostra foi realizado pelo programa G\*Power 3.1.9.4 (Faul et al., 2007). Os parâmetros utilizados foram: teste *F* para encontrar diferenças na média entre três grupos independentes, com um tamanho de efeito de 0,55, baseado no tamanho do efeito do estudo de Buldt et al. (2015), margem de erro aceitável de 5% ( $\alpha$ ) e poder de 80%. O *n* necessário para cada grupo foi de 35 sujeitos. Todas as participantes foram informadas dos objetivos e procedimentos desse estudo e a assinaram o termo de consentimento, aprovado pelo Comitê de Ética Local (CAAE: 90238618.8.0000.5231).

### Desfechos

Para as medidas antropométricas dos pés foi utilizado a razão entre a altura do dorso do pé a 50 % do comprimento total do pé pelo comprimento do pé truncado (do calcanhar posterior à primeira articulação metatarsofalangeana), na posição bipodal, para calcular o índice de altura do arco (IAA) (Butler et al., 2008a). Para o cálculo da flexibilidade do ALM foi calculada pela subtração das alturas do arco (distância da superfície dorsal com solo) entre as posições sentada e em pé (mm), dividido por 0,4 vezes pela massa corporal (kg) e multiplicado por 100 Newton (N) (Mulligan; Cook, 2013).

### Desempenho muscular - Dinamometria

As avaliações foram realizadas em modo isocinético concêntrico a 30, 60 e 90 %/s, para a dorsiflexão e plantiflexão do tornozelo, com uma frequência de amostragem de 100 Hz. O equipamento que foi utilizado é o dinamômetro Biodex

System 4® (Biodex Medical System Inc., Shirley, NY) (Biodex, 1991). A participante foi instruída a não realizar atividade física no dia do teste. O protocolo antes do teste consistiu em aquecimento em um ciclo estacionário durante dez minutos sem carga e a participante foi instruída a manter uma velocidade de 30 km/h (Pincivero; Gandaio; Ito, 2003). Após os ensaios de familiarização (duas repetições prévias ao teste em cada velocidade), o protocolo isocinético foi caracterizado por um conjunto de seis repetições em cada velocidade, realizadas em ordem aleatória, com um período de repouso de 90 segundos entre os conjuntos.

A participante foi então posicionada na cadeira do dinamômetro e estabilizada com cintos em torno do tronco, pelve e coxa para realizar o teste de dorsiflexão/plantiflexão. A configuração do dinamômetro foi a seguinte: orientação= 90 °, inclinação=0 ° (direção do eixo), orientação do assento: 90 °, inclinação do encosto do assento: 70 °, flexão do joelho: 30 ° em posição neutra, o eixo passou pelo corpo do tálus e maléolo lateral ou logo acima do maléolo medial.

Todos os procedimentos de calibração e correção da gravidade seguiram o manual de instruções do fabricante (Biodex, 1991). A participante foi instruída a realizar o esforço máximo durante todas as repetições, enquanto o encorajamento verbal e o feedback visual foram fornecidos. Para fins de confiabilidade, um coeficiente de variação inferior a 10 %, para cada conjunto, foi considerado aceitável. (Malina, 2005) Foi padronizado com amplitude articular (40° plantiflexão e 20° dorsiflexão), com total de 60 graus, para todas as avaliadas, amplitudes semelhantes com o estudo de Gonosova et al. (2018) que testou a confiabilidade do desempenho muscular do tornozelo com o dinamômetro isocinético.

### **Processamento dos dados**

Os dados brutos da avaliação isocinética foram exportados e analisados com algoritmo específico do *Matlab*® (*The MathWorks, Inc., Natick, EUA*) e suavizados por um filtro passa baixa Butterworth de 2<sup>a</sup> ordem com uma frequência de corte de 10 Hz para todas as velocidades. Após esse processamento, foi identificado quando a velocidade se mantinha constante e então foram extraídos os valores de pico de torque/massa corporal (PT/MC), razão agonista/antagonista e ângulo do pico de torque (Brown et al., 1995).

Para as variáveis que representam a curva da contração isocinética foi utilizado um algoritmo que permitiu identificar a amplitude necessária para alcançar a fase de isocinetismo (AmpAI); a amplitude onde a velocidade foi mantida constante (AmpISO), e por último, identificado a amplitude de desaceleração (AmpDES) calculada pela subtração da amplitude de movimento articular total (ADM) pela soma da AmpAI e AmpISO. Para a média final das variáveis foram eliminadas a primeira e última contração de cada velocidade e apenas a média das 6 contrações intermediárias foram consideradas.

### **Análise Estatística**

As variáveis numéricas foram avaliadas quanto à distribuição de normalidade pelo teste de *Shapiro-Wilk*, assim, os resultados foram apresentados em média ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (DP) e apenas as características antropométricas foram apresentadas em mediana e os quartis (25-75 %), por não atenderem os pressupostos de normalidade. Diferenças da média (DM) e intervalos de confiança (IC 95 %) também foram calculados entre grupos. As variáveis antropométricas foram comparadas no início do estudo por meio dos testes ANOVA *one-way* ou *Kruskal-Wallis*. Os três grupos foram comparados quanto às variáveis isocinéticas por meio da ANOVA *one-way*, após o teste de Levene para confirmar a homogeneidade das variâncias. Caso o teste *F* fosse estatisticamente significativo, utilizou-se o *Post-hoc* de *Bonferroni*.

Para os resultados que mostraram diferenças entre os grupos, o tamanho do efeito foi calculado (*partial omega-squared*,  $\omega^2p$ ), que é uma estimativa de quanto a variação na variável resposta é explicada pelas variáveis preditoras;  $\omega^2p$  pode ter valores entre  $\pm 1$  e zero indica efeito algum. Quando o resultado *F* for menor que um,  $\omega^2p$  será negativo. A classificação do tamanho do efeito será: 0,01 pequeno, 0,06 moderado e 0,15 grande (Keppel, 1991; Olejnik; Algina, 2003). O coeficiente de correlação de Pearson foi calculado para verificar a relação entre as variáveis índice de flexibilidade da altura do arco longitudinal medial do pé e desempenho muscular (dorsiflexão/plantiflexão) nas três fases isocinéticas e foram apresentados com seus respectivos IC 95 %. A significância estatística foi estipulada em 5 % e o programa *IBM-SPSS®* versão 25 (Armonk, NY, USA) foi utilizado nas análises.

**Tabela 2.** Classificação dos tipos de pés e da flexibilidade.

Variáveis	Normal	Cavo	Plano
<b>IAA:</b> $\bar{x}$ (DP)	0,35 (0,02)	0,38 (0,01)	0,28 (0,01)
[IC 95]	[0,34;036]	[0,38;039]	[0,28;029]

**FAA** (m/kgf):

**Tabela 1:** Características antropométricas da amostra por grupos.

Variáveis	Normal (n=35)	Cavo (n=35)	Plano (n=35)	<i>P</i>
<b>Idade</b> (anos):				
Md	25	23	21	
(25-75 %)	(23,95-28,04)	(23,29-27,27)	(21,6-24,7)	0,07
<b>IMC</b> (kg/m <sup>2</sup> ):				
Md	23,53	22,83	22,7	
(25-75 %)	(22,17-24,19)	(22,39-24,35)	(21,6-23,7)	0,55
<b>Circunferência Abdominal</b> (cm):				
Md	75	78	71	
(25-75 %)	(72,9-80)	(75-80)	(68,5-73,4)	0,24

Md = mediana; 25-75 % = quartis e IMC = índice de massa corporal.

## RESULTADOS

Características antropométricas estão presentes na (Tabela 1) e 100 % da amostra eram destros. Variáveis de classificação estruturais e de flexibilidade dos tipos de pés para cada grupo, estão descritas na (Tabela 2).

$\bar{x}$ (DP)	1,42 (0,89)	1,22 (0,84)	2,80 (1,47)
[IC 95]	[1,28;3,33]	[0,93;1,51]	[2,29;3,31]

<b>FAA:</b>	Neutro	Rígido	Muito flexível
$\bar{x}$ =média, DP= desvio padrão, IAA: índice de altura do arco longitudinal do pé (Normal IAA: 0,30 a 0,37, Cavo IAA: $\geq$ 0,38, Plano IAA: $\leq$ 0,29 Butler et al. (2008a)), FAA: Flexibilidade Altura do Arco, muito rígido < 0,9, rígido 0,9 a 1,3, neutro 1,3 a 1,6, flexível 1,6 a 2,0 e muito flexível > 2,0 (Zifchock et al., 2017) e m/kgf= metro/quilograma força.			

Diferenças estatisticamente significantes foram encontradas em plantiflexão na AmpAI a 60 °/s, para o grupo de mulheres pé plano (DM=5,7 %;  $\omega^2_p=0,09$ ) com aproximadamente o dobro de amplitude articular para realizar a aceleração do movimento, quando comparado com o grupo pé normal. Valores superiores foram encontrados na AmpAI a 90 °/s, em plantiflexão, ou seja, ambos os grupos (plano e cavo) necessitaram em média o dobro de amplitude de movimento articular para atingir a velocidade angular (DM=14,2 °/s;  $\omega^2_p=0,14$ ) e (DM=9,3 °/s;  $\omega^2_p=0,14$ ) respectivamente, quando comparados ao grupo pé normal. Na dorsiflexão a AmpISO a 60 °/s foi superior para o grupo pé plano (DM=3,7 °/s;  $\omega^2_p=0,05$ ), quando comparado aos outros dois grupos (pé normal e cavo) (Tabela 3).

Tabela 3. Amplitude de movimento das fases isocinéticas.

Movimento	Normal $\bar{x}$ (DP) (IC 95 %) (n=35)				Cavo $\bar{x}$ (DP) (IC 95 %) (n=35)				Plano $\bar{x}$ (DP) (IC 95 %) (n=35)				
	AmpAI (%)	AmpISO (%)	AmpDES (%)	ADM (°)	AmpAI (%)	AmpISO (%)	AmpDES (%)	ADM (°)	AmpAI (%)	AmpISO (%)	AmpDES (%)	ADM (°)	
Plantiflexão	30 °/s	4,14 (2,25) (3,36;4,91)	27,11 (8,36) (24,24;29,99)	23,10 (9,94) (19,69;26,52)	52,31 (6,37) (50,12;54,50)	4,73 (2,87) (3,75;5,72)	23,57 (9,52) (20,30;26,85)	25,87 (9,27) (22,68;29,05)	54,57 (4,26) (53,10;56,04)	5,24 (2,52) (4,37;6,11)	26,01 (10,63) (22,35;29,66)	24,51 (10,56) (20,88;28,14)	54,93 (5,38) (53,08;56,7)
	60 °/s	6,00 (2,73) (5,06;6,94)	41,00 (10,28) (37,47;44,53)	4,78 (1,38) (4,30;5,26)	54,77 (5,36) (52,93;56,61)	8,27 (6,11) (6,17;10,37)	42,40 (8,71) (39,41;45,39)	4,16 (0,67) (3,92;4,39)	55,82 (4,37) (54,32;57,33)	11,82 (9,84) (8,44;15,20)	40,14 (9,40) (36,91;43,37)	4,39 (1,57) (3,85;4,93)	56,78 (4,86) (55,11;58,45)
	90 °/s	11,07 (9,00) (7,98;14,16)	31,09 (12,86) (26,67;35,51)	5,42 (1,30) (4,98;5,87)	55,60 (4,08) (54,19;57,00)	20,39 (15,99) (14,90;25,89)	28,73 (17,23) (22,81;34,65)	5,42 (3,13) (4,34;6,50)	56,97 (2,62) (56,07;57,87)	25,27 (15,29) (20,01;30,52)	24,44 (16,87) (18,65;30,24)	6,95 (7,15) (4,49;9,41)	57,07 (7,37) (54,53;59,60)
Dorsiflexão	30 °/s	1,39 (0,27) (1,29;1,48)	47,79 (5,65) (45,84;49,73)	3,11 (1,47) (2,61;3,62)	52,55 (5,75) (50,58;54,53)	1,98 (1,71) (1,39;2,57)	46,61 (7,25) (44,12;49,11)	3,73 (1,95) (3,06;4,40)	52,60 (5,15) (50,83;54,37)	1,54 (1,14) (1,14;1,93)	49,17 (6,37) (46,98;51,36)	3,37 (1,76) (2,76;3,98)	53,93 (6,07) (51,84;56,01)
	60 °/s	3,83 (1,06) (3,46;4,19)	41,24 (9,22) (38,07;44,41)	9,29 (8,43) (6,39;12,19)	54,97 (4,69) (53,35;56,58)	4,14 (1,09) (3,76;4,51)	39,14 (9,46) (35,89;42,39)	10,88 (9,18) (7,72;14,03)	55,65 (4,18) (54,21;57,08)	3,78 (1,09) (3,41;4,16)	44,98 (7,06)* (42,55;47,41)	7,62 (4,12) (6,21;9,04)	56,47 (4,06) (55,08;57,87)
	90 °/s	9,40 (7,91) (6,68;12,12)	19,35 (12,56) (15,04;23,67)	29,98 (14,10) (25,13;34,82)	54,90 (4,65) (53,30;56,50)	10,20 (7,44) (7,65;12,76)	22,36 (13,85) (17,60;27,12)	26,36 (12,17) (22,17;30,54)	56,74 (2,70) (55,81;57,67)	9,17 (2,46) (8,33;10,02)	21,34 (13,51) (16,69;25,98)	28,02 (13,00) (23,55;32,49)	57,94 (2,93) (56,93;58,95)

$\bar{x}$  = Média, IC 95 % = intervalo de confiança de 95 %, AmpAI: amplitude para atingir o isocinetismo, AmpISO: amplitude de isocinetismo, AmpDES: amplitude para realizar a desaceleração, %: porcentagem em cada fase em relação amplitude de movimento e ADM: amplitude de movimento em graus. \* $P \leq 0,05$ .

Para variável PT/MC em dorsiflexão a 60 °/s, os grupos pés cavo (DM=0,02 N.m/kg;  $\omega^2_p=0,06$ ) e pé plano (DM=0,13 N.m/kg;  $\omega^2_p=0,06$ ) apresentaram uma diferença com significância, quando comparados ao grupo pé normal (Tabela 4).

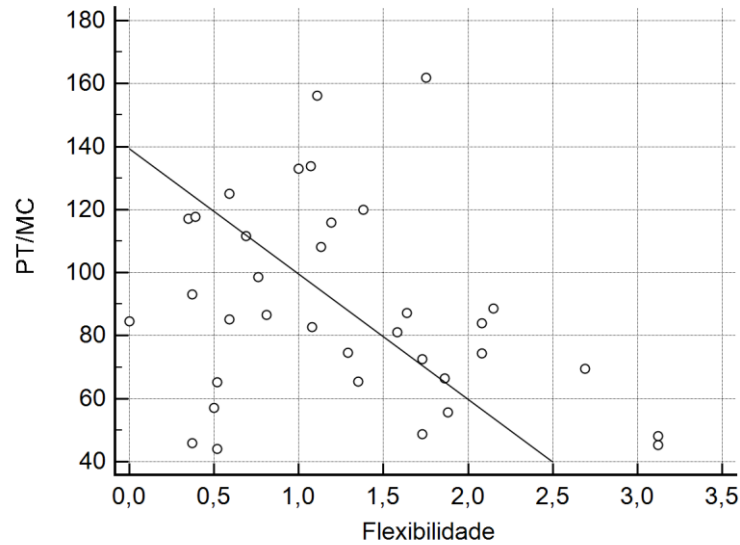
**Tabela 4.** Comparação do pico de toque normalizado pela massa corporal e ângulo do pico de toque em diferentes velocidades.

Movimento	Normal $\bar{x}$ (DP) (IC 95 %) (n=35)		Cavo $\bar{x}$ (DP) (IC 95 %) (n=35)		Plano $\bar{x}$ (DP) (IC 95 %) (n=35)		
	PT/MC (N.m/kg)	AngPT (°)	PT/MC (N.m/kg)	AngPT (°)	PT/MC (N.m/kg)	AngPT (°)	
Plantiflexão	30 °/s	0,96 (0,29) (0,86;0,10)	22,54 (3,00) (21,51;23,57)	0,88(0,31) (0,77;0,99)	23,45 (4,63) (21,86;25,05)	0,85(0,32) (0,74;0,96)	21,21 (5,69) (19,25;23,16)
	60 °/s	0,78 (0,28) (0,69;0,88)	24,82 (6,39) (22,62;27,02)	0,76 (0,23) (0,68;0,84)	26,83 (8,91) (23,76;29,89)	0,65 (0,25) (0,56;0,74)	28,00 (6,86) (25,64;30,36)
	90 °/s	0,58 (0,25) (0,49;0,67)	32,08 (9,17) (28,93;35,23)	0,54 (0,27) (0,45;0,6)	32,88 (10,87) (29,15;36,62)	0,51 (0,26) (0,41;0,60)	35,74 (11,47) (31,80;39,68)
Dorsiflexão	30 °/s	0,29 (0,50) (0,28;0,31)	17,03 (4,36) (15,53;18,53)	0,27 (0,54) (0,25;0,29)	17,38 (5,46) (15,50;19,26)	0,31 (0,13) (0,26;0,35)	16,85 (4,73) (15,22;18,48)
	60 °/s	0,26 (4,58) (0,25;0,28)	18,10 (5,53) (16,20;20,00)	<b>0,23 (0,46) *</b> <b>(0,22,;0,25)</b>	17,73 (5,79) (15,74;19,72)	<b>0,25 (0,47) *</b> <b>(0,25;0,28)</b>	20,22 (8,60) (17,26;23,17)
	90 °/s	0,21 (3,35) (0,20;0,22)	11,40 (6,25) (9,26;13,55)	0,21 (0,50) (0,19;0,22)	10,86 (3,67) (9,60;12,12)	0,21 (0,39) (0,20;0,23)	13,26 (8,80) (10,23;16,29)

$\bar{x}$  =Média, IC 95 %= intervalo de confiança de 95 %, °/s: graus por segundo, PT/MC: pico de torque/massa corporal AngPT: ângulo do pico de torque, N.m/kg: Newton metros/kilograma, °: graus e \*P≤0,05..

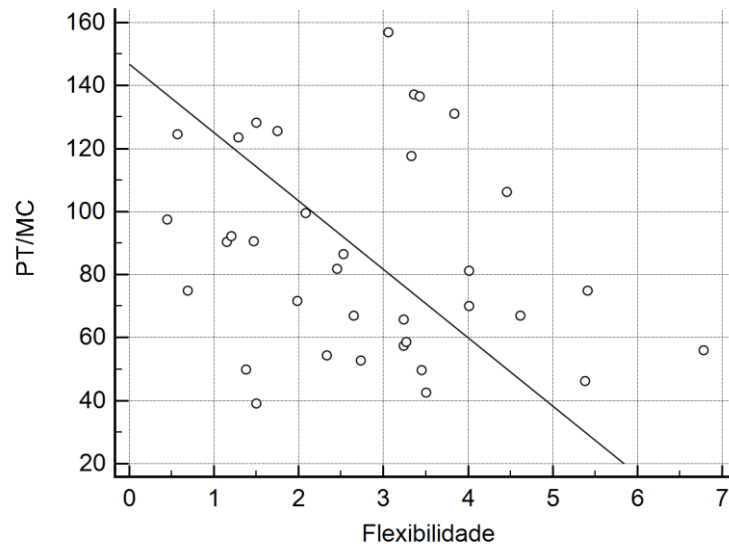
Na correlação do índice de flexibilidade do ALM com o PT/MC, o grupo pé cavo apresentou um resultado significativo negativo  $r = -0,37$  IC 95 % [-0,63; -0,05], onde 14,3 % da variação do PT/MC a 30 e 60 °/s em plantiflexão podem ser creditados a manipulação do valor do índice de flexibilidade do ALM do pé (Figura 1).

**Figura 1** – Dispersão do índice de flexibilidade do ALM do pé com o pico de torque/massa corporal (PT/MC) (grupo pé cavo) em plantiflexão a 30 °/s.



Já com o grupo pé plano observou-se um  $r = -0,21$  IC 95 %  $[-0,50;0,13]$  onde 4,4 % da variação do PT/MC a 30 °/s em plantiflexão podem ser creditados a manipulação do valor do índice de flexibilidade do ALM do pé (Figura 2).

**Figura 2** – Dispersão do índice de flexibilidade do ALM do pé com o pico de torque/massa corporal (PT/MC) (grupo pé plano) em plantiflexão a 30 °/s.

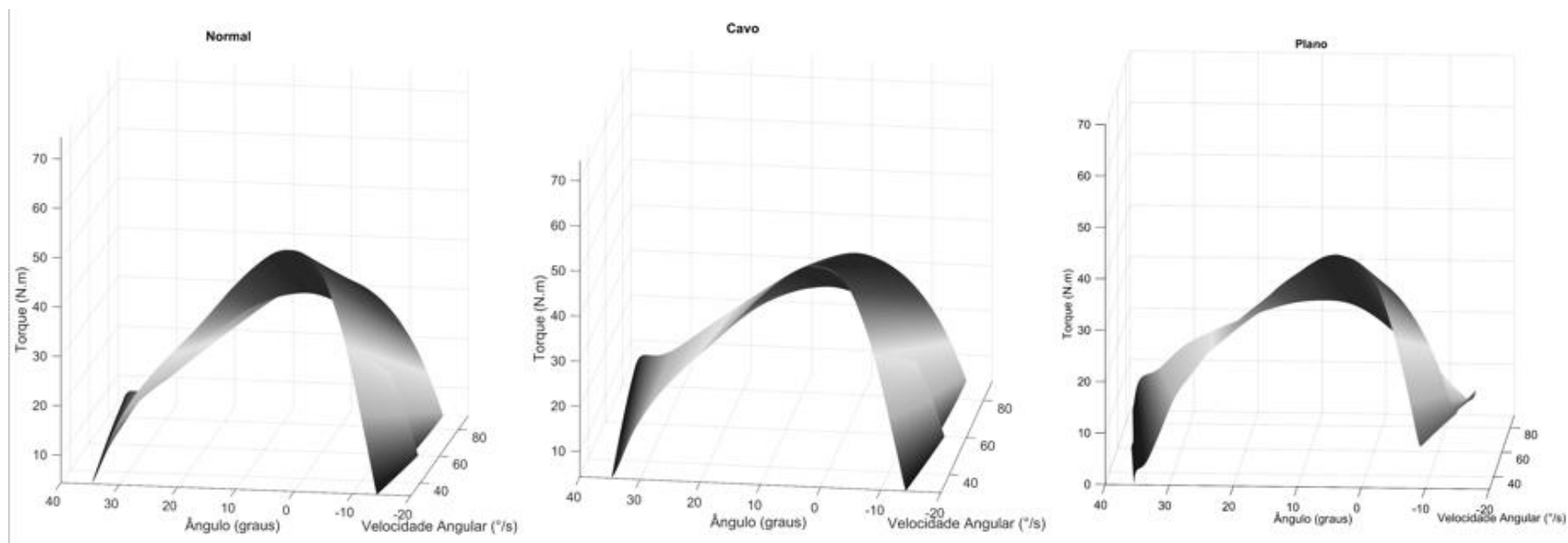


Nos resultados da altura do ALM com o PT/MC, o grupo pé plano apresentou uma correlação positiva de 0,36 e IC 95 %  $[0,03;0,61]$ , ou seja, 12,9 % da variabilidade do PT/MC a 90 °/s em plantiflexão podem ser creditados à manipulação do valor do índice da altura do ALM do pé. O grupo pé plano observou-se um  $r = 0,30$  IC 95%  $[0,57;0,03]$ , onde 9 % da variabilidade do PT/MC a 60 °/s em

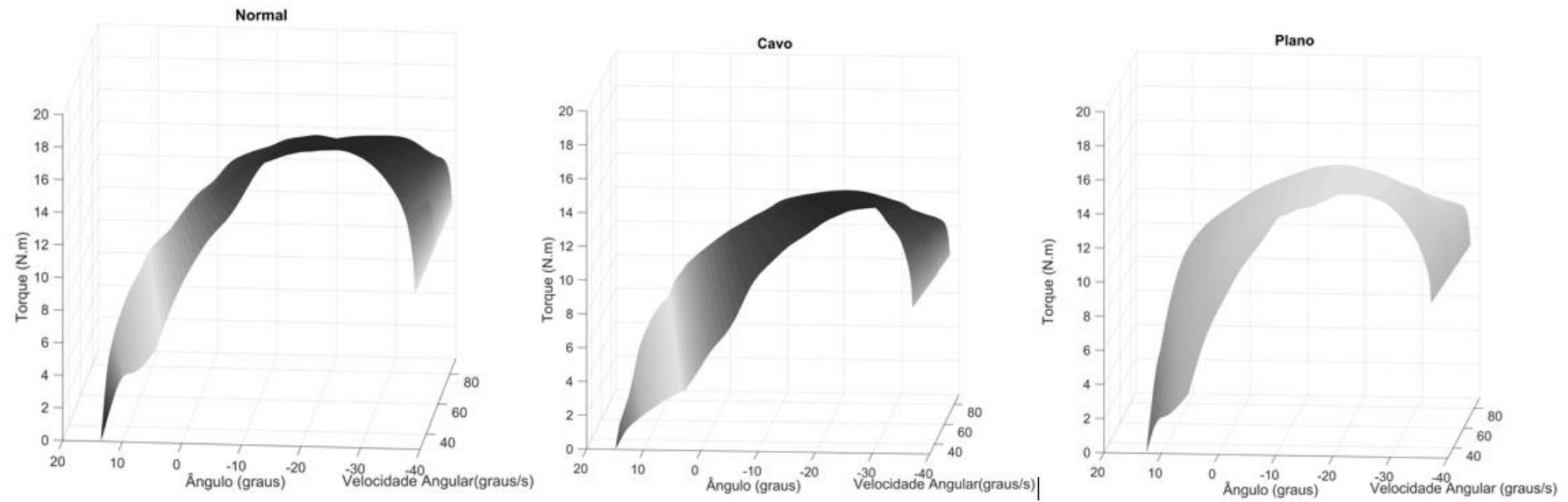
dorsiflexão pode ser explicada pela variabilidade do valor do índice da altura do ALM do pé.

Os mapas de superfície referentes a relação entre torque-ângulo-velocidade, para os músculos plantiflexores e dorsiflexores são representados pelas Figuras 3 e 4 respectivamente.

**Figura 3.** Mapa de superfície da relação torque-ângulo-velocidade em plantiflexão; °: graus, N.m/kg: Newton metros/quilograma e °/s: graus por segundo.



**Figura 4.** Mapa de superfície da relação torque-ângulo-velocidade em dorsiflexão; °: graus, N.m/kg: Newton metros/quilograma e °/s: graus por segundo.



Nos mapas de superfície tridimensional a área cinza escuro indica os instantes em que houve maiores valores do pico de torque enquanto que as áreas em cinza claro são os instantes de menores valores desta variável. Verifica-se as interações entre ângulo X velocidade e torque X velocidade com variações entre os ângulos.

Observa-se uma diminuição progressiva e constante dos picos de torque com o aumento da velocidade em plantiflexão para o grupo pé normal. Porém, no grupo pé cavo verificou um queda acentuada do pico de torque a partir da velocidade de 60 °/s. E no grupo pé plano apresentou menores picos de torque em todas as velocidades quando comparado aos grupos pés normal e cavo.

Já em dorsiflexão observou-se uma decréscimo do pico de toque a partir da velocidade de 60 °/s nos três grupos de pés. O grupo pé normal demonstrou maior pico de torque na velocidade de 90 °/s quando comparado com os grupos pés cavo e plano. Grupo pé cavo teve o menor pico de torque na velocidade a 90 °/s quando comparado ao grupo pés normal e plano. Por fim, o grupo pé plano apresentou menores picos de torque por apresentar uma cor cinza claro principalmente na velocidade de 30 °/s, quando comparado aos grupos pés normal e cavo.

## **DISCUSSÃO**

Os resultados primários deste estudo corroboram parcialmente com a primeira hipótese de que mulheres adultas com pés planos e cavos apresentavam déficits isoenergéticos na amplitude de movimento para atingir uma velocidade angular constante durante a plantiflexão a 60 °/s (grupo pé plano) e a 90 °/s (grupos plano e cavo), com aproximadamente o dobro da ADM para atingir velocidade angular quando comparado ao grupo pé normal. Na dorsiflexão a AmpISO a 60 °/s (pé plano) foi superior, quando comparado aos outros dois grupos. Para variável PT/MC em dorsiflexão a 60 °/s (pé plano e cavo), apresentaram um déficit com significância, quando comparados ao grupo pé normal. Nos resultados da altura do ALM com o PT/MC, o grupo pé plano apresentou uma correlação positiva com o PT/MC a 90 °/s em plantiflexão, estes achados apoiam parcialmente a segunda hipótese. Na correlação do índice de flexibilidade do ALM com o PT/MC, o grupo pé cavo

apresentou um resultado negativo com a variação do PT/MC a 30 °/s em plantiflexão.

Déficits isocinéticos em plantiflexão na AmpAI a 60 e 90 °/s (grupo pé plano), com pequeno e grande tamanho de efeito, respectivamente, podem estar associados, principalmente com um aumento progressivo na velocidade isocinética, com uma excessiva tensão do tríceps sural, tendões fibulares e do tibial posterior (Queen et al., 2007; Yalcin et al., 2012). Pés cavos, por serem mais suscetíveis a desenvolver um desalinhamento da articulação subtalar, geralmente levam ao aumento da inversão do calcâneo e da tensão da fásia plantar o que acarreta um prejuízo no desempenho muscular do tornozelo (Nawoczenski; Saltzman; Cook, 1998; Jastifer; Gustafson; Gorman, 2013).

O presente estudo observou um déficit significativo no PT/MC (aproximadamente 7,6 %, com tamanho de efeito pequeno) em dorsiflexão a 60 °/s para ambos os grupos pés cavos e planos, quando comparado ao grupo pé normal. Possivelmente estes resultados têm relação, pois os pés cavos levam a uma deformidade do antepé associadas a um desequilíbrio muscular da perna, com fraqueza do tibial anterior e dos extensores longos dos dedos (Ortiz; Wagner; Keller, 2009; Grice; Willmott; Taylor, 2016). Os desfechos do presente estudo sobre o desempenho muscular do tornozelo são semelhante a outro estudo Silva et al (2016); Zhao et al., (2017) avaliaram homens e mulheres e suas associações dos pés cavos e planos com o desempenho muscular isocinético em dorsiflexão e plantiflexão.

Déficit no PT/MC foi o resultado que apresentou maior semelhança com o estudo de Zhao et al. (2017) os quais avaliaram apenas homens adultos (n=67) divididos em três grupos, pés planos, cavos e normais. Os autores verificaram após avaliação isocinética do tornozelo que os homens com pés cavos exibiram déficit (9,2 %) do PT/MC em dorsiflexão em 30 °/s (tamanho de efeito pequeno), quando comparado ao grupo pés normais. Estes dados sugerem que os pés cavos por serem mais rígidos sofrem uma adaptação para suportar o peso corporal e absorver o choque do calcanhar (Zhao et al., 2017).

Indivíduos com pés planos são tipicamente considerados como pés flexíveis, enquanto indivíduos com pés cavos são mais propensos a apresentar pés mais rígidos (Zhao et al., 2017). Pés planos em adultos apresentam insuficiência do tendão do tibial posterior, no tibial posterior, falhas nos ligamentos, resultando em

deformidade e incapacidade significativas (Giza; Cush; Schon, 2007). Dados que podem suportar o resultado do atual estudo que encontrou que os pés planos apresentou diferença estatisticamente significante maior (8,2 %) na amplitude de isocinetismo a 60 °/s em dorsiflexão, quando comparado ao grupo pé normal. Arco longitudinal medial do pé fornece uma conexão elástica entre antepé e retropé, fundamental para dissipação de força em atividade funcionais e uma adequada biomecânica do membro inferior (Murley; Menz; Landorf, 2009b).

O presente estudo verificou que os grupos pés cavo e plano se encontravam dentro de uma classificação da flexibilidade da altura do ALM como: rígido e muito flexível, respectivamente (Zifchock et al., 2017). Essas alterações repercutiram na correlação negativa entre flexibilidade e PT/MC a 30 e 60 °/s em plantiflexão, principalmente para o grupo pé cavo, portanto, 14,2 % de variância compartilhada e 85,8 % de variância exclusiva, ou seja, 14,2 % da variabilidade da flexibilidade do pé pode ser explicado pela variabilidade do PT/MC (ou vice-versa) e 85,8 % não é explicada, a variância nos escores deve-se a outros fatores, em ambas as velocidades, quando comparado ao grupo pé normal.

Outro resultado relevante foi a correlação da altura do ALM com o PT/MC a 90 °/s em plantiflexão, para o grupo pé plano apresenta 12,9 % (variância compartilhada), ou seja, a variabilidade do PT/MC a 90 °/s pode ser explicado pela variabilidade da altura do ALM (ou vice-versa) e 87,1 % (variância exclusiva) não é explicada, a variância nos escores deve-se a outros fatores. Já em dorsiflexão a 60 °/s ocorre 9 % de variância compartilhada e 81 % de variância exclusiva para o grupo pé plano entre a altura do ALM e o PT/MC. Resultados semelhantes foram encontrados no estudo de Zhao et al. (2017) que observaram uma correlação negativa para o grupo pé normal entre altura do ALM e PT/MC no desempenho muscular em dorsiflexão. Desfechos do presente estudo mostram principalmente em dorsiflexão na velocidade de 60 °/s que o grupo pé normal apresentou um melhor desempenho muscular, quando comparado com os outros dois grupos, com um maior PT/MC e menor amplitude de aceleração para atingir a velocidade angular.

Os resultados dos mapas de superfície referentes a relação entre torque-ângulo-velocidade, para os músculos plantiflexores e dorsiflexores, demonstram um melhor desempenho muscular para o grupo pé normal nas três velocidades 30, 60 e 90 °/s, quando comparado aos outros dois grupos. Observa-se uma diminuição do pico de torque com o aumento da velocidade angular, como demonstrado em outros

estudos (Khalaf; Parnianpour; Karakostas, 2000; Anderson; Madigan; Nussbaum, 2007). Os mapas de superfície fornecem um conjunto de dados mais abrangente do desempenho muscular do tornozelo em mulheres adultas, com diferentes alturas do ALM do pé. Esses resultados podem permitir uma identificação dos déficits musculares e ajudar no incremento dos tratamentos das disfunções do pé.

Há algumas limitações do estudo: primeiro, o desempenho muscular do tornozelo foi avaliado em apenas um único ângulo de flexão de joelho. Segundo, o desempenho muscular foi medido apenas no membro dominante, a estrutura do pé pode ser influenciada por outros fatores como hábito de andar descalço, pronação e supinação do pé, dados que não foram avaliados no estudo (Nix et al., 2012; Shultz et al., 2017).

Futuros estudos devem investigar a relação entre os diferentes tipos de pé (flexibilidade e altura do ALM), para identificar outros desfechos no desempenho muscular para ser útil para incrementar e propor adequados parâmetros de tratamento.

## **Conclusão**

Os grupos de pés cavo e plano apresentam déficits nas contrações concêntricas isocinéticas em plantiflexão a 90 °/s e no PT/MC em dorsiflexão a 60 °/s. Sugere-se que variações na altura do ALM influenciam negativamente o desempenho muscular do tornozelo. Associado com falhas nas estruturas ativas e passivas no complexo tornozelo-pé.

## **REFERÊNCIAS**

Anderson DE, Madigan ML, Nussbaum MA. Maximum voluntary joint torque as a function of joint angle and angular velocity: model development and application to the lower limb. *J Biomech.* 2007;40(14):3105-3113.

Berry MJ, Dvir Z. *Isokinetics: Muscle testing, interpretation, and clinical applications.* Vol 271995.

Biodex MS. *Biodex multi-joint system. Clinical resource manual.* 1991.

Brown LE, Whitehurst M, Findley BW, Gilbert R, Groo DR, Jimenez JA. Effect of repetitions and gender on acceleration range of motion during knee extension on an isokinetic device. *J Strength Cond Res.* 1998;12(4):222-225.

Brown LE, Whitehurst M, Gilbert R, Buchalter DN. The effect of velocity and gender on load range during knee extension and flexion exercise on an isokinetic device. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1995;21(2):107-112.

Buldt AK, Levinger P, Murley GS, Menz HB, Nester CJ, Landorf KB. Foot posture is associated with kinematics of the foot during gait: a comparison of normal, planus and cavus feet. *Gait Posture.* 2015;42(1):42-48.

Butler RJ, Hillstrom H, Song J, Richards CJ, Davis IS. Arch height index measurement system: establishment of reliability and normative values. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2008;98(2):102-106.

Callahan DM, Foulis SA, Kent-Braun, JA.. Agerelated fatigue resistance in the knee extensor muscles is specific to contraction mode. *Muscle Nerve.* 2009;39:692-702.

Clark BC, Manini TM, Doldo NA, PloutzSnyder LL. Gender differences in skeletal muscle fatigability are related to contraction type and EMG spectral compression. *J Appl Physiol.* 2003;94:2263-72.

Denyer JR, Hewitt NLA, Mitchell ACS. Foot structure and muscle reaction time to a simulated ankle sprain. *J AthlTrain.* 2013;48(3):326-330.

Faul F, Erdfelder E, Lang AG, Buchner A. G\*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behav Res Methods.* 2007;39(2):175-191.

Frey-Law LA. et al. Knee and elbow 3D strength surfaces: peak torque-angle-velocity relationships. *Journal of Applied Biomechanics.* 2012;28(6); 726-737.

Giladi, M. et al. Stress fractures and tibial bone width. A risk factor. *The Journal of Bone and Joint Surgery.* 1987; 69, (2): 326-329.

Giza E, Cush G, Schon LC. The flexible flatfoot in the adult. *Foot Ankle Clin.* 2007;12(2):251-271, vi.

Gonosova Z, Linduska P, Bizovska L, Svoboda Z. Reliability of ankle-foot complex isokinetic strength assessment using the isomed 2000 dynamometer. *Medicina (Kaunas, Lithuania).* 2018;54(3):43.

Grice J, Willmott H, Taylor H. Assessment and management of cavus foot deformity. *Orthopaedics and Trauma.* 2016;30(1):68-74.

Hussain SJ, Frey-Law L. 3D strength surfaces for ankle plantar- and dorsi-flexion in healthy adults: an isometric and isokinetic dynamometry study. *J foot and Ankle Res.* 2016;9:43-43.

Jastifer JR, Gustafson PA, Gorman RR. Subtalar arthrodesis alignment: the effect on ankle biomechanics. *Foot Ankle Int.* 2013;34(2):244-250.

Kankaanpaa M, Laaksonen D, Taimela S, et al. Age, sex, and body mass index as determinants of back and hip extensor fatigue in the isometric Sorensen back endurance test. *Arch Phys Med Rehabil.* 1998; 79:1069-75.

Kay CG, A, Mitchell MJ, et al. Different neuromuscular recruitment patterns during eccentric, concentric and isometric contractions. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000;10:425-31.

Keppel G. *Design and analysis: A researcher's handbook*, 3rd ed. Englewood Cliffs, NJ, US: Prentice-Hall, Inc; 1991.

Khalaf K, Parnianpour M, Karakostas T. Surface response of maximum isokinetic ankle torque generation capacity. *J Appl Biomech*, 2000; 6(1):52-60.

Kirby KA. Longitudinal arch load-sharing system of the foot. *Rev Esp Pod.* 2017;28(1):e18-e26.

Malina RM. *Variation in body composition associated with sex and ethnicity. Human Body Composition.* 2nd ed. Champaign, IL: Human Kinetics 2005.

Mazuquin BF, Dela Bela LF, Pelegrielli AR, et al. Torque-angle-velocity relationships and muscle performance of professional and youth soccer players. *Int J Sports Med.* 2016;37(12):992-996.

Mulligan EP, Cook PG. Effect of plantar intrinsic muscle training on medial longitudinal arch morphology and dynamic function. *Man Ther.* 2013;18(5):425-430.

Murley GS, Menz HB, Landorf KB. Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *J Foot Ankle Res.* 2009;2:35.

Nawoczinski DA, Saltzman CL, Cook TM. The effect of foot structure on the three-dimensional kinematic coupling behavior of the leg and rear foot. *Phys Ther.* 1998;78(4):404-416.

Nix SE, Vicenzino BT, Collins NJ, Smith MD. Characteristics of foot structure and footwear associated with hallux valgus: a systematic review. *Osteoarthritis Cartilage.* 2012;20(10):1059-1074.

Olejnik S, Algina J. Generalized eta and omega squared statistics: measures of effect size for some common research designs. *Psychol Methods*. 2003;8(4):434-447.

Ortiz C, Wagner E, Keller A. Cavovarus foot reconstruction. *Foot Ankle Clin*. 2009;14(3):471-487.

Pincivero DM, Gandaio CM, Ito Y. Gender-specific knee extensor torque, flexor torque, and muscle fatigue responses during maximal effort contractions. *Eur J Appl Physiol*. 2003;89(2):134-141.

Porter DA, Barnes AF, Rund AM, Kaz AJ, Tyndall JA, Millis AA. Acute achilles tendon repair: strength outcomes after an acute bout of exercise in recreational athletes. *Foot Ankle Int*. 2014;35(2):123-130.

Queen RM, Mall NA, Hardaker WM, Nunley JA, 2nd. Describing the medial longitudinal arch using footprint indices and a clinical grading system. *Foot Ankle Int*. 2007;28(4):456-462.

Redmond AC, Crosbie J, Ouvrier RA. Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the Foot Posture Index. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2006;21(1):89-98.

Riskowski JL, Dufour AB, Hagedorn TJ, Hillstrom HJ, Casey VA, Hannan MT. Associations of foot posture and function to lower extremity pain: results from a population-based foot study. *Arthritis Care Res* 2013;65(11):1804-1812.

Scher DL, Belmont PJ, Jr., Bear R, Mountcastle SB, Orr JD, Owens BD. The incidence of plantar fasciitis in the United States military. *J Bone Joint Surg Am*. 2009;91(12):2867-2872.

Schulze K, Gallagher P, Trappe S. Resistance training preserves skeletal muscle function during unloading in humans. *Med Sci Sports Exerc*. 2002;34(2):303-313.

Shultz SP, Song J, Kraszewski AP, et al. An investigation of structure, flexibility, and function variables that discriminate asymptomatic foot types. *J Appl Biomech*. 2017;33(3):203-210.

Silva AFS, Oliveira RF, Silva JKM, B. JR, Menossi BRS. Correlation between ankle muscle strength and the disturbs in foot posture. *Man Ther Posturology Rehabil J*. 2016;14(309):1-4.

Williams DS, McClay IS. Measurements used to characterize the foot and the medial longitudinal arch: reliability and validity. *Phys Ther*. 2000;80(9):864-871.

Williams, DS.; Mcclay, IS.; Hamill, J. Arch structure and injury patterns in runners. *Clinical Biomechanics* (Bristol, Avon). 2001;16(4):341-347.

Yalcin E, Kurtaran A, Selçuk B, Onder B, Yildirim MO, Akyüz M. Isokinetic measurements of ankle strength and proprioception in patients with flatfoot. *Isokinetics Exercise Sci.* 2012;20:167-171.

Zhao X, Tsujimoto T, Kim B, Katayama Y, Tanaka K. Association of foot structure with the strength of muscles that move the ankle and physical performance. *J Foot Ankle Surg.* 2018;57(6):1143-1147.

Zhao X, Tsujimoto T, Kim B, Tanaka K. Association of arch height with ankle muscle strength and physical performance in adult men. *Biol Sport.* 2017;34(2):119-126.

Zifchock RA, Davis I, Hillstrom H, Song J. The effect of gender, age, and lateral dominance on arch height and arch stiffness. *Foot Ankle Int.* 2006;27(5):367-372.

Zifchock RA, Theriot C, Hillstrom HJ, Song J, Neary M. The relationship between arch height and arch flexibility a proposed arch flexibility classification system for the description of multidimensional foot structure. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2017;107(2):119-123.

## Artigo Original 2

## 4.2 Artigo 2

### DIFERENÇAS CINEMÁTICAS E DA COORDENAÇÃO NA MARCHA COM MODELO MULTISEGMENTAR ENTRE PÉS CAVOS, PLANOS E NORMAIS EM MULHERES ADULTAS

#### Resumo

**Introdução:** Os pés cavo e plano podem afetar a função do pé e influenciar a biomecânica do complexo tornozelo-pé, o que pode estar relacionado a um maior risco de disfunção dos membros inferiores. **Objetivos:** Analisar a cinemática, os padrões de coordenação e a variabilidade da coordenação entre tornozelo e multisegmentos do pé. **Método:** A amostra foi de 105 mulheres adultas divididas em três grupos (cavo, normal e plano), classificados pelo índice de altura do arco longitudinal medial. Este estudo utilizou o modelo multisegmentar do pé do *Rizzoli Orthopaedic Institute foot model* para avaliar as diferenças nas amplitudes de movimentos articulares entre o tornozelo, retropé, mediopé e antepé. Técnica do *vector coding* foi utilizada para quantificar a coordenação e a variabilidade da coordenação intersegmentar entre perna e os segmentos do pé. **Resultados:** Diferenças cinemáticas na amplitude de movimento (ADM) durante a marcha foram maiores para o grupo pé plano do retropé no plano frontal ( $P=0,007$ ;  $R^2=0,34$ ), quando comparado ao grupo pé normal. Já o grupo pé cavo apresentou menor ADM no plano frontal ( $P=0,003$ ;  $R^2=0,12$ ) do mediopé durante o contato inicial, quando comparado ao grupo pé normal. No antepé, o grupo cavo demonstrou maior ADM no plano sagital ( $P=0,034$ ;  $R^2=0,04$ ), quando comparado ao grupo pé normal. O padrão de coordenação entre os segmentos perna no plano frontal e retropé no plano sagital no grupo pé cavo apresentou diferença significativa ( $P=0,04$ ;  $R^2=0,55$ ) em anti-fase durante o contato inicial, quando comparado ao grupo pé plano. Diferenças significativas foram encontradas na variabilidade da coordenação entre os segmentos perna no plano frontal e retropé no plano sagital para o grupo pé plano, durante o médio apoio ( $P=0,001$ ;  $R^2=0,55$ ), quando comparado com ambos os grupos pé normal e cavo. Finalmente, foram identificadas diferenças entre os segmentos perna e retropé no plano frontal com maior variabilidade da coordenação

para o grupo pé cavo ( $P=0,001$ ;  $R^2=0,12$ ) durante o apoio final, quando comparado ao grupo pé normal e grupo pé plano. **Conclusão:** O grupo pé plano demonstrou maior ADM e pico de inversão do retopé durante o contato inicial. O grupo pé cavo apresentou maiores alterações do retopé e do mediopé no plano frontal e sagital durante o contato inicial e apoio médio. Esses achados sugerem que parâmetros biomecânicos anormais podem ser encontrados durante a fase de suporte com uma associação de déficits em estruturas ativas e passivas do complexo tornozelo-pé.

## 1. Introdução

Altura do arco longitudinal medial do pé (ALM) é frequentemente caracterizada pela sua estrutura, categorizado como plano (ALM baixo), reto (ALM normal) e cavo (ALM alto) [1-3]. O ALM sinaliza por meio da modificação em sua estrutura a presença de algum distúrbio no sistema de estabilização multissegmentar do pé [4, 5].

Pés planos e cavos têm sido associados a um risco aumentado de incapacidade. Um estudo realizou uma análise morfométrica geométrica dos ossos metatarsais de 65 pés (ambos os sexos), segmentados a partir de tomografias computadorizadas (TC) e o primeiro e o quarto metatarsos apresentaram diferenças com significância entre o sexo, sendo que nas mulheres os primeiros metatarsos apresentaram largura reduzida e tálus estreito, bem como o quarto metatarso com áreas transversais reduzidas nos planos frontal e sagital [6].

Um estudo utilizando modelo multissegmentar do pé encontrou diferenças principalmente no plano frontal para o grupo pé cavo com um menor pico de eversão entre o mediopé e o antepé na marcha em mulheres com pé cavo em comparação com o grupo com pé plano [8]. Já um estudo que analisou os pés planos com um modelo multissegmentar de pé composto pelo retopé, antepé e hálux encontrou uma menor amplitude de movimento articular entre o retopé e o antepé nos planos frontal e transversal [9].

Análises cinemáticas tridimensionais do pé durante a marcha foram realizadas em 14 indivíduos com insuficiência tibial posterior, caracterizada por flexão do tálus, valgo do retopé, colapso do arco longitudinal medial e abdução do pé e observaram um aumento significativo na eversão do retopé durante o apoio

médio e um aumento de abdução do antepé durante o apoio final [10]. Variações de alinhamento entre os segmentos do pé, especialmente anormalidades na altura do ALM, podem contribuir para o estresse excessivo do tecido (ósseo e mole), prejudicando a eficiência da marcha [11, 12]. A análise cinemática geralmente relata uma rotação articular isolada, então a análise de todas as articulações é fundamental para melhorar a compreensão dos mecanismos que controlam o movimento e a deformação do pé na marcha [13]. Assim, a análise cinemática e a identificação de padrões de coordenação intersegmentar podem quantificar objetivamente as alterações intersegmentar nas deformidades ou lesões dos membros inferiores [14].

As características biomecânicas do complexo-tornozelo pé são relevantes para a possível verificação de quais segmentos apresentam atraso temporal em relação a outros segmentos e quais padrões de coordenação na marcha demonstram alterações quando comparados ao pé normal [15]. O uso da técnica do *vector coding* de Chang et al., (2008), pode ser aplicada a um diagrama ângulo-ângulo para quantificar a coordenação do movimento entre dois segmentos adjacentes ao longo do tempo [16]. Os padrões de coordenação do pé normal foram avaliados com um modelo de pé *IOR* em 13 adultos (5 mulheres e 8 homens) durante a marcha usando a técnica do *vector coding* e observaram entre os segmentos perna no plano frontal e retopé no plano sagital um padrão em fase durante o apoio final refletindo um sinergismo entre os multissegmentos para uma marcha funcional [13].

Estruturas ativas no tornozelo e no pé controlam o movimento entre esses ossos adjacentes e algumas estruturas passivas como ligamentos e fásia restringem o movimento e são capazes de influenciar a dinâmica entre os ossos não adjacentes. Esses mecanismos de orientação resultam no acoplamento de movimentos ósseos adjacentes e não adjacentes [17].

Compreender esse acoplamento entre movimentos no mesmo plano anatômico e em diferentes planos pode fornecer uma visão mais completa dos efeitos cinemáticos das disfunções localizadas no complexo tornozelo-pé [18-20]. A variabilidade da coordenação pode ser considerada como flutuações no padrão de coordenação entre dois segmentos e pode ser medida para avaliar adaptações motoras na presença de restrições no sistema [21]. As diferenças na variabilidade dos padrões de coordenação do segmento que produzem essa cinemática articular

podem variar de acordo com o estado de saúde. Uma variabilidade maior ou reduzida da coordenação do segmento pode indicar movimento mal controlado ou movimento excessivamente restrito, respectivamente, que pode levar a lesões ou diminuição do desempenho, ainda pode ser utilizado para comparações de grupos com lesão e controle, com a hipótese de que a variabilidade será maior no grupo controle, pois apresenta maior sinergismo muscular [22]. Porém, existe um problema quando abordamos o assunto do pé, uma vez que os grupos pé cavo e plano têm associação com déficits musculares e tendíneos durante a fase de apoio, assim podem apresentar maior variabilidade da coordenação, quando comparado com o grupo pé normal. Compreender os padrões de coordenação entre os segmentos é essencial para elucidar o mecanismo de ocorrência de lesões [25] e pode ser utilizado para a quantificação objetiva de alterações nos padrões de coordenação da articulação do pé, auxiliando na interpretação clínica das alterações musculoesqueléticas/neurológicas do pé e dos membros inferiores.

Portanto, a relação entre variabilidade da coordenação e lesão musculoesquelética e/ou alterações na altura do ALM deve ser melhor compreendida. Os padrões cinemáticos e de coordenação entre rotações articulares em diferentes planos de movimento do pé têm sido inconsistentes [26]. Embora os estudos mencionados sejam de vital importância para a compreensão das alterações no pé durante a marcha, também existem questões relacionadas aos padrões de coordenação e variabilidade que ainda não foram discutidas.

Assim, o presente estudo tem como objetivo analisar a cinemática, os padrões e a variabilidade de coordenação no complexo tornozelo-pé na marcha em mulheres adultas com pés normal, cavo e plano. Primeiramente, levantamos a hipótese de que os grupos pé plano e cavo apresentariam maior ADM no plano frontal, quando comparados ao grupo pé normal. Segunda hipótese, que os grupos pé cavo e plano apresentariam um predomínio do padrão da coordenação em anti-fase entre os segmentos perna no plano frontal e retopé no plano sagital durante o apoio final. E terceira hipótese que os grupos pé cavo e plano que apresentariam maior variabilidade na coordenação quando comparados ao grupo pé normal.

## 2. Método

### 2.1 Participantes

O presente estudo avaliou 105 mulheres, divididas em três grupos, de acordo com a classificação do índice de altura do arco (IAH) [1]: 1 - grupo pé cavo (valores  $\geq 0,38$ ), 2 - grupo pé normal (variação de 0,30 a 0,37) e 3 - grupo pé plano (valores  $\leq 0,29$ ). Os critérios de inclusão foram: mulheres adultas, de 20 a 40 anos e assintomáticas.

### 2.2 Procedimentos

O tamanho da amostra foi calculado usando o programa G \* Power 3.1.9.4 [27]. O teste *F* foi usado para encontrar diferenças nas médias entre três grupos independentes, com tamanho de efeito de 0,55, com base em estudo anterior [28], margem de erro aceitável de 5 % ( $\alpha$ ) e potência de 80 %. O número necessário de participantes para cada grupo foi 35. Obtivemos o consentimento informado assinado de todos os participantes e o desenho do estudo foi aprovado pelo IRB (# 90238618.8.0000.5231).

As medidas antropométricas dos pés foram coletadas apenas no membro dominante, incluindo a altura dorsal, medida em 50% do comprimento total do pé e o comprimento do pé truncado, a distância do calcanhar posterior à primeira cabeça do metatarso, medida ao longo da borda medial do pé [1].

### 2.3 Coleta de dados

Foi utilizado o modelo de pé do *Instituto Ortopédico Rizzoli (IOR)* [29] com 14 marcadores esféricos refletivos (6,5 mm de diâmetro). Os marcadores foram fixados com fita dupla face pelo mesmo avaliador em pontos anatômicos fixados na perna direita dos participantes para formar os seguintes segmentos: perna (cabeça fibular, tuberosidade da tíbia, maléolo medial e maléolo lateral), retropé (calcâneo posterior, suporte do tálus, ápice lateral do tubérculo fibular do calcâneo, ponto médio do suporte do tálus e tubérculo fibular e ponto médio entre os maléolos medial e lateral), mediopé (1ª, 2ª e 5ª bases metatarsais, tuberosidade navicular, cuneiforme intermediária e tuberosidade cubóide) e antepé (cabeça da falange do hálux

proximal, 1<sup>a</sup>, 2<sup>a</sup> e 5<sup>a</sup> cabeças do metatarso). O membro dominante foi definido perguntando ao indivíduo: "com qual perna você chutaria uma bola na sua frente?" [30].

A cinemática durante a postura estática e durante a marcha foi registrada usando um sistema optoeletrônico composto por 10 câmeras *Oqus 400* sincronizadas (*Qualisys Medical AB*, Gotemburgo, Suécia) com uma frequência de aquisição de 240 Hz, seguindo o protocolo de Powell, Andrews [31] os quais avaliaram o momento de abdução do joelho na marcha em participantes com pés cavos e planos. Os parâmetros biomecânicos foram analisados em 10 ciclos, de acordo com o estudo de Hafer e Boyer [32], afim de obter uma aceitável reprodutibilidade dos dados. Os participantes foram instruídos a andar descalços a uma velocidade preferida acima de dez metros, enquanto coleções cinemáticas iniciais, comparações de coordenação e variabilidade entre os grupos eram realizadas de acordo com Jordan, Challis [33]. Os eventos da marcha foram detectados pelo algoritmo baseado em coordenadas que utiliza o máximo (contato inicial) e mínimo (apoio final) do componente anterior no plano sagital (no programa *Visual3D*) dos marcadores de calcanhar, cabeça da falange proximal do hálux, com o segmento da pelve [34].

### 2.3.1 Processamento dos dados

Primeiramente, as trajetórias foram identificadas e, quando os dados apresentavam lacunas, uma função polinomial de terceira ordem foi utilizada no próprio software de coleta (*Qualisys Track Manager*). Os dados cinemáticos foram processados no programa *Visual3D* (*C-Motion Inc*, Estados Unidos), filtrado por um filtro passa-baixa do tipo *Butterworth* de segunda ordem (atraso zero) com uma frequência de corte de 6 Hz [35]. Posteriormente, foram definidos quatro segmentos rígidos (modelos cinemáticos): perna, originada do ponto médio entre o maléolo medial e o maléolo lateral, eixo X com vetor perpendicular ao plano formado pelo maléolo medial, maléolo lateral e o ponto médio entre a tuberosidade tibial e fíbula voltada para a frente, eixo Y com vetor passando pelo ponto médio entre o maléolo medial e maléolo lateral e tuberosidade tibial, direção direita, eixo Z X por produto vetorial Y, para cima, de acordo com Leardini, Benedetti [29]. Da mesma forma, os

segmentos foram definidos: retropé (compreendendo o calcâneo), mediopé (navicular, cubóide e cuneiforme) e antepé (metatarso).

Para a avaliação biomecânica da marcha, foi criado um sistema de coordenadas segmentadas, eixo X como eixo médio-lateral (dorsiflexão e plantiflexão), eixo Y como anteroposterior (inversão de eversão) e eixo Z como supero-inferior (adução e abdução). Neste estudo, os ângulos articulares tridimensionais foram calculados no segmento proximal, expresso em relação às coordenadas laboratoriais (globais) com a mesma orientação.

A sequência de rotações foi usada para representar uma rotação no espaço tridimensional usando os ângulos de Euler, que gira primeiro no eixo Z, depois no eixo X (já rotacionado inicialmente) e, finalmente, no eixo Y (também já é executado nas duas operações anteriores), de acordo com a Sociedade Internacional de Biomecânica (ISB) [34, 36]. O intervalo de análise neste estudo foi apenas durante a fase de apoio, semelhante ao estudo de [35, 37]. Para calcular os ângulos articulares durante a marcha, foi realizada análise cinemática de cada ponto da fase de apoio normalizada a 101 pontos em cada passada.

A amplitude de movimento (ADM) em graus foi quantificada para o retropé, mediopé e antepé no plano sagital (dorsiflexão/plantiflexão), plano frontal (inversão/eversão) e plano transversal (abdução/adução), tudo em relação ao laboratório. Dez ciclos de marcha foram examinados em cada tentativa de caminhada e usamos a velocidade da passada (distância entre os contatos do solo do mesmo membro dividida pelo tempo entre os contatos do solo) para determinar a velocidade de caminhada de cada ciclo individual da marcha [38]. Para posterior comparação entre os grupos de pés.

### 2.3.2 Coordenação intersegmentar e técnica do *vector coding*

Para estimar a frequência relativa em cada padrão de coordenação durante a marcha entre os segmentos foi utilizado a técnica de *vector coding* (VC), que foi desenvolvida por Sparrow et al., [39] adaptada por Chang et al., [37] e fornece uma medida da relação tempo-magnitude do movimento entre os segmentos. Os ângulos articulares foram exportados e um programa específico no *Matlab* foi usado para calcular a coordenação e a variabilidade da coordenação entre os segmentos e os planos. A coordenação do segmento foi calculada com a codificação vetorial e o

ângulo de acoplamento (CA) foi obtido para cada ponto da fase de apoio da marcha, conforme a mudança de direção na figura do ângulo-ângulo entre o ponto atual e o próximo (Chang et al., 2008). Como é raro que os ângulos de acoplamento se situem precisamente na vertical (90 ou 270 °), na horizontal (0, 180 e 360 °) ou 45 ° na diagonal, o círculo foi dividido em faixas de 45 °, em torno de valores fixos.

Análise dos padrões de coordenação foi realizada em seis pares de rotações articulares (Tabela 1).

**Tabela 1.** Visão geral das relações dos padrões de coordenação entre segmentos adjacentes e não adjacentes analisados.

Segmento/plano anatômico	Segmento/plano anatômico	Movimentos
perna_frontend	retopé_sagital	Relação entre inversão/eversão da perna e dorsiflexão/flexão plantar do retopé.
perna_frontend	retopé_frontend	Relação entre inversão/eversão da perna, com o mesmo movimento no retopé
perna_transverso	retopé_frontend	Relação de rotação da perna com movimentos sobre o arco longitudinal medial do pé, levando a uma inversão/eversão do retopé.
perna_frontend	mediopé_frontend	Relação entre inversão/eversão da perna e com o mesmo movimento no mediopé
mediopé_frontend	antepé_sagital	Relação do movimento do mediopé inversão/eversão com dorsiflexão/flexão plantar do antepé.
mediopé_frontend	antepé_frontend.	Relação entre inversão/eversão do mediopé e com o mesmo movimento no antepé.

Portanto, neste estudo, os padrões de coordenação entre segmentos e planos anatômicos iguais e diferentes, convencionalmente foram definidos como em fase se as rotações forem positivas ou negativas de acordo com a convenção adotada (por exemplo, eversão simultânea no mediopé e no antepé) e anti-fase se as rotações tiverem direções opostas na convenção adotada (por exemplo, simultânea eversão da perna e plantiflexão do retopé). Estes seis pares de movimentos foram selecionados pela interpretação clínica da função do pé e a partir de estudos

experimentais prévios [40, 41]. Neste estudo, os pares de movimentos foram selecionados, os quais apresentaram maiores relações consistentes de acoplamento em estudo anterior e o conhecimento das relações de acoplamento podem fornecer informações substanciais [18].

A fase de apoio da marcha para os segmentos (perna, retropé, mediopé, antepé) foi analisada, por um algoritmo *Matlab*® (*The MathWorks, Inc., Natick, EUA*) específico, a qual foi dividida em três fases, contato inicial (1% a 33%), apoio médio (34% a 66%) e apoio final (67% a 99%) com base no estudo de Chang et al., [37]. Essas fases representam a resposta a carga, apoio e propulsão, respectivamente. Para cada sequência foram criados histogramas e calculado a frequência relativa dos ângulos de acoplamento em cada um dos quatro padrões de coordenação. Para ilustrar, foram utilizadas figuras da frequência relativa (box plots) com os padrões da coordenação intersegmentar. A variabilidade da coordenação foi calculada pelo desvio angular com o uso de estatística circular [42, 43] dos padrões da coordenação de cada participante ao longo da série temporal em 10 ciclos. Sendo calculado a mediana da frequência relativa em cada padrão da coordenação (em porcentagem).

## 2.4 Análise Estatística

As variáveis numéricas foram avaliadas quanto à distribuição de normalidade pelo teste de *Shapiro-Wilk*, assim, os resultados foram apresentados em média ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (DP) e apenas as características antropométricas foram apresentadas em mediana e quartis (25-75 %) por não atenderem os pressupostos de normalidade. Diferenças da média (DM) e intervalos de confiança (IC 95 %) também foram calculados. As variáveis antropométricas foram comparadas no início do estudo por meio dos testes ANOVA *one-way* ou *Kruskal-Wallis*.

A Equação de Estimativas Generalizadas (EEG) (Guimaraes; Hirakata, 2013), com sintaxe própria foi utilizada para comparação da amplitude articular dos padrões e da variabilidade da coordenação entre os grupos (três tipos de pés) e entre as fases do período de apoio da marcha. Quando o *Wald Chi-square* apresentou significância, o *Post Hoc* de *Bonferroni* foi calculado para verificar onde ocorreram as diferenças. Os cálculos do tamanho do efeito (TE) foram apresentados para resultados estatisticamente significantes por meio da função no *Matlab*®, que foi

escrita com uma fórmula de regressão (estimador robusto) ( $R^2$ ) [44]. A interpretação foi: 0,01 (pequeno), 0,09 (médio) e 0,25 (grande) [45].

A significância estatística foi estipulada em 5 % e os programas *IBM-SPSS®* versão 25 (*Armonk, NY, EUA*) e *Matlab®* (*The MathWorks, Inc., Natick, EUA*) foram utilizados para as análises.

### 3. Resultados

A Tabela 2 apresenta as características antropométricas e comparações entre as velocidades da marcha e 100% da amostra eram destros.

**Tabela 2:** Características antropométricas da amostra por grupos.

<b>Variáveis</b>	<b>Normal (n=35)</b>	<b>Cavo (n=35)</b>	<b>Plano (n=35)</b>	<b>P</b>
<b>Idade</b> (anos):	25	23	21	
Md (25-75 %)	(23,95-28,04)	(23,29-27,27)	(21,6-24,7)	0,07
<b>IMC</b> (kg/m <sup>2</sup> ):	23,53	22,83	22,7	
Md (25-75 %)	(22,17-24,19)	(22,39-24,35)	(21,6-23,7)	0,55
<b>Circunferência Abdominal</b> (cm):	75	78	71	
Md (25-75 %)	(72,9;80)	(75;80)	(68,5;73,4)	0,24
<b>Velocidade da marcha (m/s)</b>				
$\bar{x}$ (DP)	1,15 (0,03)	1,09 (0,02)	1,07 (0,03)	
[IC 95]	(1,08;1,21)	(1,04;1,13)	(1,2;1,13)	0,15

Md = mediana; 25-75 % = quartis,  $\bar{x}$  = média, DP= desvio padrão e IMC = índice de massa corporal. ANOVA one-way.

E a Tabela 3 demonstra as variáveis de classificação estruturais dos tipos de pés para cada grupo.

**Tabela 3.** Classificação dos tipos de pés.

Variável	Normal	Cavo	Plano
IAA: $\bar{x}$ (DP)	0,35 (0,02)	0,38 (0,01)	0,28 (0,01)
[IC 95]	[0,34;035]	[0,38;038]	[0,38;038]

$\bar{x}$  =média, DP= desvio padrão, IC 95 %=intervalo de confiança e IAA: índice de altura do arco longitudinal do pé.

### 3. 1 Cinemática

A tabela 4 demonstra as medianas da ADM, os valores máximo e mínimos da cinemática para os grupos de pés normal, cavo e plano. O grupo plano demonstrou maior ADM do retropé no plano frontal ( $P=0,001$ ;  $R^2=0,47$ ) durante o contato inicial, quando comparado ao grupo pé normal e menor ADM no plano frontal do retropé durante o contato inicial ( $P=0,001$ ;  $R^2=0,36$ ) e no apoio final ( $P=0,007$ ;  $R^2=0,13$ ), quando comparados ao grupo pé normal e pé cavo em ambos momentos da marcha. Ainda, o grupo pé plano apresentou maior pico de inversão do retropé ( $P=0,01$ ;  $R^2=0,12$ ), durante o contato inicial, quando comparado ao grupo normal e grupo cavo. Além disso, o grupo pé plano apresentou menor pico do retropé em dorsiflexão durante contato inicial ( $P=0,007$ ;  $R^2=0,12$ ), quando comparado ao grupo pé normal. O grupo pé plano apresentou ainda menor pico de inversão do retropé ( $P=0,001$ ;  $R^2=0,13$ ) durante o médio apoio, quando comparado ao grupo pé normal e grupo cavo (Tabela 4).

O grupo pé cavo apresentou maior ADM do retropé no plano frontal ( $P=0,007$ ;  $R^2=0,34$ ) durante o contato inicial, quando comparado ao grupo pé normal (Tabela 4). Além disso, o grupo pé cavo demonstrou menor ADM no retropé no plano sagital durante o apoio final ( $P=0,001$ ;  $R^2=0,13$ ), quando comparado ao grupo pé normal. O grupo pé cavo ainda apresentou menor ADM do mediopé no plano frontal ( $P=0,007$ ;  $R^2=0,12$ ) durante a contato inicial, quando comparado ao grupo pé normal (Tabela 5). Ainda, o grupo pé cavo demonstrou maior ADM no mediopé no plano transversal ( $P=0,001$ ;  $R^2=0,37$ ) do mediopé durante o apoio final, quando comparado ao grupo pé normal e ao pé plano (Tabela 5). Por fim, o grupo pé cavo apresentou menor ADM do antepé no plano sagital durante o contato inicial ( $P=0,034$ ;  $R^2=0,04$ ), quando comparado ao grupo pé normal (Tabela 6).

O grupo pé cavo apresentou maior pico de eversão do retropé ( $P=0,001$ ;  $R^2=0,32$ ), durante o contato inicial, quando comparado ao grupo normal e plano (Tabela

4). O grupo pé cavo também demonstrou maior pico do mediopé em plantiflexão durante o médio apoio ( $P=0,001$ ;  $R^2=0,21$ ), quando comparado ao grupo normal, (Tabela 5). Além disso, o grupo pé cavo apresentou maior pico do antepé em plantiflexão durante o apoio final ( $P=0,001$ ;  $R^2=0,13$ ), quando comparado ao grupo normal (Tabela 6).

**Tabela 4.** Mediana da ADM, máximo e mínimo valores (graus) do retropé para os grupos pé normal, cavo e plano.

Retropé	Contato inicial (25 – 75 %)			Médio apoio (25 – 75 %)			Apoio final (25 – 75 %)		
	Normal	Cavo	Plano	Normal	Cavo	Plano	Normal	Cavo	Plano
Val Máx	9,16	8,06	<b>7,59 c</b>	8,61	7,30	6,32	-3,87	-3,26	-1,88
DF (+)/ PF (-)	(8,65- 9,42)	(7,08- 8,85)	<b>(8,08- 8,85)</b>	(9,10- 9,87)	(6,79- 7,56)	(5,81- 6,58)	(-4,38- -3,61)	(-4,77- -1,00)	(-2,39- -1,62)
ADM	6,92 (3,02- 9,28)	6,39 (3,08- 8,38)	6,48 (3,12- 8,70)	6,53 (2,20- 9,73)	6,38 (2,04- 7,56)	4,37 (2,07- 6,44)	11,83 (9,75- 12,21)	<b>9,41 c</b> <b>(7,14- 12,55)</b>	10,41 (1,76- 12,21)
Val Mín	2,24	1,67	1,11	2,08	0,92	1,95	-12,33	-12,67	-12,33
DF (+)/ PF (-)	(1,09- 3,04)	(0,52- 2,47)	(0,52- 2,47)	(0,93- 2,88)	(0,77- 2,72)	(0,80- 2,75)	(-13,48- -11,53)	(-13,82- -11,87)	(-13,48- -11,53)
Val Máx	-1,13	<b>3,19 a</b>	<b>-3,33 b</b>	-7,78	-8,17	<b>-5,39 b</b>	-6,15	-6,50	6,31
EV (+)/ IV (-)	(-1,64- -0,87)	<b>(2,28- 3,05)</b>	<b>(-3,84- -3,07)</b>	(-8,29- -7,52)	(-8,68- -7,91)	<b>(-6,90- -4,13)</b>	(-6,66- -5,89)	(-7,01- -2,24)	(5,80- 6,57)
ADM	5,89 (6,54- 10,54)	<b>7,61 c</b> <b>(3,58- 10,68)</b>	<b>7,65 c</b> <b>(4,34- 10,86)</b>	8,71 (7,66- 16,37)	8,56 (8,05- 13,61)	<b>6,08 b</b> <b>(4,27- 12,35)</b>	8,38 (6,03- 14,41)	9,25 (6,38- 13,63)	<b>6,74 b</b> <b>(6,43- 13,93)</b>
Val Mín	-7,02	-10,80	-10,98	-16,49	-16,73	-11,47	-14,53	-15,75	-13,05
EV (+)/ IV (-)	(-11,17- -9,22)	(-11,95- -10,00)	(-12,13- -10,18)	(-17,64- -15,69)	(-17,88- -12,93)	(-13,62- -11,67)	(-15,68- -13,73)	(-18,90- -14,95)	(-17,20- -13,25)
Val Máx	8,66	8,06	9,09	-3,02	-2,31	-1,26	-1,20	-1,11	-1,03
AB (+)/ AD (-)	(8,15- 8,92)	(8,15- 8,92)	(8,58- 9,35)	(-4,53- -3,76)	(-2,82- -2,05)	(-4,77- -1,00)	(-3,71- -2,94)	(-3,62- -2,85)	(-3,54- -2,77)
ADM	6,23 (3,02- 8,54)	5,58 (2,55- 8,78)	6,98 (3,47- 9,21)	10,08 (3,90- 12,98)	9,32 (2,19- 10,51)	8,45 (1,14- 6,59)	8,22 (3,08- 9,30)	7,79 (2,99- 7,78)	7,26 (1,25- 6,65)
Val Mín	2,43	2,48	2,11	-13,10	-11,63	-9,71	-8,42	-8,90	-8,29
AB (+)/ AD (-)	(1,28- 3,23)	(1,28- 3,23)	(0,96- 2,91)	(-14,25- -12,30)	(-11,78- -9,83)	(-11,86- -5,91)	(-10,57- -8,62)	(-9,05- -7,10)	(-7,44- -5,49)

Md: mediana; 25-75 %: quartis; ADM: amplitude de movimento; Val Máx: valor máximo; Val Mín: valor mínimo; DF: dorsiflexão; PF: flexão plantar; EV: eversão; IV: inversão; AB: abdução; AD: adução; e EEG  $P \leq 0,05$ ; a diferença entre os grupos normal e plano; b Diferença entre os grupos normal e cavo e c diferença com o grupo pé normal.

**Tabela 5.** Mediana da ADM, máximo e mínimo valores (graus) do mediopé para os grupos pé normal, cavo e plano.

Mediopé	Contato inicial (25 – 75 %)			Médio apoio (25 – 75 %)			Apoio final (25 – 75 %)		
	Normal	Cavo	Plano	Normal	Cavo	Plano	Normal	Cavo	Plano
Val Máx	24,66	25,58	26,69	28,98	27,56	28,95	14,51	19,55	18,99
DF (+)/ PF (-)	(24,15- 24,92)	(29,07- 29,84)	(26,18- 26,95)	(28,47- 29,24)	(29,05- 29,82)	(28,44- 29,21)	(13,00- 15,77)	(19,04- 19,81)	(18,48- 19,25)
ADM	8,05 (7,28- 10,78)	8,60 (6,28- 9,70)	9,60 (7,28- 10,81)	9,45 (19,65- 29,10)	6,49 (6,19- 12,68)	8,70 (6,37- 9,07)	9,28 (5,35- 15,63)	14,32 (12,35- 19,67)	13,51 (5,35- 19,11)
Val Mín	16,16	16,98	17,09	19,53	<b>21,07 c</b>	20,25	5,23	5,23	5,48
DF (+)/ PF (-)	(15,01- 16,96)	(14,24- 15,74)	(15,01- 16,96)	(18,38- 20,33)	<b>(18,92- 20,87)</b>	(19,10- 21,05)	(4,08- 6,03)	(4,08- 6,03)	(3,10- 6,59)
Val Máx	-3,87	-3,09	-3,13	-2,14	-2,42	-2,86	-4,23	-5,04	-5,13
EV (+)/ IV (-)	(-4,38- -3,61)	(-3,60- -2,83)	(-3,64- -2,87)	(-3,51- -2,74)	(-2,93- -2,16)	(-3,37- -2,60)	(-2,74- -1,97)	(-8,04- -7,27)	(-5,64- -4,87)
ADM	13,37 (10,75- 16,12)	<b>9,64 c</b> <b>(2,97- 12,61)</b>	13,28 (10,01- 51,88)	9,06 (5,88- 11,08)	10,68 (6,30- 12,98)	9,72 (5,74- 12,46)	10,07 (2,11- 13,81)	11,57 (7,41- 16,49)	12,14 (5,01- 19,12)
Val Mín	-17,24	-12,73	-16,41	-11,20	-13,10	-12,58	-14,93	-16,61	-17,24
EV (+)/ IV (-)	(-20,39- -16,44)	(-13,88- -11,93)	(-13,15- -11,20)	(-12,35- -10,40)	(-14,25- -12,30)	(-13,73- -11,78)	(-15,08- -13,13)	(-17,76- -15,81)	(-20,39- -18,44)
Val Máx	-2,57	-2,60	-1,76	-1,09	-2,01	-1,84	-2,07	-2,29	-2,18
AB (+)/ AD (-)	(-3,08- -2,31)	(-3,11- -2,34)	(-2,27- -1,50)	(-1,64- -0,87)	(-2,52- -1,75)	(2,33- 3,10)	(-4,58- -0,81)	(-2,80- -2,03)	(-3,69- -1,92)
ADM	8,72 (5,45- 11,17)	9,67 (5,48- 13,15)	7,22 (1,64- 11,60)	7,02 (2,01- 6,99)	7,84 (1,89- 9,73)	8,05 (2,23- 8,77)	7,83 (0,95- 9,78)	<b>10,85 a</b> <b>(3,17- 16,02)</b>	8,69 (2,06- 15,75)
Val Mín	-11,29	-12,27	-11,72	-8,11	-9,85	-9,89	-9,90	-13,14	-10,87
AB (+)/ AD (-)	(-12,44- -10,49)	(-14,42- -12,47)	(-12,87- -10,92)	(-9,26- -6,31)	(-11,00- -9,05)	(-10,04- -8,09)	(-11,05- -9,10)	(-14,29- -12,34)	(-15,02- -9,07)

Md: mediana; 25-75 %: quartis; ADM: amplitude de movimento; Val Máx: valor máximo; Val Mín: valor mínimo; DF: dorsiflexão; PF: flexão plantar; EV: eversão; IV: inversão; AB: abdução; AD: adução e EEG  $P \leq 0,05$ ; a diferença entre os grupos normal e plano; b Diferença entre os grupos normal e cavo e c diferença com o grupo pé normal.

**Tabela 6.** Mediana da ADM, máximo e mínimo valores (graus) do antepé para os grupos pé normal, cavo e plano.

Antepé	Contato inicial (25 – 75 %)			Apoio médio (25 – 75 %)			Apoio final (25 – 75 %)		
	Normal	Cavo	Plano	Normal	Cavo	Plano	Normal	Cavo	Plano
Val Máx	-52,05	-52,63	-51,76	-43,63	-44,38	-43,45	-42,20	-41,68	-42,57
DF (+)/ PF (-)	(-51,87- -49,92)	(-53,78- -51,83)	(-52,91- -50,96)	(-45,78- -42,83)	(-46,06- -41,75)	(-44,78- -42,83)	(-47,35- -45,40)	(-42,83- -40,88)	(-45,72- -40,77)
ADM	7,25 (6,60- 15,18)	<b>9,99 c</b> <b>(8,51- 12,50)</b>	9,07 (7,64- 16,71)	17,40 (15,51- 19,91)	18,19 (16,51- 18,70)	18,34 (16,51- 20,91)	24,25 (21,08- 26,33)	26,32 (22,56- 28,20)	24,86 (23,45- 26,31)
Val Mín	-59,30	-62,62	-60,83	-61,03	-61,82	-61,79	-67,43	<b>-68,32 a</b>	-66,45
DF (+)/ PF (-)	(-64,45- -63,50)	(-63,77- -61,82)	(-66,98- -65,03)	(-62,18- -60,23)	(-65,97- -64,02)	(-61,72- -60,23)	(-68,58- -66,63)	<b>(-71,47- -69,52)</b>	(-68,60- -64,65)
Val Máx	-7,16	-7,53	-6,82	-10,61	-8,30	-7,65	-6,22	-8,18	-6,45
EV (+)/ IV (-)	(-7,31- -5,36)	(-8,68- -6,73)	(-7,97- -2,02)	(-11,76- -9,81)	(-9,45- -7,50)	(-8,80- -6,85)	(-7,37- -5,42)	(-10,33- -6,38)	(-7,60- -5,65)
ADM	8,73 (6,04- 15,77)	10,22 (7,41- 16,63)	9,30 (6,70- 18,00)	9,09 (8,49- 15,58)	8,01 (7,18- 16,19)	7,45 (7,53- 15,98)	10,00 (8,10- 16,10)	11,53 (8,06- 15,59)	11,50 (6,33- 13,83)
Val Mín	-15,89	-17,75	-16,12	-16,70	-16,31	-15,10	-16,22	-19,71	-17,95
EV (+)/ IV (-)	(-17,04- -15,09)	(-17,90- -15,95)	(-19,27- -15,32)	(-20,85- -14,90)	(-17,46- -15,51)	(-19,25- -13,30)	(-17,37- -15,42)	(-20,86- -18,91)	(-18,10- -13,15)
Val Máx	19,78	19,09	19,87	9,58	10,62	11,55	11,16	11,23	11,70
AB (+)/ AD (-)	(18,63- 20,58)	(16,64- 21,59)	(18,72- 20,67)	(8,43- 10,38)	(9,47- 12,42)	(10,40- 13,35)	(10,01- 11,96)	(10,08- 15,03)	(10,55- 12,50)
ADM	9,71 (6,19- 11,90)	09,06 (8,15- 12,91)	9,84 (6,30- 13,35)	7,70 (2,00- 9,70)	7,79 (6,15- 11,99)	7,61 (4,30- 11,82)	6,98 (4,30- 11,28)	7,05 (6,95- 10,74)	7,81 (5,18- 10,74)
Val Mín	10,07	10,03	10,03	1,88	2,83	3,94	4,18	4,18	3,89
AB (+)/ AD (-)	(9,92- 11,87)	(8,88- 11,83)	(8,88- 11,83)	(0,73- 2,68)	(1,68- 3,63)	(2,79- 4,74)	(3,03- 5,98)	(3,03- 5,98)	(2,56- 5,08)

Md: mediana; 25-75 %: quartis; ADM: amplitude de movimento; Val Máx: valor máximo; Val Mín: valor mínimo; DF: dorsiflexão; PF: flexão plantar; EV: eversão; IV: inversão; AB: abdução; AD: adução e EEG  $P \leq 0,05$ ; a diferença entre os grupos normal e plano; b Diferença entre os grupos normal e cavo e c diferença com o grupo pé normal.

### 3. 2 Coordenação

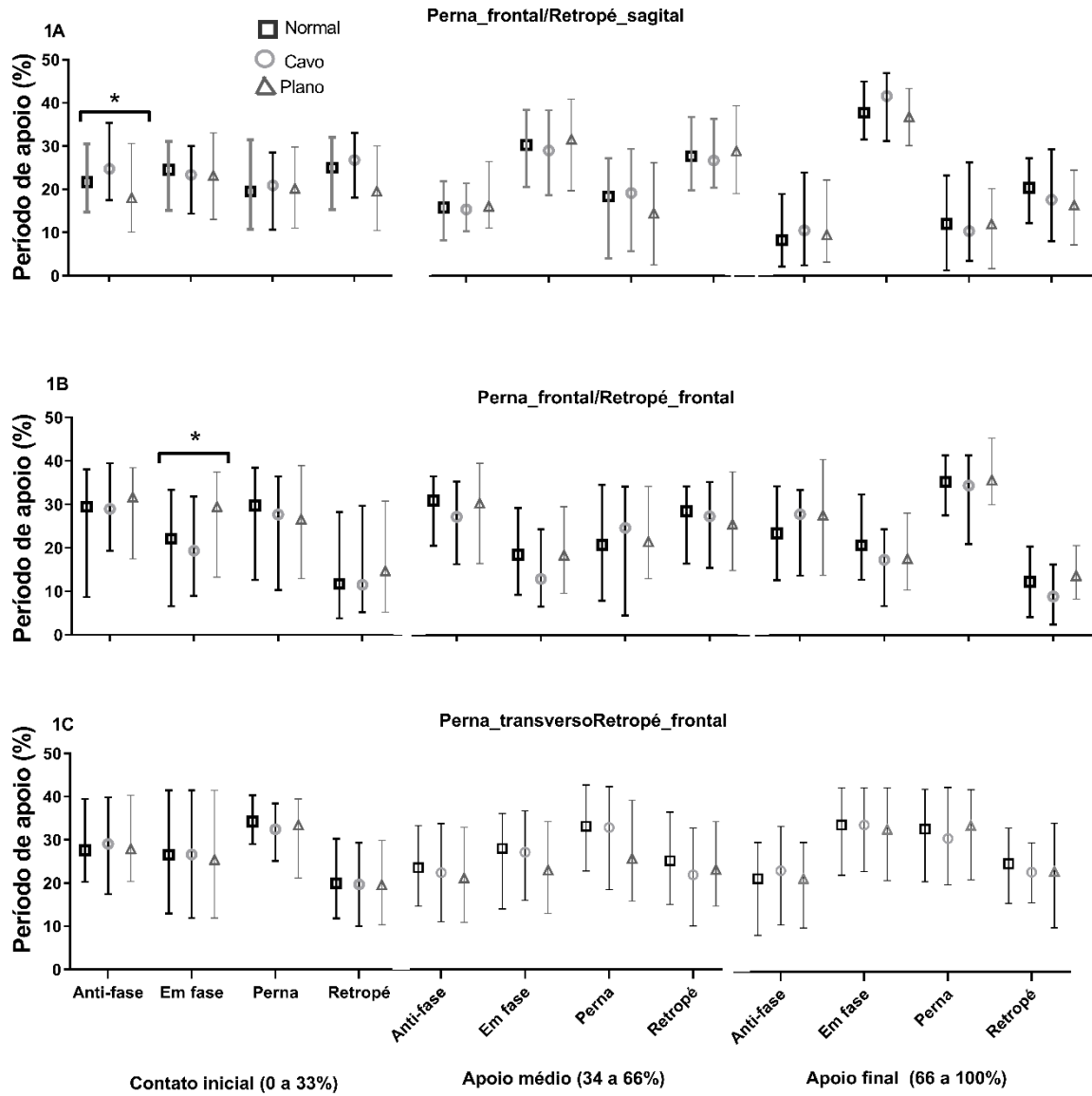
A mediana das frequência relativa em cada padrão de coordenação intersegmentar, durante a fase de apoio para os pares de movimentos avaliados, foram mostradas nas figuras com o uso do *box plots*. As 1<sup>a</sup>, 2<sup>a</sup> e 3<sup>a</sup> linhas representam os pares de movimentos entre os segmentos e os planos anatômicos avaliados durante cada uma das três fases do apoio da marcha representados pela 1<sup>a</sup>, 2<sup>a</sup> e 3<sup>a</sup> colunas (contato inicial, apoio médio e apoio final), respectivamente. O *box plot* representa as medianas e quartis de cada grupo de pés. O grupo normal de pés foi representado pelo quadrado preto, o círculo cinza claro representa o grupo pé cavo e o triângulo cinza escuro representa o grupo pé plano. Para cada par de movimento foram divididos em quatro padrões de coordenação: anti-fase, em fase, predominância proximal e predominância distal. Já os *box plots* para os padrões de coordenação durante a fase de apoio para os três primeiros pares de movimentos foram apresentados na Figura 1.

Os resultados da análise da coordenação estão na Figura 1 que determina a coordenação entre os segmentos da perna no plano frontal e retopé no plano sagital (Fig. 1A). No grupo pé cavo o padrão de movimento foi 10 % mais em anti-fase com diferença ( $P=0,04$ ;  $R^2=0,55$ ), quando comparado com o grupo pé plano.

Na análise entre perna e retopé no plano frontal, no grupo pé plano o padrão de movimento foi 15 % mais em fase com diferença ( $P=0,04$ ;  $R^2=0,55$ ), quando comparado com o grupo pé cavo (Fig 1B). A coordenação entre perna no plano transversal e retopé no plano frontal, apresenta um discreto comportamento perna predominante durante o apoio médio (Fig 1C).

O resultado da análise da coordenação entre perna e mediopé no plano frontal apresenta um comportamento perna predominante durante o contato inicial (Fig. 2A). Já na coordenação entre mediopé e antepé no plano frontal demonstra um comportamento em fase durante o contato inicial, tornando-se mediopé predominante durante o apoio médio (Fig 2B). Por fim, no resultado da coordenação entre mediopé no plano frontal e antepé no plano sagital revelou-se um comportamento antepé predominante nas três fases do apoio da marcha (Fig 2C).

**Figura 1.** Distribuição da frequência relativa (mediana em porcentagem) de cada padrão coordenação durante a fase de apoio.



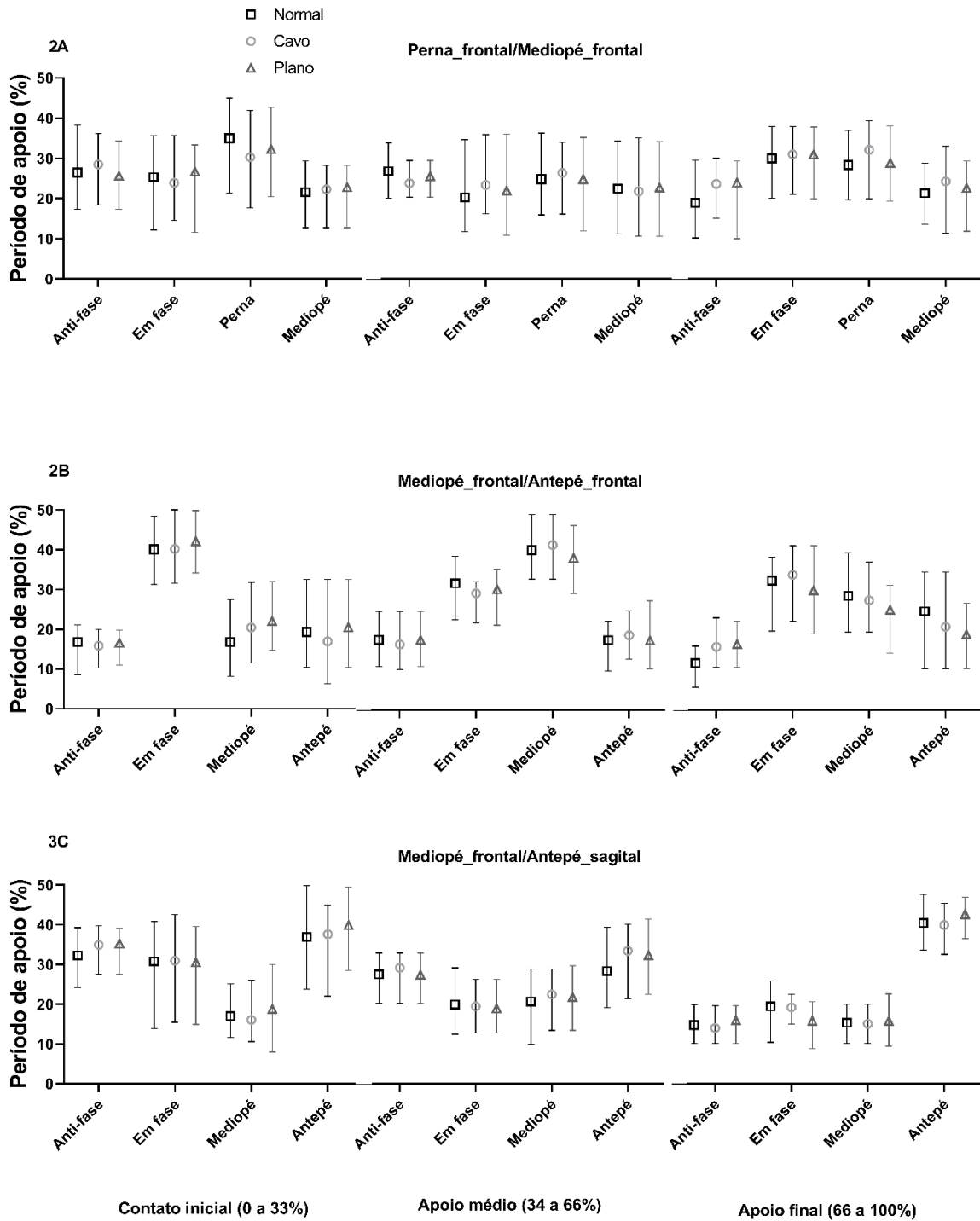
1°-perna\_frontal/retropé\_sagital; 2°-perna\_frontal/retropé\_frontal.  
perna\_transverso/retropé\_frontal.

e

3°

GEE  $P \leq 0,05$  (\*) diferença estatisticamente significativa entre os grupos.

**Figura 2.** Distribuição da frequência relativa (mediana em porcentagem) de cada padrão de coordenação durante na fase de apoio.



1°-perna\_frontal/mediopé\_frontal;2°-pé\_frontal\_frontal/antepé\_frontale3°-mediopé\_frontal/antepé\_sagital. GEE  $P \leq 0,05$  (\*) diferença entre os grupos.

### 3. 2 Variabilidade da coordenação

A tabela 7 apresenta os resultados em medianas e quartis da variabilidade da coordenação. Foram encontradas diferenças com significância entre os grupos para o grupo pé plano ( $P=0,001$ ,  $R^2=0,55$ ) com a maior variabilidade entre os segmentos perna no plano frontal e retropé no plano sagital durante o médio apoio, quando comparada ao grupo pé normal e pé cavo.

No mesmo par de movimento descrito acima, perna no plano frontal e retropé no plano sagital, o grupo pé cavo durante o apoio final ( $P=0,001$ ,  $R^2= 0,55$ ) demonstrou maior variabilidade quando comparado ao grupo pé normal e ao grupo pé plano.

Finalmente, foram identificadas diferenças com maior variabilidade também para o grupo pé cavo ( $P=0,001$ ;  $R^2=0,12$ ) entre os segmentos perna e mediopé no plano frontal durante o apoio final, quando comparado aos grupos pé normal e pé plano.

**Tabela 7.** Medianas da variabilidade da coordenação.

Seg	Plano	Contato inicial Md (25-75 %)			Apoio médio Md (25-75 %)			Apoio final Md (25-75 %)		
		Normal	Cavo	Plano	Normal	Cavo	Plano	Normal	Cavo	Plano
Perna/ Retropé	Frontal/ Sagital	44.69 (41.29- 53.04)	48.09 (42.72- 52.83)	46.07 (42.24- 51.78)	34.55 (31.57- 37.04)	42.68 (40.99- 46.86)	<b>50.02 a</b> <b>(44.36- 53.79)</b>	34.55 (31.57- 37.04)	<b>42.68 b</b> <b>(40.99- 46.55)</b>	39.02 (37.38- 42.78)
Perna/ Retropé	Frontal/ Frontal	43.45 (39.44- 45.88)	44.37 (42.58- 46.15)	46.89 (43.63- 49.30)	47.18 (42.56- 49.77)	47.18 (44.10- 53.08)	46.69 (42.63- 49.68)	37.67 (36.08- 40.24)	37.56 (34.08- 41.72)	42.18 (35.01- 43.76)
Perna/ Retropé	Transve rsal/ Frontal	42.71 (37.53- 48.13)	45.63 (44.10- 47.26)	41.37 (40.13- 43.01)	50.20 (45.61- 52.96)	50.79 (44.85- 55.81)	44.99 (41.75- 50.79)	42.34 (38.51- 48.62)	38.51 (35.63- 43.80)	37.07 (35.66- 39.62)
Perna/ Mediopé	Frontal/ Frontal	45.01 (42.34- 51.02)	49.68 (45.76- 54.52)	46.03 (42.56- 48.48)	47.80 (43.49- 52.69)	50.75 (43.38- 55.86)	48.86 (43.38- 55.67)	40.54 (39.04- 42.71)	<b>46.19 b</b> <b>(44.45- 48.01)</b>	39.59 (36.00- 43.74)
Mediopé/ Antepé	Frontal/ Frontal	36.92 (24.38- 43.44)	40.39 (25.25- 46.00)	39.41 (35.58- 43.78)	44.70 (42.08- 55.05)	47.05 (36.53- 56.88)	47.66 (45.32- 58.50)	41.76 (34.64- 43.49)	43.16 (29.92- 52.94)	35.86 (32.46- 39.26)
Mediopé/ Antepé	Frontal/ Sagital	50.62 (44.89- 57.50)	53.23 (47.30- 59.02)	51.76 (44.01- 60.20)	56.73 (53.05- 59.17)	58.32 (54.95- 60.87)	58.32 (54.33- 60.87)	37.47 (33.95- 39.75)	37.69 (33.95- 42.21)	37.08 (33.80- 37.69)

Md: mediana; 25-75 %: quartis, Seg=segmento, GEE  $P \leq 0,05$ ; a Diferença com os grupos pés normal e cavo e b Diferença com os grupos pés normal e plano.

#### 4. Discussão

Os resultados do presente estudo demonstraram diferenças entre os segmentos do pé em mulheres adultas, na ADM e nos picos do retropé no plano frontal para o grupo pé plano durante o contato inicial, quando comparado aos grupos pé normal e cavo. Na cinemática do retropé e mediopé, o grupo pé cavo apresentou ADM aumentada do plano frontal e transversal, quando comparado ao grupo pé normal. Nos padrões de coordenação, foram observadas diferenças durante o contato inicial entre os segmentos perna no plano frontal e retropé no plano sagital com maior predomínio em anti-fase para o grupo pé cavo, quando comparado com o grupo pé plano. Já o grupo pé cavo apresentou maior variabilidade de coordenação entre dois pares de segmentos perna no plano frontal e retropé no plano sagital e perna e mediopé no plano frontal, quando comparado aos grupos pé normal e plano.

Verificou-se uma maior ADM do retropé no plano frontal durante o contato inicial (tamanho de efeito grande) para os grupos pé cavo e plano, quando comparado ao grupo do pé normal. Resultado semelhante já foi encontrado para o grupo pé cavo com maior ADM do retropé no plano frontal durante o contato inicial quando comparado aos indivíduos com pés normais e planos [28]. O grupo pé cavo apresentou um maior pico de eversão no retropé (tamanho de efeito grande) durante o contato inicial, quando comparado ao grupo normal e plano. Esse resultado pode estar associado por pés cavos apresentarem uma maior flexão do antepé durante o contato inicial, onde também foram encontradas diferenças (tamanho de efeito médio) no grupo pé cavo, quando comparado aos grupos pé normal e plano.

Ainda é descrito na literatura que o pé cavo possui os metatarsos mais flexionados em relação com o mediopé, sendo assim necessária uma dorsiflexão adicional no tornozelo para permitir que o calcâneo alcance a superfície de suporte mais alinhado, movimento realizado por meio da compensação e obliquidade da articulação mediotársica e subtalar, colapsando assim o pé [46]. Este movimento compensatório realizado pelos pés cavos pode estar associado com o maior pico de eversão do retropé durante o contato inicial.

Um maior pico de eversão do retropé nos pés cavos durante o contato inicial foi encontrado também em outros três estudos, quando comparado com os pés normal e plano [8, 28, 47]. Morrison e Kaminski [47] descrevem que pés cavos

apresentam maior flexão do antepé, o que leva a uma inversão excessiva contínua dinâmica na fase de apoio e que esses fatores podem estar ter relação com um maior risco de entorse lateral do tornozelo. Mas existem estudos que não encontraram diferenças com significância entre os grupos de pés normais, plano e cavo nos movimentos no plano frontal [8, 49].

O grupo pé plano apresentou maior pico de inversão do retropé (tamanho de efeito médio) durante contato inicial, quando comparado ao grupo normal e grupo plano, provavelmente devido a compensações musculares e pela maior ADM do retropé durante o contato inicial. Em nossos achados verificou-se maior ADM no plano frontal (tamanho de efeito grande) durante o contato inicial e menor ADM no plano sagital (tamanho de efeito médio) do retropé durante o apoio final, quando comparado ao grupo pé normal. Esses dados sugerem que os pés planos demonstraram menores adaptações motoras durante a fase de apoio, pode ter relação com uma possível insuficiência do músculo tibial posterior [50]. Estes resultados corroboram nossa primeira hipótese, a qual os grupos pé cavo e plano apresentariam maior ADM no plano frontal, quando comparado com o grupo pé normal. O tibial posterior é um importante estabilizador do arco longitudinal medial do pé e responsável pela inversão do retropé durante o apoio final [51]. Assim, quando há um déficit do tibial posterior o mediopé torna-se instável, levando a um estresse anormal nas estruturas cápsulo-ligamentar mediais do pé [52]. Na literatura é descrito que o pé plano apresenta maior ADM do plano frontal durante a marcha [53]. No entanto, os pés planos são mais suscetíveis a danos nos tecidos moles, como contusão no calcanhar e entorse lateral de tornozelo [54].

Análise da coordenação intersegmentar do pé cavo e plano durante a marcha permanece inexplorada. No presente estudo, análise da coordenação entre os segmentos perna no plano frontal e retropé no plano sagital não mostrou um padrão predominante durante o contato inicial e apoio médio, mas tornou-se um padrão em fase durante o apoio final para ambos os grupos. Diferenças foram encontradas para o grupo pé cavo (tamanho de efeito grande) entre os segmentos perna no plano frontal e retropé no plano sagital com maior predomínio em anti-fase durante o contato inicial, quando comparado ao grupo pé plano. Ambos grupos de pés tiveram predomínio em fase durante o apoio final.

Estudos demonstraram que os pés cavos apresentam menor ADM do mediopé, nos planos sagital e transversal durante a fase de apoio da marcha,

dissipando conseqüentemente menos energia durante o contato inicial e apoio médio, tornando-se vulneráveis a lesões na região lateral do tornozelo [28, 55]. Segundo Arnold et al. [13], um padrão de coordenação com predomínio distal entre segmentos perna no plano frontal e retropé no plano sagital deve ocorrer para um adequado desempenho do arco longitudinal medial do pé. Zifchock et al., [55] descrevem que os pés cavos apresentam menor flexibilidade, quando comparado ao pé normal.

Ainda, é descrito na literatura, que um comportamento em fase, implica em mecanismo sinérgico [15]. A mobilidade e coordenação das articulações dos pés são alcançadas por meio da interação dos músculos intrínsecos e extrínsecos, atuando nas várias articulações sob a restrição de tecidos moles [13]. Arnold et al., [13] analisaram o padrão coordenação entre perna no plano frontal e retropé no plano sagital em 13 adultos (5 homens e 8 mulheres) com um modelo multissegmentar de pé e encontraram um padrão com predomínio em fase durante o contato inicial e predomínio do retropé durante o apoio final.

Diferença com significância (tamanho de efeito grande) foi encontrada na análise da coordenação entre perna e retropé no plano frontal, em 10 % da fase do contato inicial, os três grupos de pés se movem juntos em anti-fase, mas quando estão na metade do contato inicial, o grupo pé plano demonstrou maior predomínio em fase, quando comparado ao grupo pé cavo. Provavelmente o grupo pé cavo realizou adaptações motoras durante o contato inicial, após apresentar um maior pico de eversão do retropé. Essa diferença na coordenação ocorreu no início do apoio médio, sendo provavelmente um mecanismo de adaptação para proporcionar maior estabilidade aos pés cavos. No entanto, o grupo pé plano apresentou um maior predomínio perna predominante durante o apoio final, quando comparado aos grupos pé normal e pé cavo, possivelmente realizando adaptações dinâmicas no final do apoio. Arnold et al., [13], após analisarem o padrão de coordenação entre perna e retropé no plano frontal, encontraram um padrão perna predominante durante o contato inicial e apoio médio e em fase durante apoio final.

Em geral, na análise da coordenação entre os segmentos perna no plano transversal e retropé no plano frontal não houve o predomínio de um padrão. Já na relação entre os segmentos perna e mediopé no plano frontal, apresentaram um padrão perna predominante durante o contato inicial para ambos os grupos. Estes achados na análise da coordenação não suportam nossa segunda hipótese, a qual

era esperado que os grupos pé cavo e plano apresentariam um padrão diferente do grupo pé normal entre os segmentos perna no plano frontal e retropé no plano sagital [13]. Além disso, a análise da coordenação entre os segmentos mediopé e antepé no plano frontal demonstrou um padrão em fase durante o contato inicial e mediopé predominante durante o apoio médio, mas neste último padrão o grupo pé cavo apresentou um menor predomínio entre os três grupos. Na última análise da coordenação entre os segmentos mediopé no plano frontal e antepé no plano sagital apresentou um padrão antepé predominante durante toda a fase de apoio, como foi encontrado em nossos resultados para o grupo pé cavo um maior pico de plantiflexão do antepé durante o apoio final, quando comparado aos grupos pé normal e plano.

Embora existam poucas diferenças na variabilidade de coordenação na marcha entre os grupos, o grupo pé plano mostrou maior variabilidade da coordenação (tamanho de efeito grande) entre os segmentos perna no plano frontal e retropé no plano sagital durante o apoio médio, quando comparado aos grupos pés normal e cavo. Como pode ser visto na Fig.1A, no padrão em fase durante o apoio médio, o grupo pé plano pode ter realizado possíveis compensações motoras durante contato inicial e apoio médio. Posteriormente, ambos os grupos de pés apresentam menor variabilidade de coordenação, no padrão em fase, possivelmente para proporcionar maior estabilidade dos pés para uma controlada fase final do apoio. Os pés planos são frequentemente associados ao desabamento do arco longitudinal medial do pé e ao aumento do movimento no plano frontal [57].

Portanto, confirma-se à nossa terceira hipótese, de acordo com nossos achados, foi verificado que o grupo pé cavo também apresentou uma maior variabilidade da coordenação (tamanho de efeito grande) quando comparado os grupos pé normal e plano, entre os segmentos perna no plano frontal e retropé no plano sagital e entre perna e mediopé no plano frontal durante o apoio final, quando comparado aos grupos pé normal e plano, com possíveis adaptações motoras durante o apoio final.

O pé cavo apresenta associação com fraqueza muscular intrínseca e cabeças dos metatarsos mais proeminentes que podem prejudicar a marcha [58]. Com base em nossos achados na análise de padrões de coordenação entre segmentos adjacentes e não adjacentes, no mesmo plano ou em diferentes planos anatômicos,

identificou-se que os pés cavos e planos apresentaram associação de déficits nas estruturas ativas e passivas durante a fase apoio.

O presente estudo possui algumas limitações foi avaliado apenas um membro inferior, medida de força externa e eletromiografia não foram avaliados. Assim, como limitações na análise de curvas cinemáticas e o uso de novas análises do padrão de coordenação. Estudos futuros devem investigar e identificar relação de acoplamento consistentes entre retrope e mediopé e mediopé e antepé para uma adequada compreensão e interpretação da função de estruturas específicas do pé durante a fase de apoio.

## 5. Conclusão

Os grupos pé cavo e plano apresentaram diferenças cinemáticas e na variabilidade da coordenação quando comparados o grupo pé normal. O grupo pé plano demonstrou maior ADM e pico de inversão do retro pé durante o contato inicial. O grupo pé cavo apresentou maiores alterações do retro pé e do mediopé no plano frontal e sagital durante o contato inicial e apoio médio. A relação entre os segmentos perna no plano frontal e perna no plano sagital demonstrou maior predomínio em anti-fase durante contato inicial, com maiores disfunções para o grupo pé cavo. Esses achados sugerem que parâmetros biomecânicos anormais com maior variabilidade da coordenação para os grupos pés cavos e planos, podem apresentar associação com déficits em estruturas ativas e passivas do complexo tornozelo-pé.

## Referências

- [1] R.J. Butler, H. Hillstrom, J. Song, C.J. Richards, I.S. Davis, Arch height index measurement system: establishment of reliability and normative values, *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.* 98(2) (2008) 102-106. <https://doi.org/10.7547/0980102>.
- [2] A.C. Redmond, J. Crosbie, R.A. Ouvrier, Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the Foot Posture Index, *Clin. Biomech* (Bristol, Avon). 21(1) (2006) 89-98. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.08.002>.
- [3] D.S. Williams, 3rd, I.S. McClay, J. Hamill, Arch structure and injury patterns in runners, *Clin Biomech* (Bristol, Avon). 16(4) (2001) 341-347. [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(01\)00005-5](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(01)00005-5).
- [4] M. Kido, K. Ikoma, K. Imai, D. Tokunaga, N. Inoue, T. Kubo, Load response of the medial longitudinal arch in patients with flatfoot deformity: in vivo 3D study, *Clin.*

- Biomech (Bristol, Avon). 28(5) (2013) 568-573. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.04.004>.
- [5] D.H. Van Boerum, B.J. Sangeorzan, Biomechanics and pathophysiology of flat foot, *Foot Ankle Clin* 8(3) (2003) 419-430. [https://doi.org/10.1016/S1083-7515\(03\)00084-6](https://doi.org/10.1016/S1083-7515(03)00084-6).
- [6] E.S. Moore, M.W. Kindig, D.A. McKearney, S. Telfer, B.J. Sangeorzan, W.R. Ledoux, Hind- and midfoot bone morphology varies with foot type and sex, *J. Orthop. Res.* 37(3) (2019) 744-759. <https://doi.org/10.1002/jor.24197>.
- [7] S. Telfer, M.W. Kindig, B.J. Sangeorzan, W.R. Ledoux, Metatarsal Shape and Foot Type: A Geometric Morphometric Analysis, *J. Biomech. Eng.* 139(3) (2017). <https://doi.org/10.1115/1.4035077>.
- [8] D.W. Powell, B. Long, C.E. Milner, S. Zhang, Frontal plane multi-segment foot kinematics in high- and low-arched females during dynamic loading tasks, *Hum. Mov. Sci.* 30(1) (2011) 105-114. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2010.08.015>.
- [9] A.E. Hunt, R.M. Smith, M. Torode, A.M. Keenan, Inter-segment foot motion and ground reaction forces over the stance phase of walking, *Clin. Biomech (Bristol, Avon)*. 16(7) (2001) 592-600. [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(01\)00040-7](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(01)00040-7).
- [10] J. Tome, D.A. Nawoczenski, A. Flemister, J. Houck, Comparison of foot kinematics between subjects with posterior tibialis tendon dysfunction and healthy controls, *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 36(9) (2006) 635-644. <https://doi.org/10.2519/jospt.2006.2293>.
- [11] W. Ledoux, J. Shofer, J. Ahroni, D. Smith, B. Sangeorzan, E. Boyko, Biomechanical Differences Among Pes Cavus, Neutrally Aligned, and Pes Planus Feet in Subjects with Diabetes, *Foot. Ankle. Int.* 24 (2003) 845-850. <https://doi.org/10.1177/107110070302401107>.
- [12] J. Levy, M. Mizel, L. Wilson, W. Fox, K. McHale, D. Taylor, et al., Incidence of foot and ankle injuries in west point cadets with pes planus compared to the general cadet population, *Foot. Ankle. Int.* 27 (2007) 1060-1064. <https://doi.org/10.1177/107110070602701211>.
- [13] J.B. Arnold, P. Caravaggi, F. Fraysse, D. Thewlis, A. Leardini, Movement coordination patterns between the foot joints during walking, *J. Foot Ankle Res.* 10 (2017) 47. <https://doi.org/10.1186/s13047-017-0228-z>.
- [14] S.C. Yen, K.K. Chui, M.B. Corkery, E.A. Allen, C.M. Cloonan, Hip-ankle coordination during gait in individuals with chronic ankle instability, *Gait Posture.* 53 (2017) 193-200. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.02.001>.
- [15] R. Chang, R. Van Emmerik, J. Hamill, Quantifying rearfoot-forefoot coordination in human walking, *J. Biomech.* 41(14) (2008) 3101-3105. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.07.024>.
- [16] R.A. Needham, R. Naemi, N. Chockalingam, A new coordination pattern classification to assess gait kinematics when utilising a modified *vector coding* technique, *J. Biomech.* 48(12) (2015) 3506-3511. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.07.023>.
- [17] R. Dobbeldam, C. Nester, A.V. Nene, H.J. Hermens, J.H. Buurke, Kinematic coupling relationships exist between non-adjacent segments of the foot and ankle of healthy subjects, *Gait Posture.* 37(2) (2013) 159-164. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.06.033>.
- [18] R. Dobbeldam, C. Nester, A.V. Nene, H. Hermens, J. Buurke, Kinematic coupling relationships exist between non-adjacent segments of the foot and ankle of healthy subjects, *Gait Posture.* 37 (2012). <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.06.033>.

- [19] R. Ferber, M.B. Pohl, Changes in joint coupling and variability during walking following tibialis posterior muscle fatigue, *J. Foot Ankle Res.* 4 (2011) 6-6. <https://doi.org/10.1186/1757-1146-4-6>.
- [20] M.B. Pohl, N. Messenger, J.G. Buckley, Forefoot, rearfoot and shank coupling: effect of variations in speed and mode of gait, *Gait Posture.* 25(2) (2007) 295-302. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.04.012>.
- [21] P.F. Lamb, M. Stockl, On the use of continuous relative phase: Review of current approaches and outline for a new standard, *Clin. Biomech (Bristol, Avon).* 29(5) (2014) 484-493. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.03.008>.
- [22] J. Hamill, C. Palmer, R.E. Van Emmerik, Coordinative variability and overuse injury, *Sports Med. Arthrosc. Rehabil. Ther. Technol.* 4(1) (2012) 45. <https://doi.org/10.1186/1758-2555-4-45>.
- [23] B. Heiderscheit, J. Hamill, R. E.A. van Emmerik, Variability of stride characteristics and joint coordination among individuals with unilateral patellofemoral pain, *J App Biomech.* 18(2) (2002) 110-121. <https://doi.org/10.1123/jab.18.2.110>.
- [24] R.E.A. van Emmerik, S.W. Ducharme, A.C. Amado, J. Hamill, Comparing dynamical systems concepts and techniques for biomechanical analysis, *Journal of Sport and Health Science.* 5(1) (2016) 3-13. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jshs.2016.01.013>.
- [25] P. Rodrigues, R. Chang, T. TenBroek, R. van Emmerik, J. Hamill, Evaluating the coupling between foot pronation and tibial internal rotation continuously using *vector coding*, *J. Appl. Biomech.* 31(2) (2015) 88-94. <https://doi.org/10.1123/jab.2014-0067>.
- [26] C. Nester, P. Bowker, P. Bowden, Kinematics of the midtarsal joint during standing leg rotation, *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.* 92(2) (2002) 77-81. <https://doi.org/10.7547/87507315-92-2-77>.
- [27] F. Faul, E. Erdfelder, A.-G. Lang, A. Buchner, G\*Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavior, and biomedical sciences, *Behavior research methods.* 39 (2007) 175-191. <https://doi.org/10.3758/BF03193146>.
- [28] A.K. Buldt, P. Levinger, G.S. Murley, H.B. Menz, C.J. Nester, K.B. Landorf, Foot posture is associated with kinematics of the foot during gait: A comparison of normal, planus and cavus feet, *Gait Posture.* 42(1) (2015) 42-48. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.03.004>.
- [29] A. Leardini, M.G. Benedetti, L. Berti, D. Bettinelli, R. Nativo, S. Giannini, Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait, *Gait Posture.* 25(3) (2007) 453-462. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.05.017>.
- [30] S. Rein, T. Fabian, H. Zwipp, M. Mittag-Bonsch, S. Weindel, Influence of age, body mass index and leg dominance on functional ankle stability, *Foot Ankle Int.* 31 (2010) 423-432. <https://doi.org/10.3113/FAI.2010.0423>.
- [31] D.W. Powell, S. Andrews, C. Stickley, D.S. Williams, High- compared to low-arched athletes exhibit smaller knee abduction moments in walking and running, *Hum. Mov. Sci.* 50 (2016) 47-53. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2016.10.006>.
- [32] J.F. Hafer, K.A. Boyer, Variability of segment coordination using a *vector coding* technique: Reliability analysis for treadmill walking and running, *Gait Posture.* 51 (2017) 222-227. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.11.004>.
- [33] K. Jordan, J.H. Challis, K.M. Newell, Walking speed influences on gait cycle variability, *Gait Posture.* 26(1) (2007) 128-134. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.08.010>.
- [34] J.A. Zeni, Jr., J.G. Richards, J.S. Higginson, Two simple methods for determining gait events during treadmill and overground walking using kinematic

- data, *Gait Posture*. 27(4) (2008) 710-714. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.07.007>.
- [35] T. Takabayashi, M. Edama, E. Nakamura, E. Yokoyama, C. Kanaya, M. Kubo, Coordination among the rearfoot, midfoot, and forefoot during walking, *J. Foot Ankle Surg* 10 (2017) 42. <https://doi.org/10.1186/s13047-017-0224-3>.
- [36] E.S. Groot, W.J. Suntay, A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee, *J. Biomech. Eng.* 105(2) (1983) 136-144. <https://doi.org/10.1115/1.3138397>.
- [37] R. Chang, R. Van Emmerik, J. Hamill, Quantifying rearfoot-forefoot coordination in human walking, *J. Biomech.* 41(14) (2008) 3101-3105. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.07.024>.
- [38] B. Mentiplay, M. Banky, R. Clark, M. Kahn, G. Williams, Lower limb angular velocity during walking at various speeds, *Gait & Posture*. 65 (2018). <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.06.162>.
- [39] W.A. Sparrow, E. Donovan, R. van Emmerik, E.B. Barry, Using relative motion plots to measure changes in intra-limb and inter-limb coordination, *J. Mot. Behav.* 19(1) (1987) 115-129. <https://doi.org/10.1080/00222895.1987.10735403>.
- [40] C. Giacomozzi, A. Leardini, P. Caravaggi, Correlates between kinematics and baropodometric measurements for an integrated in-vivo assessment of the segmental foot function in gait, *J. Biomech.* 47(11) (2014) 2654-2659. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.05.014>.
- [41] P. Caravaggi, C. Giacomozzi, A. Leardini, Stiffer joints in normal-arched feet are associated to larger pressure and lower vertical force, *J. Foot Ankle Surg.* 22(2) (2016) 77. <https://doi.org/10.1016/j.fas.2016.05.191>.
- [42] B. Philipp, CircStat: a MATLAB toolbox for circular statistics, *J. Stat. Softw.* 31 (2009). <https://doi.org/10.18637/jss.v031.i10>.
- [43] G.S. Watson, Circular Statistics in Biology, *Technometrics*. 24(4) (1982) 336-336. <https://doi.org/10.1080/00401706.1982.10487798>.
- [44] s. mehdy jeleel, F. AbbasAbdul Hussein, comparison between of estimators Robust and Classical in repeated measurement experiments analysis, *Journal of Kerbala University*. 12(0) (2016) 201-215.
- [45] J. Cohen, J. Cohen, *Applied multiple regression/correlation analysis for the behavioral sciences*, L. Erlbaum Associates, Mahwah, N.J., 2003.
- [46] A.K. Whitney, D.R. Green, Pseudoequinus, *J Am Podiatry Assoc.* 72(7) (1982) 365-371. <https://doi.org/10.7547/87507315-72-7-365>.
- [47] H.J. Hillstrom, J. Song, A.P. Kraszewski, J.F. Hafer, R. Mootanah, A.B. Dufour, et al., Foot type biomechanics part 1: structure and function of the asymptomatic foot, *Gait Posture*. 37(3) (2013) 445-451. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.09.007>.
- [48] K.E. Morrison, T.W. Kaminski, Foot characteristics in association with inversion ankle injury, *J. Athl. Train.* 42(1) (2007) 135-142.
- [49] P. Levinger, G.S. Murley, C.J. Barton, M.P. Cotchett, S.R. McSweeney, H.B. Menz, A comparison of foot kinematics in people with normal- and flat-arched feet using the Oxford Foot Model, *Gait Posture*. 32(4) (2010) 519-523. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.07.013>.
- [50] G.S. Murley, H.B. Menz, K.B. Landorf, Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait, *J. Foot. Ankle. Res.* 2 (2009) 35. <https://doi.org/10.1186/1757-1146-2-35>.
- [51] E. Vulcano, J.T. Deland, S.J. Ellis, Approach and treatment of the adult acquired flatfoot deformity, *Curr. Rev. Musculoskelet. Med.* 6(4) (2013) 294-303. <https://doi.org/10.1007/s12178-013-9173-z>.

- [52] C.W. Imhauser, S. Siegler, N.A. Abidi, D.Z. Frankel, The effect of posterior tibialis tendon dysfunction on the plantar pressure characteristics and the kinematics of the arch and the hindfoot, *Clin. Biomech (Bristol, Avon)*. 19(2) (2004) 161-169. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2003.10.007>.
- [53] S.C. Cobb, L.L. Tis, J.T. Johnson, Y.T. Wang, M.D. Geil, F.A. McCarty, The effect of low-mobile foot posture on multi-segment medial foot model gait kinematics, *Gait Posture*. 30(3) (2009) 334-339. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.06.005>.
- [54] B.M. Nigg, G.K. Cole, W. Nachbauer, Effects of arch height of the foot on angular motion of the lower extremities in running, *J. Biomech*. 26(8) (1993) 909-916. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(93\)90053-h](https://doi.org/10.1016/0021-9290(93)90053-h).
- [55] C.P. Gabel, M. Melloh, B. Burkett, L.A. Michener, Lower limb functional index: development and clinimetric properties, *Phys. Ther.* 92(1) (2012) 98-110. <https://doi.org/10.2522/ptj.20100199>.
- [56] R.A. Zifchock, I. Davis, H. Hillstrom, J. Song, The effect of gender, age, and lateral dominance on arch height and arch stiffness, *Foot Ankle Int.* 27(5) (2006) 367-372. <https://doi.org/10.1177/107110070602700509>.
- [57] R. Queen, N. Mall, J. Nunley, B. Chuckpaiwong, Differences in plantar loading between flat and normal feet during different athletic tasks, *Gait Posture*. 29 (2009) 582-586. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.12.010>.
- [58] A. Aminian, B. Sangeorzan, The anatomy of cavus foot deformity, *Foot Ankle Clin.* 13 (2008) 191-198, v. <https://doi.org/10.1016/j.fcl.2008.01.004>.

## 5. CONCLUSÃO

O grupo pé plano possui correlação positiva com o PT/MC em plantiflexão a 90 °/s. O grupo pé cavo demonstrou influência negativa na correlação entre flexibilidade do ALM com PT/MC em plantiflexão a 30 °/s. Portanto os extremos de flexibilidade e de altura do ALM influenciam negativamente o desempenho muscular do tornozelo.

Os grupos pé cavo e plano apresentaram diferenças cinemáticas e na variabilidade da coordenação quando comparados o grupo pé normal. O grupo pé plano demonstrou maiores alterações cinemática na ADM e pico de inversão do retopé durante o contato inicial. O grupo pé cavo apresentou maiores alterações do retopé e do mediopé no plano frontal e sagital durante o contato inicial e apoio médio. A relação entre os segmentos perna no plano frontal e perna no plano sagital demonstrou maior predomínio em anti-fase durante contato inicial, com maiores disfunções para o grupo pé cavo. Esses achados sugerem que parâmetros biomecânicos anormais com maior variabilidade da coordenação para os grupos pés cavos e planos, podem apresentar associação com déficits em estruturas ativas e passivas do complexo tornozelo-pé.

## REFERÊNCIAS

ANDERSON, D. E.; MADIGAN, M. L.; NUSSBAUM, M. A. Maximum voluntary joint torque as a function of joint angle and angular velocity: model development and application to the lower limb. **Journal of Biomechanics**, v. 40, n. 14, p. 3105-3113, 2007.

ARNOLD, J. B. et al. Movement coordination patterns between the foot joints during walking. **Journal of Foot and Ankle Research**, v. 10, n. 1, p. 47, 2017a.

BAIDA, S. et al. Does the amount of lower extremity movement variability differ between injured and uninjured populations? A systematic review. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v. 28, 2017.

BARNES, A.; WHEAT, J.; MILNER, C. Association between foot type and tibial stress injuries: a systematic review. **British Journal of Sports Medicine**, v. 42, n. 2, p. 93-98, 2008.

BELL, A. L.; BRAND, R. A.; PEDERSEN, D. R. Prediction of hip joint centre location from external landmarks. **Human Movement Science**, v. 8, n. 1, p. 3-16, 1989.

BERRY, M. J.; DVIR, Z. **Isokinetics: Muscle Testing, Interpretation, and Clinical Applications**. 1995.

BIODEX, M. S. **Biodex multi-joint system**. Clinical resource manual. 1991.

BROWN, L. E. et al. Effect of Repetitions and Gender on Acceleration Range of Motion During Knee Extension on an Isokinetic Device. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 12, n. 4, p. 222-225, 1998.

BROWN, L. E. et al. The effect of velocity and gender on load range during knee extension and flexion exercise on an isokinetic device. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 21, n. 2, p. 107-112, 1995.

BULDT, A. K. et al. Foot posture is associated with kinematics of the foot during gait: A comparison of normal, planus and cavus feet. **Gait Posture**, v. 42, n. 1, p. 42-48, 2015.

BULDT, A. K. et al. The relationship between foot posture and lower limb kinematics during walking: A systematic review. **Gait Posture**, v. 38, n. 3, p. 363-372, 2013.

BURNS, J.; KEENAN, A. M.; REDMOND, A. Foot type and overuse injury in triathletes. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, v. 95, n. 3, p. 235-241, 2005.

BUTLER, R. J.; HAMILL, J.; DAVIS, I. Effect of footwear on high and low arched runners' mechanics during a prolonged run. **Gait Posture**, v. 26, n. 2, p. 219-225, 2007.

BUTLER, R. J. et al. Arch height index measurement system: establishment of reliability and normative values. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, v. 98, n. 2, p. 102-106, 2008a.

CACACE, L. A. et al. The association between pes planus foot type and the prevalence of foot disorders: the Framingham foot study. **Osteoarthritis and Cartilage**, v. 21, p. S166-S167, 2013.

CAIN, L. E. et al. Foot morphology and foot/ankle injury in indoor football. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 10, n. 5, p. 311-319, 2007.

CAPPOZZO, A. et al. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. **Clinical Biomechanics** (Bristol, Avon), v. 10, n. 4, p. 171-178, 1995.

CARAVAGGI, P.; GIACOMOZZI, C.; LEARDINI, A. Stiffer joints in normal-arched feet are associated to larger pressure and lower vertical force. **Foot and Ankle Surgery**, v. 22, n. 2, p. 77, 2016.

CHANG, R.; VAN EMMERIK, R.; HAMILL, J. Quantifying rearfoot-forefoot coordination in human walking. **Journal of Biomechanics**, v. 41, n. 14, p. 3101-3105, 2008.

COBB, S. C. et al. The effect of low-mobile foot posture on multi-segment medial foot model gait kinematics. **Gait Posture**, v. 30, n. 3, p. 334-339, 2009.

COHEN, J.; COHEN, J. **Applied multiple regression/correlation analysis for the behavioral sciences**. Mahwah, N.J.: L. Erlbaum Associates, 2003.

CROWTHER, R. G. et al. Intralimb coordination variability in peripheral arterial disease. **Clinical Biomechanics** (Bristol, Avon), v. 23, n. 3, p. 357-364, 2008.

DAHLE, L. K. et al. Visual assessment of foot type and relationship of foot type to lower extremity injury. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 14, n. 2, p. 70-74, 1991.

DAVIDS, K. et al. Movement systems as dynamical systems: the functional role of variability and its implications for sports medicine. **Sports Medicine**, v. 33, n. 4, p. 245-260, 2003.

DENYER, J. R. et al. Foot structure and Muscle Reaction Time to a Simulated Ankle Sprain. **Journal of Athletic Training**, v. 48, n. 3, p. 326-330, 2013.

DUBBELDAM, R. et al. Kinematic coupling relationships exist between non-adjacent segments of the foot and ankle of healthy subjects. **Gait Posture**, v. 37, 2012.

DUBBELDAM, R. et al. Kinematic coupling relationships exist between non-adjacent segments of the foot and ankle of healthy subjects. **Gait Posture**, v. 37, n. 2, p. 159-164, 2013.

EROL, K. et al. An important cause of pes planus: the posterior tibial tendon dysfunction. **Clinical Practice**, v. 5, n. 1, p. 699, 2015.

FAUL, F. et al. G\*Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavior, and biomedical sciences. **Behavior Research Methods**, v. 39, p. 175-191, 2007.

FERBER, R.; POHL, M. B. Changes in joint coupling and variability during walking following tibialis posterior muscle fatigue. **Journal of Foot and Ankle Research**, v. 4, p. 6-6, 2011.

FORD, K. R.; MYER, G. D.; HEWETT, T. E. Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 35, n. 10, p. 1745-1750, 2003.

FRASER, J. J.; FEGER, M. A.; HERTEL, J. Midfoot and forefoot involvement in lateral ankle sprains and chronic ankle instability. Part 1: Anatomy and biomechanics. **The International Journal of Sports Physical Therapy**, v. 11, n. 6, p. 992-1005, 2016.

FREEDMAN, S. J. et al. Comparisons of segment coordination: an investigation of *vector coding*. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 34, n. 3, p. 226-231, 2018.

FREY-LAW, L. A. et al. Knee and elbow 3D strength surfaces: peak torque-angle-velocity relationships. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 28, n. 6, p. 726-737, 2012.

FUNK, D. A.; CASS, J. R.; JOHNSON, K. A. Acquired adult flat foot secondary to posterior tibial-tendon pathology. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 68, n. 1, p. 95-102, 1986.

GABEL, C. P. et al. Lower limb functional index: development and clinimetric properties. **Physical Therapy**, v. 92, n. 1, p. 98-110, 2012a.

GAUTREY, C. N.; WATSON, T.; MITCHELL, A. The effect of velocity on load range during isokinetic hip abduction and adduction exercise. **Journal of Sports Medicine**, v. 34, n. 7, p. 623-630, 2013.

GIACOMOZZI, C.; LEARDINI, A.; CARAVAGGI, P. Correlates between kinematics and baropodometric measurements for an integrated in-vivo assessment of the segmental foot function in gait. **Journal of Biomechanics**, v. 47, n. 11, p. 2654-2659, 2014.

GIJON-NOGUERON, G. et al. Normal values of the Foot Posture Index in a young adult Spanish population: a cross-sectional study. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, v. 105, n. 1, p. 42-46, 2015.

GILADI, M. et al. Stress fractures and tibial bone width. A risk factor. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 69, n. 2, p. 326-329, 1987.

GIZA, E.; CUSH, G.; SCHON, L. C. The flexible flatfoot in the adult. **Foot and Ankle Clinics**, v. 12, n. 2, p. 251-271, vi, 2007.

GONOSOVA, Z. et al. Reliability of ankle-foot complex isokinetic strength assessment using the isomed 2000 dynamometer. **Medicina (Kaunas, Lithuania)**, v. 54, n. 3, p. 43, 2018.

GRICE, J.; WILLMOTT, H.; TAYLOR, H. Assessment and management of cavus foot deformity. **Orthopaedics and Trauma**, v. 30, n. 1, p. 68-74, 2016.

GROOD, E. S.; SUNTAY, W. J. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. **The Journal of Biomechanical Engineering**, v. 105, n. 2, p. 136-144, 1983a.

GUIMARAES, L. S. P.; HIRAKATA, V. N. Uso do modelo de equações de estimativas generalizadas na análise de dados longitudinais. **Clinical & Biomedical Research**, v. 32, n. 4, 2013.

HAFER, J. F.; BOYER, K. A. Variability of segment coordination using a *vector coding* technique: Reliability analysis for treadmill walking and running. **Gait Posture**, v. 51, p. 222-227, 2017.

HAMILL, J.; HADDAD, J. M.; MCDERMOTT, W. J. Issues in quantifying variability from a dynamical system perspective. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 16, p. 407-418, 2000.

HAMILL, J. et al. A dynamical systems approach to lower extremity running injuries. **Clinical Biomechanics** (Bristol, Avon), v. 14, n. 5, p. 297-308, 1999.

Hamill. J.; Palmer, C.; Van Emmerik, R. E. A. Coordinative variability and overuse injury. **Journal of Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation and Technology**, v. 4, n. 1, p. 45, 2012.

HAWES, M. R. et al. Footprint parameters as a measure of arch height. **Foot Ankle**, v. 13, n. 1, p. 22-26, 1992.

HEIDERSCHEIT, B.; HAMILL, J.; E.A. VAN EMMERIK, R. Variability of stride characteristics and joint coordination among individuals with unilateral patellofemoral pain. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 18, n. 2, p. 110-121, 2002.

HERZOG, W.; READ, L. J.; TER KEURS, H. E. Experimental determination of force-length relations of intact human gastrocnemius muscles. **Clinical Biomechanics** (Bristol, Avon), v. 6, n. 4, p. 230-238, 1991.

HILLSTROM, H. J. et al. Foot type biomechanics part 1: structure and function of the asymptomatic foot. **Gait Posture**, v. 37, n. 3, p. 445-451, 2013.

HINTERMANN, B. et al. Transfer of movement between calcaneus and tibia in vitro. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 9, n. 6, p. 349-355, 1994.

HUNT, A. E. et al. Inter-segment foot motion and ground reaction forces over the stance phase of walking. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 16, n. 7, p. 592-600, 2001a.

HUSSAIN, S. J.; FREY-LAW, L. 3D strength surfaces for ankle plantar- and dorsiflexion in healthy adults: an isometric and isokinetic dynamometry study. **Journal of Foot and Ankle Research**, v. 9, p. 43-43, 2016.

JASTIFER, J. R.; GUSTAFSON, P. A.; GORMAN, R. R. Subtalar arthrodesis alignment: the effect on ankle biomechanics. **Foot Ankle Int**, v. 34, n. 2, p. 244-250, 2013.

JORDAN, K.; CHALLIS, J. H.; NEWELL, K. M. Walking speed influences on gait cycle variability. **Gait Posture**, v. 26, n. 1, p. 128-134, 2007.

KAUFMAN, K. R. et al. The effect of foot structure and range of motion on musculoskeletal overuse injuries. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 27, n. 5, p. 585-593, 1999.

KELSO, S. **Dynamic Patterns: The Self-Organization of Brain and Behavior**. Boston: Bradford: 1995.

KEPPEL, G. **Design and analysis: A researcher's handbook**, 3rd ed. Englewood Cliffs, NJ, US: Prentice-Hall, Inc, 1991. xiii, 594-xiii, 594.

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

KHALAF, K.; PARNIANPOUR, M.; KARAKOSTAS, T. Surface response of maximum isokinetic ankle torque generation capacity. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 16, n.1, p. 52-60, 2000.

KIDO, M. et al. Load response of the medial longitudinal arch in patients with flatfoot deformity: in vivo 3D study. **Clinical Biomechanics** (Bristol, Avon), v. 28, n. 5, p. 568-573, 2013a.

KIEFER, A. W. et al. Inter-segmental postural coordination measures differentiate athletes with ACL reconstruction from uninjured athletes. **Gait Posture**, v. 37, n. 2, p. 149-153, 2013.

KIRBY, K. A. Longitudinal arch load-sharing system of the foot. **Revista Española de Podología**, v. 28, n. 1, p. e18-e26, 2017.

KLEIN, P.; MATTYS, S.; ROOZE, M. Moment arm length variations of selected muscles acting on talocrural and subtalar joints during movement: an in vitro study. **Journal of Biomechanics**, v. 29, n. 1, p. 21-30, 1996.

KRUGER, K. M. et al. Segmental foot and ankle kinematic differences between rectus, planus, and cavus foot types. **Journal of Biomechanics**, v. 94, p. 180-186, 2019.

KURZ, M. J. et al. The effect of anterior cruciate ligament reconstruction on lower extremity relative phase dynamics during walking and running. **Knee Surgery, Sports Traumatology**, v. 13, n. 2, p. 107-115, 2005.

LEARDINI, A. et al. Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. **Gait Posture**, v. 25, n. 3, p. 453-462, 2007.

LEDOUX, W. et al. Biomechanical differences among pes cavus, neutrally aligned, and pes planus feet in subjects with diabetes. **Foot & Ankle International**, v. 24, p. 845-850, 2003.

LEVINGER, P. et al. A comparison of foot kinematics in people with normal- and flat-arched feet using the Oxford Foot Model. **Gait Posture**, v. 32, n. 4, p. 519-523, 2010.

LEVY, J. et al. Incidence of foot and ankle injuries in west point cadets with pes planus compared to the general cadet population. **Foot & Ankle International**, v. 27, p. 1060-1064, 2007.

LIPSITZ, L. Dynamics of Stability: The physiologic basis of functional health and frailty. **The journals of Gerontology**. Series A, Biological sciences and medical sciences, v. 57, p. B115-125, 2002.

MALINA, R. M. **Variation in body composition associated with sex and ethnicity**. Human Body Composition. 2nd Champaign, IL: Human Kinetics: 2005. 271-298.

MALINZAK, R. A. et al. A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 16, n. 5, p. 438-445, 2001.

MAZUQUIN, B. F. et al. Torque-angle-velocity relationships and muscle performance of professional and youth soccer players. **International Journal of Sports Medicine**, v. 37, n. 12, p. 992-996, 2016.

MCCORMACK, A. P.; CHING, R. P.; SANGEORZAN, B. J. Biomechanics of procedures used in adult flatfoot deformity. **Foot and Ankle Clinics**, v. 6, n. 1, p. 15-23, v, 2001.

MEHDY JELEEL, S.; ABBASABDUL HUSSEIN, F. comparison between of estimators Robust and Classical in repeated measurement experiments analysis. **Journal of Kerbala University**, v. 12, n. 0, p. 201-215, 2016.

MEI-DAN, O. et al. The medial longitudinal arch as a possible risk factor for ankle sprains: a prospective study in 83 female infantry recruits. **Foot & Ankle International**, v. 26, n. 2, p. 180-183, 2005.

MENZ, H. B. et al. Planus foot posture and pronated foot function are associated with foot pain: the framingham foot study. **Arthritis Care & Research (Hoboken)**, v. 65, n. 12, p. 1991-1999, 2013.

MULLIGAN, E. P.; COOK, P. G. Effect of plantar intrinsic muscle training on medial longitudinal arch morphology and dynamic function. *Manual Therapy*, v. 18, n. 5, p. 425-430, 2013.

MURLEY, G. S.; MENZ, H. B.; LANDORF, K. B. Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. **Journal of Foot and Ankle Research**. v. 2, p. 35, 2009a.

MYER, G. D. et al. The incidence and potential pathomechanics of patellofemoral pain in female athletes. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 25, n. 7, p. 700-707, 2010.

NAWOCZENSKI, D. A.; SALTZMAN, C. L.; COOK, T. M. The effect of foot structure on the three-dimensional kinematic coupling behavior of the leg and rear foot. **Physical Therapy**, v. 78, n. 4, p. 404-416, 1998.

NEEDHAM, R.; NAEMI, R.; CHOCKALINGAM, N. Quantifying lumbar-pelvis coordination during gait using a modified *vector coding* technique. **Journal of Biomechanics**, v. 47, n. 5, p. 1020-1026, 2014.

NEEDHAM, R. A.; NAEMI, R.; CHOCKALINGAM, N. A new coordination pattern classification to assess gait kinematics when utilising a modified *vector coding* technique. **Journal of Biomechanics**, v. 48, n. 12, p. 3506-3511, 2015a.

NESTER, C.; BOWKER, P.; BOWDEN, P. Kinematics of the midtarsal joint during standing leg rotation. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, v. 92, n. 2, p. 77-81, 2002.

NICOLOPOULOS, C. S.; SCOTT, B. W.; GIANNOUDIS, P. V. Biomechanical basis of foot orthotic prescription. **Current Orthopaedics**, v. 14, n. 6, p. 464-469, 2000.

NIGG, B. M.; COLE, G. K.; NACHBAUER, W. Effects of arch height of the foot on angular motion of the lower extremities in running. **Journal of Biomechanics**, v. 26, n. 8, p. 909-916, 1993.

NIGG, B. M. et al. Effect of shoe insert construction on foot and leg movement. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 30, n. 4, p. 550-555, 1998.

NIX, S. E. et al. Characteristics of foot structure and footwear associated with hallux valgus: a systematic review. **Osteoarthritis Cartilage**, v. 20, n. 10, p. 1059-1074, 2012.

OLEJNIK, S.; ALGINA, J. Generalized eta and omega squared statistics: measures of effect size for some common research designs. **Psychological Methods**, v. 8, n. 4, p. 434-447, 2003.

ORTIZ, C.; WAGNER, E.; KELLER, A. Cavovarus Foot Reconstruction. **Foot and Ankle Clinics**, v. 14, n. 3, p. 471-487, 2009.

PHILIPP, B. **CircStat: a MATLAB toolbox for circular statistics**. J. Stat. Softw, v. 31, 2009.

PINCIVERO, D. M.; GANDAIO, C. M.; ITO, Y. Gender-specific knee extensor torque, flexor torque, and muscle fatigue responses during maximal effort contractions. **European Journal of Applied Physiology**, v. 89, n. 2, p. 134-141, 2003.

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.

PORTER, D. A. et al. Acute achilles tendon repair: strength outcomes after an acute bout of exercise in recreational athletes. **Foot & Ankle International**, v. 35, n. 2, p. 123-130, 2014.

POWELL, D. W. et al. High- compared to low-arched athletes exhibit smaller knee abduction moments in walking and running. **Human Movement Science**, v. 50, p. 47-53, 2016a.

POWELL, D. W. et al. Frontal plane multi-segment foot kinematics in high- and low-arched females during dynamic loading tasks. **Human Movement Science**, v. 30, n. 1, p. 105-114, 2011a.

QUEEN, R. M. et al. Describing the medial longitudinal arch using footprint indices and a clinical grading system. **Foot & Ankle International** v. 28, n. 4, p. 456-462, 2007.

RATH, M. E. et al. Effect of foot type on knee valgus, ground reaction force, and hip muscle activation in female soccer players. **The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**, v. 56, n. 5, p. 546-553, 2016.

REDMOND, A. C.; CROSBIE, J.; OUVRIER, R. A. Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the Foot Posture Index. **Clinical Biomechanics** (Bristol, Avon), v. 21, n. 1, p. 89-98, 2006.

REIN, S. et al. Influence of age, body mass index and leg dominance on functional ankle stability. **Foot & Ankle International**, v. 31, n. 5, p. 423-432, 2010.

RISKOWSKI, J. L. et al. Associations of foot posture and function to lower extremity pain: results from a population-based foot study. **Arthritis Care & Research**, v. 65, n. 11, p. 1804-1812, 2013.

RODRIGUES, P. et al. Evaluating the coupling between foot pronation and tibial internal rotation continuously using *vector coding*. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 31, n. 2, p. 88-94, 2015a.

ROZZI, S. L. et al. Knee joint laxity and neuromuscular characteristics of male and female soccer and basketball players. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 27, n. 3, p. 312-319, 1999.

SCHER, D. L. et al. The incidence of plantar fasciitis in the United States military. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 91, n. 12, p. 2867-2872, 2009.

SCHMIDT, R. Motor schema theory after 27 years: reflections and implications for a new theory. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v. 74, p. 366-375, 2004.

SCHULZE, K.; GALLAGHER, P.; TRAPPE, S. Resistance training preserves skeletal muscle function during unloading in humans. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 34, n. 2, p. 303-313, 2002.

SEAY, J. F.; VAN EMMERIK, R. E.; HAMILL, J. Influence of low back pain status on pelvis-trunk coordination during walking and running. **Spine**, v. 36, n. 16, p. E1070-1079, 2011.

SEIFERT, L. et al. Inter-limb coordination in swimming: effect of speed and skill level. **Human Movement Science**, v. 29, n. 1, p. 103-113, 2010.

SHULTZ, S. P. et al. An investigation of structure, flexibility, and function variables that discriminate asymptomatic foot types. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 33, n. 3, p. 203-210, 2017.

SILVA, A. F. S. et al. Correlation between ankle muscle strength and the disturbs in foot posture. **Manual Therapy, Posturology & Rehabilitation Journal**, v. 14, n. 309, p. 1-4, 2016.

SPARROW, W. A. et al. Using relative motion plots to measure changes in intra-limb and inter-limb coordination. **Journal of Motor Behavior**, v. 19, n. 1, p. 115-129, 1987a.

STACOFF, A. et al. Movement coupling at the ankle during the stance phase of running. **Foot Ankle International**, v. 21, n. 3, p. 232-239, 2000.

SUGATHAN, H. K.; SHERLOCK, D. A. A modified Jones procedure for managing clawing of lesser toes in pes cavus: long-term follow-up in 8 patients. **The Journal of Foot & Ankle Surgery**, v. 48, n. 6, p. 637-641, 2009.

SUNG, P. S. Different coordination and flexibility of the spine and pelvis during lateral bending between young and older adults. **Human Movement Science**, v. 46, p. 229-238, 2016.

TAKABAYASHI, T. et al. Coordination among the rearfoot, midfoot, and forefoot during walking. **Journal of Foot and Ankle Research**, v. 10, n. 1, p. 42, 2017.

TEPAVAC, D.; CARMEN FIELD-FOTE, E. *Vector coding*: A technique for quantification of intersegmental coupling in multicyclic behaviors. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 17, n. 3, p. 259-270, 2001.

TWEED, J. L. et al. The function of the midtarsal joint: A review of the literature. **The Foot**, v. 18, n. 2, p. 106-112, 2008.

VAN BOERUM, D. H.; SANGEORZAN, B. J. Biomechanics and pathophysiology of flat foot. **Foot and Ankle Clinics**, v. 8, n. 3, p. 419-430, 2003a.

VAN EMMERIK, R. E. A. et al. Comparing dynamical systems concepts and techniques for biomechanical analysis. **Journal of Sport and Health Science**, v. 5, n. 1, p. 3-13, 2016.

WATSON, G. S. Circular statistics in biology. **Technometrics**, v. 24, n. 4, p. 336-336, 1982.

WHITNEY, A. K.; GREEN, D. R. Pseudoequinus. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, v. 72, n. 7, p. 365-371, 1982.

WILKEN, J. et al. The effect of arch height on kinematic coupling during walking. **Clinical Biomechanics** (Bristol, Avon), v. 26, n. 3, p. 318-323, 2011.

WILLIAMS, D. S.; MCCLAY, I. S. Measurements used to characterize the foot and the medial longitudinal arch: reliability and validity. **Physical Therapy**, v. 80, n. 9, p. 864-871, 2000.

WILLIAMS, D. S.; MCCLAY, I. S.; HAMILL, J. Arch structure and injury patterns in runners. **Clinical Biomechanics** (Bristol, Avon), v. 16, n. 4, p. 341-347, 2001.

WU, G.; CAVANAGH, P. R. **ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data**, v. 28, n. 10, p. 1257-1261, 1995.

YALCIN, E. et al. Isokinetic measurements of ankle strength and proprioception in patients with flatfoot. **Isokinetics and Exercise Science**, v. 20, p. 167-171, 2012.

YATES, B.; WHITE, S. The incidence and risk factors in the development of medial tibial stress syndrome among naval recruits. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 32, n. 3, p. 772-780, 2004.

YEN, S. C. et al. Hip-ankle coordination during gait in individuals with chronic ankle instability. **Gait Posture**, v. 53, p. 193-200, 2017.

YOUNG, C. C. et al. Clinical examination of the foot and ankle. **Primary Care**, v. 32, n. 1, p. 105-132, 2005.

ZENI, J. A., JR.; RICHARDS, J. G.; HIGGINSON, J. S. Two simple methods for determining gait events during treadmill and overground walking using kinematic data. **Gait Posture**, v. 27, n. 4, p. 710-714, 2008.

ZHAO, X. et al. Association of foot structure with the strength of muscles that move the ankle and physical performance. **The Journal of Foot & Ankle Surgery**, v. 57, n. 6, p. 1143-1147, 2018.

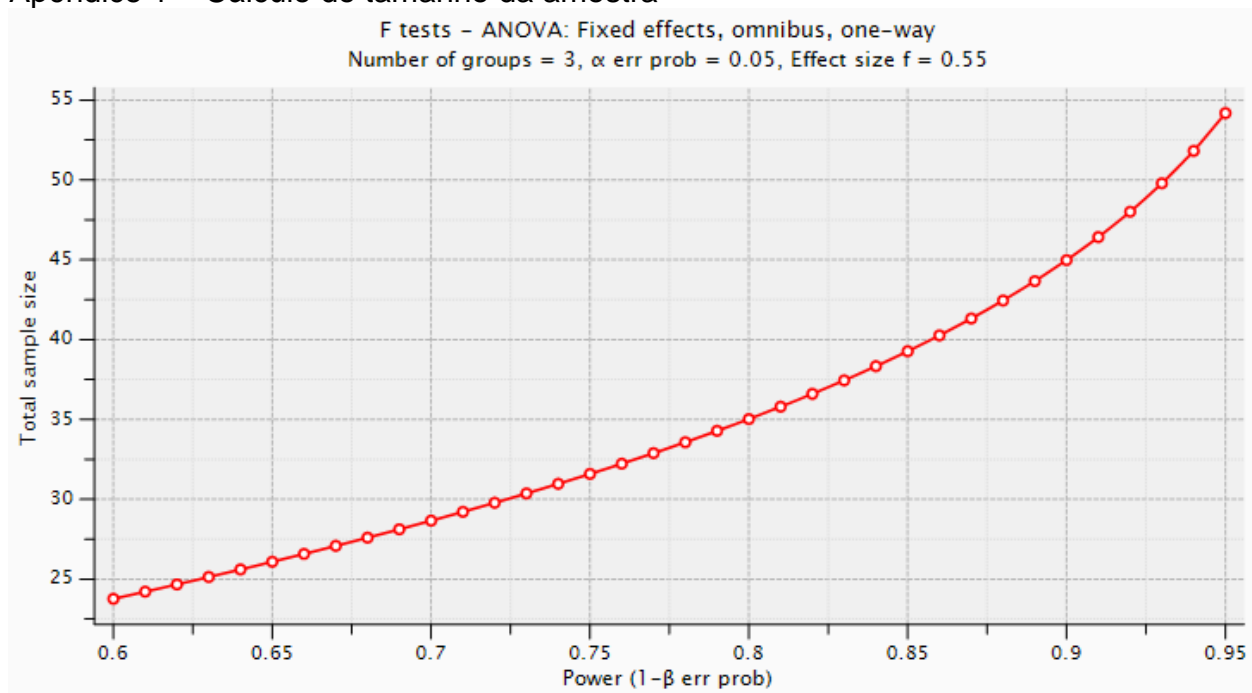
ZHAO, X. et al. Association of arch height with ankle muscle strength and physical performance in adult men. **Biology of Sport**, v. 34, n. 2, p. 119-126, 2017.

ZIFCHOCK, R. A. et al. The effect of gender, age, and lateral dominance on arch height and arch stiffness. **Foot Ankle International**, v. 27, n. 5, p. 367-372, 2006.

ZIFCHOCK, R. A. et al. The relationship between arch height and arch flexibility a proposed arch flexibility classification system for the description of multidimensional foot structure. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, v. 107, n. 2, p. 119-123, 2017.

## APÊNDICES

## Apêndice 1 – Cálculo do tamanho da amostra



Fonte: próprio autor, gerada no G\*Power 3.1.9.2 (FAUL et al., 2007).

## Apêndice 2 - Termo de consentimento livre e esclarecido

Prezada Senhora/Senhorita:

Gostaríamos de convidá-la a participar, como voluntária, da pesquisa intitulada “**Arco longitudinal medial do pé alto e baixo afetam o desempenho muscular, a cinemática e a coordenação intersegmentar? Estudo transversal.** O objetivo da pesquisa foi analisar se os ALM (alto e baixo) do pé afetam o desempenho muscular (dorsiflexão/plantiflexão), as amplitudes articulares e os padrões de coordenação na marcha no complexo tornozelo-pé.

As participantes foram avaliadas no Laboratório de Biomecânica e Epidemiologia Clínica, onde ocorrem as atividades do Grupo de Pesquisa em Avaliação e Intervenção em Fisioterapia (PAIFIT), situado no Hospital Universitário da Universidade Estadual de Londrina. A avaliação incluirá exame físico e preenchimento de ficha de avaliação, conforme horário combinado. **Gostaríamos de apontar os benefícios, os quais podemos incluir a identificação das alterações cinemáticas e de padrões da coordenação nas alterações da altura do arco longitudinal medial.**

Informamos que a senhora não pagará e nem foi remunerado por sua participação. Garantimos, no entanto, que todas as despesas decorrentes do deslocamento foram ressarcidas pelos pesquisadores.

A participação nessa pesquisa é voluntária, sendo permitida a sua interrupção a qualquer momento, sem que isso incorra em penalidades ou prejuízos na relação com o pesquisador ou com a instituição onde foi realizada a pesquisa. Você poderá solicitar esclarecimentos sobre qualquer aspecto da pesquisa quando precisar. Se a entrevistada precisar de esclarecimentos adicionais sobre a pesquisa pelo laboratório de pesquisa (ver abaixo) ou Comitê de ética em Pesquisa envolvendo Seres Humanos da Universidade Estadual de Londrina, na Avenida Robert Kock, no. 60 (fone 3371-2490).

Este estudo foi avaliado e autorizado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual de Londrina. Informamos que as informações foram utilizadas com fins desta pesquisa e foram tratadas com o mais absoluto sigilo e confidencialidade, de modo a preservar a sua identidade.

Mediante a aceitação em participar da pesquisa de livre e espontânea vontade e depois de ter lido ou ouvido este termo este foi preenchido em duas vias e assinado pela participante e pelo entrevistador para que produza seus efeitos éticos, jurídicos e legais. A entrevistada e a equipe ficarão com uma cópia deste termo de consentimento.

Eu, fisioterapeuta, pesquisador da UEL, declaro que forneci todas as informações referentes a este estudo.

Eu, \_\_\_\_\_

Residente na Rua \_\_\_\_\_ Bairro \_\_\_\_\_

Cidade: \_\_\_\_\_ Estado \_\_\_\_\_ CEP \_\_\_\_\_

Fone: \_\_\_\_\_

Estou de acordo com os esclarecimentos referidos e quero participar dessa pesquisa

Assinatura do participante: \_\_\_\_\_

Prof. Jefferson Rosa Cardoso/ Leandro Caetano Guenka  
(43) 3371.2649 - 984860452 / 46 999152585

Londrina, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2018.

## Apêndice 3 – Ficha de avaliação

Data da avaliação:			
<b>1- INFORMAÇÕES PESSOAIS:</b>			
Nome:			
E-mail:			
Idade:        anos	Gênero:	Masculino ( )	Feminino ( )
Data de nascimento:	/ /	Cidade/Estado	:
RG:			
CPF:			
	Peso:        kg	Altura:        m	
Profissão:		Estado civil:	
Endereço:			
Telefone: ( )			
Possui alguma doença sistêmica (diabetes, hipertensão)?			
( ) Não			
( ) Sim – Qual?			
➤ História da lesão do tornozelo, nos últimos três meses:	- Número de entorses: ( ) ( ) nenhuma - Tem instabilidade na articulação do tornozelo: ( ) sim ( ) não - Após a entorse permaneceu imobilizada: ( ) sim ( ) não - A entorse foi diagnosticada por um médico: ( ) sim ( ) não		
➤ Se tivesse uma bola de futebol na sua frente com qual perna você chutaria a bola?	( ) Direita        ( ) Esquerda		
➤ Realiza atividade física:	( ) sim        ( ) não Quanto tempo por semana (em horas)? (        horas) - Quantas vezes por semanas: (        /semana) - Qual atividade física: _____		

**2- EXAME FÍSICO:**

<b>2.1. Dados antropométricos:</b>			
a) IMC:        kg/m <sup>2</sup>			
b) Circunferência abdominal:	(        cm)		
	c) Comprimento da coxa:		
		cm	
	d) Comprimento da perna:		
		cm	

**3- Índice de altura do arco:**

a) Sentado: Comprimento total do pé = (        cm)	b) Sentado: Comprimento do calcâneo ao centro da cabeça do 1º metatarso = (        cm)	c) Sentado: Altura do dorso do pé a 50% do comprimento total do pé = (        cm) d) Altura da tuberosidade do navicular (sentado)= (        cm)
---	---	--

$$IAA = \frac{\text{Altura do dorso do pé a 50\% do comprimento do pé (cm)}}{\text{Comprimento do pé truncado (cm)}}$$

**IAA =**

e) Em pé: Comprimento do pé = (        cm)	f) Em pé: Comprimento do calcâneo ao centro da cabeça do 1º metatarso = (        cm)	g) Em pé: Altura do dorso do pé a 50% do comprimento total do pé = (        cm)
---	---	--

Flexibilidade da

$$\text{Altura do arco} = \frac{\text{Altura do dorso do pé sentado (cm)} - \text{Altura do dorso do pé em pé (cm)} \times 100 \text{ (m/kn)}}{0,4 \times \text{Massa corporal (kg)}}$$

**Flexibilidade de altura do arco (FAA) =**

## **ANEXOS**

## Anexo 1 – Índice de Postura do Pé (IPP-6)

Critérios de avaliação de Redmond et al. (2008):

### 1) Palpação da cabeça do tálus:

Traça-se uma linha imaginária entre o tubérculo do navicular e maléolo medial, na região lateral deve-se localizar a borda anterior do maléolo lateral e palpar a anterior e medialmente.



Figura 1: Palpação da cabeça do tálus (Reprodução do manual do IPP-6)

Pontuação	-2	-1	0	+1	+2
	Cabeça do tálus palpável na região lateral, mas não na região medial	Cabeça do tálus palpável na região lateral e ligeiramente na medial	Cabeça do tálus palpável tanto na região medial quanto na lateral	Cabeça do tálus ligeiramente palpável na região lateral e palpável na região medial	Cabeça do tálus não palpável na região lateral e sim na região medial

### 2) Curva supra e inframaleolar lateral:

Observam-se as curvas acima e abaixo do maléolo lateral na região posterior do tornozelo. Em um pé neutro essas curvas devem ser aproximadamente similares. Num pé pronado, a curva inferior é mais acentuada que a superior pela abdução do pé e eversão do calcâneo. No pé supinado se observa o oposto.

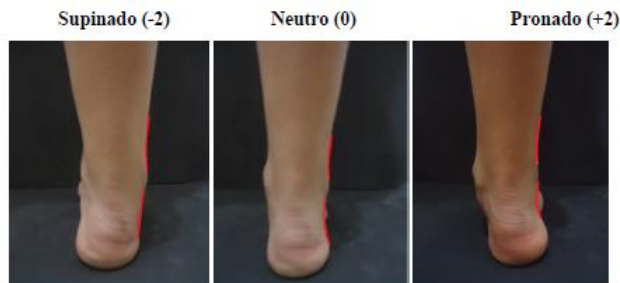


Figura 2: Curvatura supra e inframaleolar lateral (Reprodução do manual do IPP-6)

Pontuação	-2	-1	0	+1	+2
	Curva abaixo do maléolo mais reta ou convexa	Curva abaixo do maléolo côncava, entretanto mais plana que a curva superior	Ambas as curvas supra e inframaleolares são iguais	Curva abaixo do maléolo mais côncava que a curva supramaleolar	Curva inframaleolar marcadamente mais côncava que a curva supramaleolar

### 3) Posição do calcâneo plano frontal:

O tendão do calcâneo é referência, para realizar uma linha reta perpendicular ao eixo do pé.

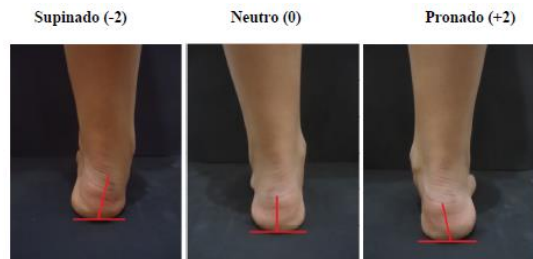


Figura 3: Posição do calcâneo no plano frontal (Reprodução do manual do IPP-6)

Pontuação	-2	-1	0	+1	+2
	Mais de 5 graus de inversão ou varo	Entre a vertical e 5 graus de inversão ou varo	Vertical	Entre a vertical e 5 graus de eversão ou valgo	Mais de 5 graus de eversão ou valgo

4) Proeminência da articulação talonavicular:

Verificar se a região é plana, no pé pronado é convexa (abaulada) e no pé supinado é côncava (funda).



Figura 4: Proeminência da região talonavicular (Reprodução do manual do IPP-6)

Pontuação	-2	-1	0	+1	+2
	Area da articulação talonavicular marcadamente côncava	Area da articulação talonavicular ligeiramente, mas pouco definida de forma côncava	Area da articulação talonavicular plana	Area da articulação talonavicular ligeiramente abaulada	Area da articulação talonavicular marcadamente convexa ou abaulada

5) Altura e congruência do arco longitudinal medial

Verificar a congruência do arco e sua altura, no pé neutro essa curvatura é uniforme, no supinado é mais acentuada posteriormente e pronado o arco é plano entre as articulações Lisfranc e mediotarsais.

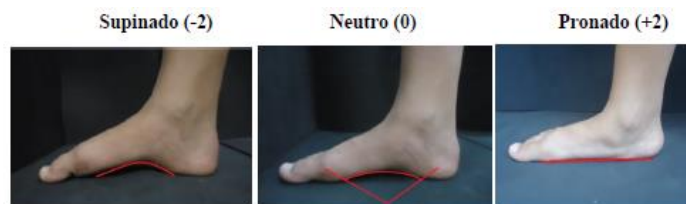


Figura 5: Altura e congruência do arco longitudinal medial (Reprodução do manual do IPP-6)

Pontuação	-2	-1	0	+1	+2
	Arco alto e angulado posteriormente	Arco moderadamente alto e ligeiramente angulado posteriormente	Altura do arco normal e curvatura concêntrica	Arco ligeiramente diminuído com ligeiro rebaixamento da porção central	Arco com severo rebaixamento e contato com o solo

## 6) Abdução e adução do antepé em relação ao retropé

Visualizar centralmente com vista posterior o pé o eixo longitudinal do calcâneo, no pé neutro visualiza-se as porções: antepé, mediopé e retropé, no pé supinado apresenta maior visibilidade do antepé na região medial e o pé pronado observa-se mais o antepé na região lateral.

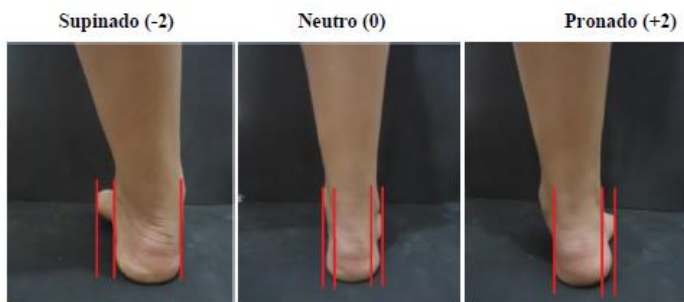


Figura 6: Abdução e adução do antepé em relação ao retropé (Reprodução do manual do IPP-6)

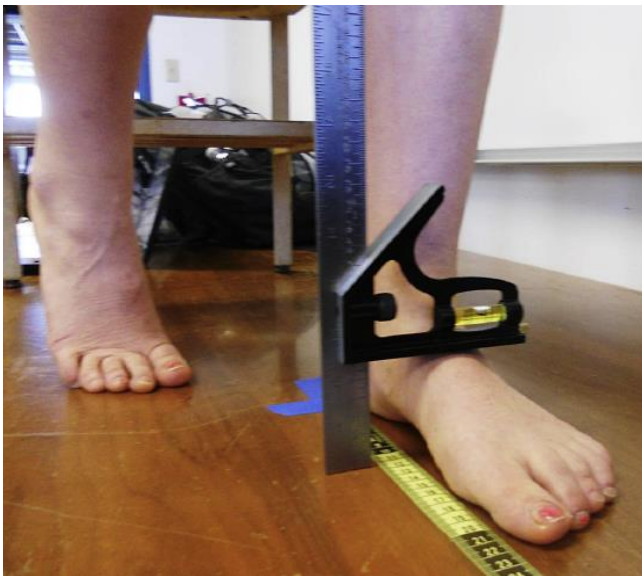
Pontuação	-2	-1	0	+1	+2
	Os dedos laterais não são visíveis. Visibilidade marcada dos dedos mediais	Os dedos mediais são mais visíveis que os dedos laterais	Os dedos mediais e laterais são igualmente visíveis	Dedos laterais ligeiramente mais visíveis que os mediais	Dedos mediais não são visíveis. Dedos laterais claramente visíveis

## Anexo 2 – Índice da Altura do Arco (IAA)

Todos os indivíduos foram posicionados em uma plataforma elevada sentados em uma cadeira, com os quadris e joelhos flexionados a 90 graus e posteriormente em posição estática para avaliação das mesmas medidas. Utilizando uma fita métrica, os comprimentos totais e divididos do pé foram medidos em uma posição sentada com, foi avaliado o comprimento total do pé foi a distância a partir da parte mais posterior do calcâneo até a ponta do dedo mais longo.

O comprimento truncado do pé foi a distância a partir da parte mais posterior do calcâneo para o centro da cabeça do primeiro metatarso. Em seguida, a altura do dorso do pé foi medida com um quadrado modificado de carpinteiro com um braço de nível com bolha (Fig. 9). A altura do dorso do pé foi medida a 50% do comprimento total do pé. Estas medidas foram utilizadas para calcular o IAA do sujeito (WILLIAMS; MCCLAY, 2000).

**Figura 8** – Medida da altura do dorso do pé medida a 50% do comprimento do pé, com régua e nível com bolha adaptado



Fonte: Mulligan; Cook, (2013).

Após o pé dominante ser medido, cada sujeito foi convidado ficar de pé e assumir uma posição relaxada. Nenhuma tentativa foi feita para colocar a articulação subtalar (AST) em uma posição neutra. (BUTLER et al., 2008).

## Anexo 3 - Parecer Consubstanciado do Comitê de Ética em Pesquisa.

	Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos	<b>UNIVERSIDADE ESTADUAL DE LONDRINA - UEL</b>	
<b>PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP</b>			
<b>DADOS DO PROJETO DE PESQUISA</b>			
<b>Título da Pesquisa:</b> AVALIAÇÃO DA FORMA E BIOMECÂNICA DO PÉ EM INDIVÍDUOS COM E SEM LESÕES NO TORNOZELO			
<b>Pesquisador:</b> Aline Cristina Carrasco			
<b>Área Temática:</b>			
<b>Versão:</b> 1			
<b>CAAE:</b> 90238618.8.0000.5231			
<b>Instituição Proponente:</b> CEFE - PROGRAMA DE PÓS - GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO FÍSICA UEM/UEL			
<b>Patrocinador Principal:</b> Financiamento Próprio			
<b>DADOS DO PARECER</b>			
<b>Número do Parecer:</b> 2.695.054			
<b>Apresentação do Projeto:</b>			
<b>Resumo:</b>			
<p>Introdução: Os múltiplos segmentos que compõem o complexo tornozelo-pé, juntamente com o arco longitudinal medial do pé funcionam sinergicamente para transmitir e atenuar a força durante a propulsão, transmitir informações aferentes importantes e realizar um ajuste motor para uma marcha eficiente. Porém, aspectos das formas dos pés podem estar relacionados ao maior risco de lesões nos membros inferiores, como as lesões no tornozelo. Objetivo: Avaliar a forma e a biomecânica do pé em indivíduos com e sem lesões no tornozelo. Método: Estudo transversal com características descritivas e analíticas. Participarão inicialmente um total de 1000 voluntários que serão avaliados por meio de uma ficha de avaliação contendo dados pessoais, exame físico e informações sobre lesões para os casos de indivíduos com entorse ou instabilidade do tornozelo. Em seguida, serão submetidos à avaliação antropométrica da postura do pé (Índice de postura do pé (IPP-6) e Índice da Altura do Arco (IAA)) e avaliação baropodométrica para coleta das formas dos pés. Para os indivíduos com entorse ou instabilidade do tornozelo (n=54, divididos em grupo controle (n=18), grupo entorse lateral de tornozelo (n=18) e grupo instabilidade crônica (n=18)) serão aplicados os questionários FAAM, CAIT e logo depois submetidos a uma avaliação isocinética dos pés e de cinemática da marcha. Serão utilizadas rotinas de análises de dados por meio do software Matlab 6.5. e a análise estatística utilizando SPSS 22.0.</p>			



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE  
LONDRINA - UEL



Continuação do Parecer: 2.695.054

#### Metodologia Proposta:

Um total de 1000 voluntários serão recrutados, por conveniência por meio de contato pessoal, telefônico e da mídia local, para participarem da pesquisa. Estes serão discentes da UEL. As coletas serão realizadas no período contraturno das aulas nos dias em que já estiverem no campos. Desta amostra inicial, 54 participantes serão selecionados para contituir três grupos: indivíduos controle (grupo CO, n=18), entorse lateral do tornozelo (grupo ELT, n=18) e instabilidade crônica do tornozelo (grupo ICT, n=18) para realizarem as avaliações cinemática e isocinética. Para serem incluídos no estudo, os participantes (n=1000) deverão apresentar as seguintes características: indivíduos adultos (entre 18 e 65 anos), de ambos os sexos e saudáveis. Serão submetidos à avaliação antropométrica da postura do pé (Índice de postura do pé (IPP-6) e Índice da Altura do Arco (IAA)) e avaliação baropodométrica para coleta das formas dos pés. Para o indivíduos com lesões no tornozelo serão aplicados os questionários FAAM, CAIT e submetidos a uma avaliação isocinética dos pés e de cinemática da marcha. Na ficha de avaliação serão coletados informações: gênero, medidas antropométricas: do pé, do comprimento do membro inferior, massa corporal, altura, índice de massa corpórea e histórico de lesões. O IPP-6 será realizado com o avaliado em posição ortostática e por meio de uma avaliação visual, parâmetros da postura do pé serão anotados. Será coletado o comprimento total do pé, o comprimento do pé truncado (do calcanhar à primeira articulação metatarsofalangeana) e a altura do dorso a 50% comprimento total do pé em ambas as condições sentada e de pé para o cálculo do IAA. Será utilizado uma régua e nível com bolha adaptado (MULLIGAN; COOK, 2013).

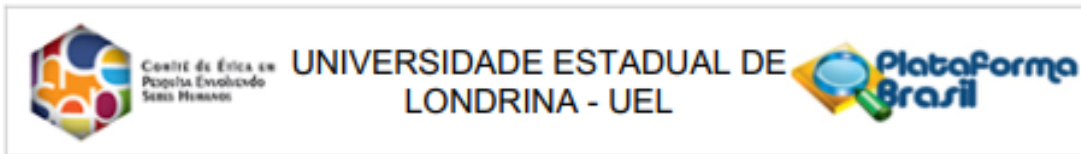
#### Objetivo da Pesquisa:

##### Objetivo Primário:

Avaliar a forma e a biomecânica do pé em indivíduos com e sem lesões no tornozelo.

##### Objetivo Secundário:

- Analisar as formas dos pés pela análise de dimensão fractal entre indivíduos com ELT, ICT e saudáveis.
- Realizar o agrupamento a partir de características semelhantes das formas dos pés e propor uma nova classificação.
- Propor uma nova ferramenta de avaliação baseada na dimensão fractal durante condições estáticas e dinâmicas de imagens da postura do pé.
- Analisar as diferenças dos padrões de coordenação na marcha, no tornozelo e pé entre indivíduos com ELT, ICT e saudáveis;
- Comparar diferenças na variabilidade da coordenação no complexo tornozelo-pé na marcha entre indivíduos com ELT, ICT



Continuação do Parecer: 2.695.054

e saudáveis;• Verificar as diferenças nas amplitudes articulares no tornozelo e pé entre indivíduos com ELT, ICT e saudáveis;• Quantificar os déficits no desempenho muscular (eversão/inversão) do tornozelo entre indivíduos com ELT, ICT e saudáveis.

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

**Riscos:**

Os riscos são mínimos. Porém, durante a avaliação isocinética, os participantes poderão fadigar e solicitar que o teste seja interrompido e esporadicamente poderão apresentar dor muscular tardia após a realização das avaliações. De qualquer forma, caso seja necessário atendimento médico, o participante será acompanhado pela pesquisadora.

**Benefícios:**

Considerando que pesquisas com medidas diferentes das utilizadas atualmente devem ser propostas, já que estas não tiveram sucesso em detectar a relação entre as lesões e as alterações da função do pé (DOWLING et al., 2014), a análise das dimensões fractais das formas do pé revela-se promissora diante da sua utilidade. Em relação à análise biomecânica do pé, avaliar a coordenação deste seguimento considerando a presença ou não de lesões e os tipos de pés, poderá identificar padrões de anormalidade do movimento durante a marcha que podem servir de parâmetro para prevenção de lesões e para orientação do tratamento das disfunções do complexo tornozelo-pé.

Após a verificação dos déficits do desempenho muscular para os casos de participantes com lesões no tornozelo, será possível realizar o planejamento do tratamento e orientá-los para a necessidade de ganho de força muscular e reequilíbrio da musculatura eversora e inversora do pé, proporcionando maior estabilidade do tornozelo e conseqüentemente evitando-se o reaparecimento de novas lesões. Além disso, após o término do estudo, será realizado e entregue um laudo individualizado constando os resultados das avaliações (tipo de pé, informações sobre a marcha, coordenação e força muscular) para cada participante, além de serem orientados sobre correções para os pés não neutros e de como prevenir lesões.

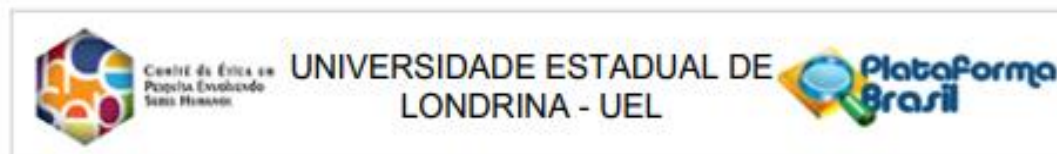
**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

Trata-se de pesquisa relevante.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

Os seguintes termos foram apresentados:

1. Folha de Rosto para Pesquisa com Seres Humanos;



Continuação do Parecer: 2.895.054

2. Termo de Consentimento Livre e Esclarecido em forma de convite.
3. Verificou-se que o projeto será realizado no laboratório do orientador dispensando assim a necessidade de autorização da unidade coparticipante.

**Recomendações:**

Não há.

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

Após análise do projeto verificou-se que o mesmo encontra-se em condição de aprovação perante a forma e documentação com que o foi apresentado, não havendo qualquer comprometimento ético no entendimento do avaliador.

**Considerações Finais a critério do CEP:**

Prezado (a) Pesquisador (a),

Este é seu parecer final de aprovação, vinculado ao Comitê de Ética em Pesquisas Envolvendo Seres Humanos da Universidade Estadual de Londrina. É sua responsabilidade imprimi-lo para apresentação aos órgãos e/ou instituições pertinentes.

Coordenação CEP/UEL.

**Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:**

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1141511.pdf	23/05/2018 20:30:55		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	PROJETOCEPUELAlineLeandro2.docx	23/05/2018 20:29:57	Aline Cristina Carrasco	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	Apendice1TermoConsentimento.docx	23/05/2018 20:28:52	Aline Cristina Carrasco	Aceito
Folha de Rosto	folharostoassinada.pdf	23/05/2018 20:26:53	Aline Cristina Carrasco	Aceito

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não