

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO

MARIANA RODRIGUES CARVALHO DE AQUINO

**INFLUÊNCIA DA AMPLITUDE DE DORSIFLEXÃO DO TORNOZELO NA
CINEMÁTICA DOS MEMBROS INFERIORES E PELVE DURANTE A
MARCHA NORMAL E RÁPIDA**

Belo Horizonte

2019

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO

MARIANA RODRIGUES CARVALHO DE AQUINO

**INFLUÊNCIA DA AMPLITUDE DE DORSIFLEXÃO DO TORNOZELO NA
CINEMÁTICA DOS MEMBROS INFERIORES E PELVE DURANTE A
MARCHA NORMAL E RÁPIDA**

Projeto apresentado ao Programa de Ciências da Reabilitação da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para a obtenção do título de mestre.

Linha de Pesquisa: Estudos do Desempenho Motor e Funcional Humano

Orientador: Profa. Dra. Juliana de Melo Ocarino

Co orientador: Prof. Dr. Renan Alves Resende

Belo Horizonte

2019

A657i Aquino, Mariana Rodrigues Carvalho de
2019 Influência da amplitude de dorsiflexão do tornozelo na cinemática dos membros inferiores e pelve durante a marcha normal e rápida. [manuscrito] / Mariana Rodrigues Carvalho de Aquino – 2019.
58 f.: il.

Orientadora: Juliana de Melo Ocarino

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional.
Bibliografia: f. 47-49

1. Articulações – Amplitude de movimento - Teses. 2. Tornozelo - Teses. 3. Marcha - Teses. 4. Cinemática - Teses. I. Ocarino, Juliana de Melo. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. III. Título.

CDU: 612:76

Ficha catalográfica elaborada pela bibliotecária Sheila Margareth Teixeira, CRB6: nº 2106, da Biblioteca da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais.



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO

UFMG
■

FOLHA DE APROVAÇÃO


**INFLUÊNCIA DA AMPLITUDE DE DORSIFLEXÃO DO TORNOZELO
NA CINEMÁTICA DOS MEMBROS INFERIORES E PELVE
DURANTE A MARCHA NORMAL E RÁPIDA**

MARIANA RODRIGUES CARVALHO DE AQUINO

Dissertação submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO, como requisito para obtenção do grau de Mestre em CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO, área de concentração DESEMPENHO FUNCIONAL HUMANO.

Aprovada em 03 de julho de 2019, pela banca constituída pelos membros:


Prof(a). Juliana de Melo Ocarino - Orientador
UFMG


Prof(a). Thiago Ribeiro Teles dos Santos
Centro Universitário de Belo-Horizonte - UniBH


Prof(a). Sérgio Teixeira da Fonseca
UFMG

Belo Horizonte, 3 de julho de 2019.



ATA DA DEFESA DA DISSERTAÇÃO DA ALUNA MARIANA RODRIGUES CARVALHO DE AQUINO

Realizou-se, no dia 03 de julho de 2019, às 13:30 horas, Auditório Maria Lúcia Paixão, da Universidade Federal de Minas Gerais, a defesa de dissertação, intitulada *INFLUÊNCIA DA AMPLITUDE DE DORSIFLEXÃO DO TORNOZELO NA CINEMÁTICA DOS MEMBROS INFERIORES E PELVE DURANTE A MARCHA NORMAL E RÁPIDA*, apresentada por MARIANA RODRIGUES CARVALHO DE AQUINO, número de registro 2017716205, graduada no curso de FISIOTERAPIA, como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre em CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO, à seguinte Comissão Examinadora: Prof(a). Juliana de Melo Ocarino - Orientador (UFMG), Prof(a). Thiago Ribeiro Teles dos Santos (Centro Universitário de Belo Horizonte - UniBH), Prof(a). Sérgio Teixeira da Fonseca (UFMG).

A Comissão considerou a dissertação:

Aprovada

Reprovada

Finalizados os trabalhos, lavrei a presente ata que, lida e aprovada, vai assinada por mim e pelos membros da Comissão.
Belo Horizonte, 03 de julho de 2019.


Prof(a). Juliana de Melo Ocarino (Doutor)


Prof(a). Thiago Ribeiro Teles dos Santos (Doutor)


Prof(a). Sérgio Teixeira da Fonseca (Doutor)

AGRADECIMENTOS

Mais uma etapa se encerra na minha vida! Foram tantas coisas vividas e aprendidas nesse período. O título de mestre não seria possível sem a presença e esforço de tantas pessoas do meu lado. Por isso, agradeço a Deus por me dar forças e iluminar meus caminhos com pessoas especiais.

Agradeço primeiramente a minha família. Minha mãe, Eliane, a base de tudo, guerreira que criou seus quatro filhos, e sempre nos ensinou valores e apoiou cada um de nós em tudo na vida. Meu pai, José Mario, pelo carinho e amor de sempre. Meus irmãos, Matheus, Bruno e Victor, por sempre me acompanharem em todos os momentos da minha vida. Meu padrasto, Rommel, pelo apoio e risadas ao longo de todos esses anos. Minha avó, Suzana, essa “veinha” teimosa que sempre torceu pelo sucesso de sua netinha predileta. A todos os meus familiares que de alguma forma contribuem e torcem para o meu sucesso. Amo vocês! Muito obrigada!

Speaking in Family, I would like to thank my American family, who have always encouraged and supported me through all those years, even being in a different country! George, Beth, Jill, Aida, Keillan, Steve and the all family. I am so luck for having you in my life! Love and miss you all!

Ao Vinícius, pelo amor e companheirismo ao longo dessa jornada. Seu apoio foi fundamental, tanto nos momentos de estresse, quanto os de euforia. Aos meus amigos que conquistei ao longo da vida, principalmente Bap, Bella, Bruna e Jéssica, que me acompanham a tanto tempo e sempre estiveram prontas a me amparar e celebrar comigo. Aos amigos que o mestrado me deu, e foram tantos, que tornaram esses anos mais leves e divertidos, em especial a Valéria, Thais e Ana Luiza. Obrigada!

À toda equipe do OhLab da Associação Mineira de Reabilitação, que tenho o enorme prazer de conviver e desenvolver projetos juntos. Essa equipe multidisciplinar é um exemplo de trabalho realizado com excelência. Agradeço em especial a coordenadora do projeto, Mariana Volpini, pela incrível oportunidade de fazer parte desse laboratório de pesquisa, e dividir conhecimentos com pessoas como Anderson, Paulo, Thiago, Joana, Davi e Igor. Esse time é top!

Agradeço também a toda a equipe dos Laboratórios LAM e CEMECH, que foram sempre solícitos e prestativos. Em especial agradeço ao Thales, Líria, Priscila e Délcio, que contribuíram para o meu crescimento profissional e me socorriam nos momentos de sufoco. Às alunas de Iniciação Científica que me acompanharam, Clara Fajardo e Suellen Martins, companheiras fiéis durante a fase de coleta de dados, com certeza vocês serão ótimas profissionais. A todos os professores do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da EEEFTO, por todos os ensinamentos passados durante esses dois anos. A contribuição de vocês me ajudou a crescer profissionalmente e pessoalmente. Obrigada!

Sou grata aos professores doutores Sérgio Fonseca e Thiago Teles por comporem a banca, tanto na qualificação, como na defesa. A atenção e contribuição de vocês foram essenciais para o resultado final das minhas pesquisas de mestrado. Vocês são referências e é uma honra ter professores tão qualificados na banca.

Por fim, agradeço aos meus orientadores, Juliana Ocarino e Renan Resende, vocês foram fundamentais para o meu crescimento como profissionais e pesquisadora. A Ju, por me acolher tão bem como sua aluna, e estar disponível durante qualquer dificuldade. Ao Renan, por acreditar em mim e me “adotar” desde a graduação, sempre contribuindo com o meu crescimento. Vocês dois são exemplos de profissionais, e sou grata por ter tido vocês na minha vida. Espero continuar contanto com os dois daqui para frente, não vou largar do pé de vocês assim tão fácil não!

Agradeço a vocês, e todos os outros que de alguma forma contribuíram nesses dois anos de mestrado, com palavras, ações ou pensamentos positivos. Sozinha nada disso seria possível! Muito obrigada! Que venha o doutorado!!

Leve na sua memória para o resto de sua vida, as coisas boas que surgiram no meio das dificuldades. Elas serão uma prova de sua capacidade em vencer as provas e lhe darão confiança na presença divina, que nos auxilia em qualquer situação, em qualquer tempo, diante de qualquer obstáculo.

Chico Xavier

RESUMO

Introdução: A amplitude de movimento de dorsiflexão do tornozelo (ADM-DF) auxilia o avanço do corpo a frente durante a marcha. Portanto, a redução de ADM-DF pode levar a alterações biomecânicas a fim de permitir o movimento do corpo a frente na marcha. **Objetivo:** Este estudo transversal investigou a relação da ADM-DF com os movimentos dos membros inferiores, pelve, e parâmetros espaço temporais durante a marcha em diferentes velocidades. **Métodos:** Trinta e nove participantes (16 homens e 23 mulheres) foram submetidos a avaliação da ADM-DF em prono com auxílio de um goniômetro. Dados cinemáticos da marcha foram coletados com um sistema tridimensional de análise de movimento durante a marcha em velocidades auto selecionadas e rápida. Coeficiente de Correlação de Pearson foi utilizado para avaliar a associação entre a ADM-DF e as variáveis cinemáticas e temporais da marcha. **Resultados:** Valores reduzidos da ADM-DF foram associados a menor comprimento de passo ($r = 0,37$), menores ADM do antepé e mediopé no plano sagital ($r \geq 0,31$), pico de adução do retropé e tornozelo ($r \geq -0,31$), e ADM da pelve nos planos transversal ($r \geq 0,60$) e frontal ($r \geq 0,33$) durante a marcha normal e rápida. Menores valores de ADM-DF também foram relacionados a menores picos de flexão de joelho e quadril no contato inicial da marcha normal ($r \geq 0,33$), e maior pico de flexão plantar do antepé no final da fase de apoio durante a marcha rápida ($r = 0,32$). **Conclusão:** A redução da ADM-DF está associada a modificações no padrão de movimentos dos membros inferiores e pelve na marcha em diferentes velocidades. Portanto, é necessário a avaliação da ADM-DF em indivíduos apresentando os padrões de movimento relatados durante a marcha.

Palavras chave: Tornozelo. Amplitude de movimento articular. Marcha. Cinemática. Membro inferior.

ABSTRACT

Background: During the gait, the ankle dorsiflexion range of motion (ADF-ROM) assists the advancement of the body forward. Therefore, reduced ADF-ROM can lead to some biomechanics alterations to allow body forward motion during gait. **Objectives:** This cross-sectional study investigated the relationship of the ADF-ROM with lower limb and pelvis kinematics, and temporal parameters during gait in different velocities. **Methods:** Thirty-nine participants (16 men and 23 women) were submitted to assessment of the ADF-ROM in prone position with a goniometer. Kinematic data were collected with tridimensional motion analysis system during gait in self-selected and fast speeds. Pearson Correlation coefficients were used to test associations between clinical ADF-ROM and kinematic and temporal parameters variables. **Results:** Smaller ADF-ROM was associated to shorter step length ($r = 0.37$), smaller forefoot and midfoot sagittal plane ROM ($r \geq 0.31$), rearfoot and ankle adduction peaks ($r \geq -0.31$), and pelvis transverse ($r \geq 0.60$) and frontal ($r \geq 0.33$) planes ROM at normal and fast walking speeds. Lower values of ADF-ROM were also related to smaller knee and hip flexion peaks at normal gait during initial contact ($r \geq 0.33$) at normal walking speed, and to greater forefoot plantarflexion peak at fast gait during late stance ($r = 0.32$) at fast walking speed. **Conclusion:** The reduced ADF-ROM can modify the lower limb and pelvis movements patterns during the gait in different velocities, and therefore need to be assessed in individuals with clinical conditions in these segments that can be related to gait alterations.

Keywords: Ankle. Range of motion. Gait analysis. Kinematics. Lower limb.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

ARTIGO

Figure 1 – Gait data collection	38
Figure 2 – Joint angles curves (y-axis) and the percentage of stance phase of gait (x-axis) of significant variables during normal gait	39
Figure 3 – Joint angles curves (y-axis) and the percentage of stance phase of gait (x-axis) of significant variables during fast gait	40
Figure 4 - Scatter Plots of lower limb and pelvis kinematics peaks angles (°) (y-axis) versus the Ankle Dorsiflexion Range of Motion (ADF-ROM) angle (°) (x-axis) of significant variables during normal gait	41
Figure 7 - Scatter Plots of lower limb and pelvis kinematics amplitudes angles (°) (y-axis) versus the Ankle Dorsiflexion Range of Motion (ADF-ROM) angle (°) (x-axis) of significant variables during normal gait	42
Figure 6 - Scatter Plots of lower limb and pelvis kinematics peaks angles (°) (y-axis) versus the Ankle Dorsiflexion Range of Motion (ADF-ROM) angle (°) (x-axis) of significant variables during fast gait	43
Figure 7 - Scatter Plots of lower limb and pelvis kinematics amplitudes angles (°) (y-axis) versus the Ankle Dorsiflexion Range of Motion (ADF-ROM) angle (°) (x-axis) of significant variables during fast gait	44

LISTA DE TABELAS

ARTIGO

Table 1 – Mean (Standard deviation), confidence interval 95%, and significant Pearson correlation between clinical ankle dorsiflexion range of motion and kinematic variables during normal gait 36

Table 2 - Mean (Standard deviation), confidence interval 95%, and significant Pearson correlation between clinical ankle dorsiflexion range of motion and kinematic variables during fast gait 37

LISTA DE ABREVIACOES

ADF- Ankle dorsiflexion - Dorsiflexão do tornozelo

ADM- Amplitude de movimento

CI – Confidence interval – Intervalo de confiança

DF – Dorsiflexão do tornozelo

ICC – Intraclass correlation coefficient – Coeficiente de correlao intraclass

ROM – Range of motion – Amplitude de movimento

SD – Standard deviation – Desvio padrão

SEM – Standard error measure – Erro padrão da medida

UFMG – Universidade Federal de Minas Gerais

PREFÁCIO

A presente dissertação foi elaborada e estruturada em três sessões de acordo com as normas estabelecidas do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG). A primeira seção contém a introdução com a problematização, a justificativa do estudo realizado e os objetivos da dissertação. A segunda seção apresenta o artigo científico correspondente ao estudo realizado na dissertação. O artigo está formatado de acordo com as normas do periódico *Gait & Posture*. Na terceira seção estão expostas as considerações finais relacionadas aos resultados encontrados nesta dissertação. Em seguida, estão indicadas as referências bibliográficas, apêndices, anexos, e mini currículo.

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO	15
ARTIGO	19
CONSIDERAÇÕES FINAIS	45
REFERÊNCIAS	47
APÊNDICES	50
ANEXOS	52
MINI CURRÍCULO	56

INTRODUÇÃO

O complexo pé-perna é uma cadeia multiarticular fundamental para a boa interação entre o membro inferior e o solo durante a locomoção, sendo a amplitude de movimento (ADM) dessas articulações um fator importante dessa interação (LEARDINI *et al.*, 2007). A ADM de dorsiflexão do tornozelo (ADM-DF) é necessária para execução de atividades diárias, como andar e descer escadas (MOSELEY; CROSBIE; ADAMS, 2003). Na marcha, por exemplo, a ADM-DF permite o movimento do corpo a frente através do rolamento da tíbia sobre o tálus (JOHANSON *et al.*, 2006a). Quando reduzida, a ADM-DF pode estar relacionada com a menor extensibilidade dos flexores plantares e/ou com a restrição do deslizamento posterior do tálus em relação à tíbia (DILL *et al.*, 2014; JOHANSON *et al.*, 2006a; MACRUM *et al.*, 2012), podendo ambas impactar na redução da ADM-DF durante a marcha. Um estudo prévio relatou que dez graus de ADM-DF são necessários durante a marcha na velocidade auto selecionada (CORNWALL; MCPOIL, 1999). Neste contexto, a redução da ADM-DF pode limitar o rolamento anterior da tíbia e, conseqüentemente, acarretar alterações biomecânicas dos movimentos do membro inferior e pelve, a fim de permitir o avanço do corpo a frente durante a marcha.

A redução da ADM-DF pode levar a alterações cinemáticas em articulações proximais e distais. Considerando as articulações distais, a ADM-DF pode influenciar o movimento dos segmentos do pé na marcha. Por exemplo, indivíduos com menor ADM-DF podem aumentar a flexão plantar do tálus de forma a aumentar o rolamento da tíbia anteriormente e, conseqüentemente permitindo a progressão corporal. A flexão plantar do tálus é acoplada com o movimento de adução do tálus e eversão do calcâneo, que destravam o mediopé e antepé para a dorsiflexão e, juntos, aumentam a progressão tibial (GOMES *et al.*, 2019; JOHANSON *et al.*, 2006a). Entretanto, Cornwall *et al.* (CORNWALL; MCPOIL, 1999) investigaram a influência da quantidade de ADM-DF no padrão de movimento do retopé no plano frontal, e não encontraram diferença na magnitude de eversão do retopé no grupo com menores valores de ADM-DF. Portanto, a associação entre a ADM-DF e os movimentos dos segmentos do pé ainda não está clara na literatura, necessitando melhor investigação.

A redução de ADM-DF também pode afetar o padrão de movimento das articulações proximais como joelho, quadril e pelve, uma vez que existe uma interação

de acoplamento entre os segmentos do pé e essas articulações (DUVAL; LAM; SANDERSON, 2010; OTA *et al.*, 2014; RESENDE *et al.*, 2015). Por exemplo, a adução do tálus, é acoplada com a rotação interna da tíbia e do fêmur, através da pinça maleolar. A rotação interna do fêmur faz com que a cabeça do fêmur exerça uma pressão na porção posterior do acetábulo, rodando a pelve em direção a anteversão (DUVAL; LAM; SANDERSON, 2010). A influência dos segmentos do pé com os movimentos da pelve indica que a ADM-DF pode ser um fator que influencia na cinemática desse segmento, uma vez que os movimentos pélvicos são dependentes da sua interação com os membros inferiores (RESENDE *et al.*, 2015). Uma alternativa para auxiliar na progressão do corpo a frente seria aumentar a extensão de joelho e diminuir a extensão de quadril, mantendo a tíbia mais posterior e, portanto, reduzindo a demanda de ADM-DF durante a fase de apoio da marcha. Esses achados foram vistos em estudos que investigaram a influência da restrição da ADM-DF, bloqueada artificialmente (OTA *et al.*, 2014) ou devido a condições neurológicas (WEBSTER, 2017). Neste contexto, devido as interações entre as articulações do membro inferior na marcha, a magnitude da ADM-DF tem o potencial de afetar o padrão de movimentos de articulações proximais e distais da cadeia cinética.

Além das possíveis alterações nos padrões de movimentos, a diminuição da ADM-DF pode acarretar ajustes nos parâmetros espaço temporais da marcha, como o comprimento do passo e tempo para retirada do calcâneo do solo. Neste contexto, a redução da translação anterior da tíbia sobre o tálus (pela redução da ADM-DF), pode reduzir o comprimento do passo e/ou antecipar a retirada do calcanhar do solo (ADAMCZYK; KUO, 2009; CORNWALL; MCPOIL, 1999; JOHANSON *et al.*, 2006b, 2006a). Em relação ao comprimento do passo, o impacto na progressão do corpo a frente (pela diminuição da ADM-DF) pode resultar em um menor deslocamento anterior do centro de massa do corpo (COM) que, por sua vez, está associado a um menor comprimento de passo (ADAMCZYK; KUO, 2009). Esta ideia é corroborada por Crosbie *et al.* (CROSBIE; GREEN; REFSHAUGE, 1999) que observaram menor comprimento de passo durante a marcha de indivíduos com menor ADM-DF devido a entorses de tornozelo. A redução do tempo para retirada do calcâneo do solo pode ser influenciado pela redução da ADM-DF, uma vez que a impossibilidade da tíbia rolar anteriormente sobre o tálus durante a fase de apoio da marcha pode antecipar a retirada do calcanhar do solo como uma alternativa de auxiliar na progressão do corpo a frente

(CORNWALL; MCPOIL, 1999). Porém, esta relação entre a redução de ADM-DF e redução do tempo de retirada do calcâneo do solo apresenta divergências entre os autores (CORNWALL; MCPOIL, 1999; JOHANSON *et al.*, 2006a). Enquanto Cornwall *et al.* (CORNWALL; MCPOIL, 1999) observou relação entre diminuição da ADM-DF e a retirada precoce do calcâneo do solo, Johanson *et al.* (JOHANSON *et al.*, 2006a) não observaram nenhuma relação entre essas variáveis. Ambas as alterações espaço temporais podem alterar o padrão de marcha, tanto aumentando o gasto energético (BRENNAN *et al.*, 2013), influenciando alterações cinemáticas (BRENNAN *et al.*, 2013; LIANG *et al.*, 2014), quanto sobrecarregando estruturas anteriores do pé que aumentam o risco de lesões (YOON *et al.*, 2014). Sendo assim, é preciso entender melhor a relação da ADM-DF com os parâmetros espaço temporais na marcha.

A redução da ADM-DF pode comprometer a função do tornozelo durante a fase de apoio da marcha, aumentando o risco de lesões nos membros inferiores (CHUTER; JANSE; JONGE, 2012). Por exemplo, a redução da ADM-DF tem sido associada a incidência de fascíte plantar (RIDDLE *et al.*, 2003), entorses e instabilidade crônica de tornozelo (MASON-MACKAY; WHATMAN; REID, 2017), tendinopatia do tendão de aquiles (WILDER; SETHI, 2004), síndrome patelo femoral (MALLIARAS; COOK; KENT, 2006), dentre outras. Sendo assim, uma melhor investigação da influência da ADM-DF no padrão de movimento dos membros inferiores durante a marcha é requerida.

O aumento da velocidade de marcha, requer aumento da amplitude de movimento dos membros inferiores nos três planos de movimento (CARAVAGGI; LEARDINI; CROMPTON, 2010; LIANG *et al.*, 2014). Por exemplo, Caravaggi *et al.* (CARAVAGGI; LEARDINI; CROMPTON, 2010), observaram que o aumento da velocidade aumentou os movimentos dos segmentos do pé no plano sagital. Já Liang *et al.* (LIANG *et al.*, 2014), observaram que os movimentos da pelve no plano transversal foram maiores com o aumento da velocidade na marcha. Portanto, em velocidades mais altas, a relação da redução da ADM-DF na cinemática dos membros inferiores e da pelve pode ser mais forte (CARAVAGGI; LEARDINI; CROMPTON, 2010).

Com base no raciocínio biomecânico, a ADM-DF tem o potencial de influenciar a cinemática dos membros inferiores e pelve na marcha. No entanto, evidências sobre esta relação são questionáveis, uma vez que os estudos foram baseadas nos efeitos do

excesso ou restrição da ADM-DF induzidos artificialmente (JOHANSON *et al.*, 2006a; OTA *et al.*, 2014; YOON, JI-YEON; HWANG, YOUNG-IN; AN, DUK-HYUN; OH, 2014). Portanto, o objetivo do presente estudo foi investigar a relação da ADM-DF com a cinemática dos membros inferiores e pelve, e com os parâmetros espaço temporais da marcha em diferentes velocidades. Nossa principal hipótese é que menores valores de ADM-DF serão associados com maior abdução do retropé, maior dorsiflexão do mediopé e antepé, menor comprimento de passo e retirada precoce do calcanhar do solo.

ARTIGO

A ser submetido ao periódico *Gait & Posture*:

Article Type: Original Article

**INFLUENCE OF ANKLE DORSIFLEXION AMPLITUDE ON LOWER LIMB
KINEMATICS DURING NORMAL AND FAST GAIT.**

Authors: Mariana R.C. Aquino ^a – marircaquino@gmail.com PT; Renan A. Resende ^a
– renan.aresende@gmail.com – PhD.; Juliana M. Ocarino ^a –
julianaocarino@gmail.com - PhD

^a Universidade Federal de Minas Gerais, School of Physical Education, Physical
Therapy and Occupational Therapy, Department of Physical Therapy, Graduate
Program in Rehabilitation Sciences, Avenida Antônio Carlos, 6627, Campus Pampulha,
Pampulha - 31270-901 - Belo Horizonte, MG – Brazil.

Corresponding author:

Juliana Melo Ocarino (julianaocarino@gmail.com)

Universidade Federal de Minas Gerais, Pampulha, Avenida Antônio Carlos, 6627,
School of Physical Education, Physical Therapy and Occupational Therapy, Department
of Physical Therapy, 31270901, Belo Horizonte, MG, Brazil. Phone number: +55 (31)
34094709

HIGHLIGHTS

1. Smaller ankle dorsiflexion was related to smaller pelvis rotation in gait.
2. Smaller ankle dorsiflexion was associated to shorter step length in gait.
3. Smaller ankle dorsiflexion was related to a reduced movement of foot, knee and hip.

ABSTRACT

Background: Ankle dorsiflexion range of motion (ADF-ROM) contributes to the movement of the body forward during gait. Therefore, reduced ADF-ROM may lead to compensatory mechanisms to allow body forward motion during gait.

Research question: Is ADF-ROM associated to lower limb and pelvis movements, and temporal parameters during normal and fast walking speeds?

Methods: ADF-ROM and kinematic data during normal and fast walking speeds of thirty-nine participants (16 men and 23 women) were collected with a goniometer and a tridimensional motion analysis system, respectively. Pearson correlation coefficients were used to test associations between ADF-ROM and kinematic variables during gait.

Results: Smaller ADF-ROM was significantly associated to shorter step length ($r = 0.37$), smaller forefoot and midfoot sagittal plane ROM ($r \geq 0.31$), rearfoot and ankle adduction peaks ($r \geq -0.31$), and pelvis ROM in the transverse ($r \geq 0.60$) and frontal ($r \geq 0.33$) planes at normal and fast walking speeds. Lower values of ADF-ROM were also related to smaller knee and hip flexion peaks at normal gait during initial contact ($r \geq 0.33$) at normal walking speed, and to greater forefoot plantarflexion peak at fast gait during late stance ($r = 0.32$) at fast walking speed.

Significance: Reduced ADF-ROM is associated to lower limb and pelvis movement patterns during normal and fast walking speeds, which have been previously related to lower limb injuries. Therefore, ADF-ROM should be assessed in individuals presenting the related movement patterns during gait.

Keywords: Ankle; range of motion; gait analysis; kinematics; lower limb.

1 INTRODUCTION

Appropriate ankle dorsiflexion range of motion (ADF-ROM) is needed to perform different daily activities, such as walking and descending stairs [1]. During gait, for example, ADF-ROM allows the movement of the body forward through tibia anterior roll over the talus [2]. A previous study demonstrated that ten degrees of ADF-ROM are necessary during walking at self-selected speed [3]. In this context, reduced ADF-ROM may limit tibia anterior roll and, consequently, generate alterations in the lower limb and pelvic movements to allow body forward motion during gait.

Reduced ADF-ROM can be associated to distal and proximal joints kinematics alterations. Considering distal joints, ADF-ROM may influence foot segments motions. For example, individuals with reduced ADF-ROM might increase talus plantarflexion during the stance phase of gait in order to increase tibial anterior roll and consequently allow body forward progression. Specifically, talus plantarflexion is coupled with talus adduction and calcaneus eversion, which unlock the midfoot and forefoot joints to dorsiflex and, together, increase the anterior tibial progression [2,4]. Reduced ADF-ROM may also affect proximal joints movement patterns, such as knee, hip and pelvis, since there is a coupled interaction between foot joints and these segments [5–7]. In addition, temporal parameters of gait may also be influenced by the magnitude of ADF-ROM, since a reduced tibial anterior roll over the talus (due to reduced ADF-ROM) may anticipate heel-off during late stance [2,3,8], and/or reduce step length [9]. Therefore, due to interactions among lower limbs joints during gait, the magnitude of ADF-ROM has the potential to affect movement patterns of proximal or distal joints of the kinetic chain.

Walking faster requires greater lower limb range of motion in the three planes of motion, especially for the ankle joint in the sagittal plane [10]. Therefore, the relationship between ADF-ROM and gait kinematics might be stronger during faster walking speeds [10]. Although by means of biomechanical reasoning, the ADF-ROM might influence gait kinematics, evidence about this relationship is questionable, since most of the studies were based on the effects of artificially induced restricted or excessive ADF-ROM on gait kinematics [7,8,11]. Thus, this study investigated the relationship between ADF-ROM and lower limb and pelvis movement, and temporal parameters during walking at normal and fast speeds. Our main hypothesis was that reduced values of ADF-ROM would be associated to increased rearfoot abduction, midfoot and forefoot dorsiflexion, reduced step length and early time to heel-off.

2 METHODS

2.1 Sample

A convenience sample of 39 healthy individuals (16 men and 23 women) participated in this cross-sectional observational study. They had average age of 25.9 years (SD 4.22), body mass of 68.5 kg (SD 14.1) and height of 1.68 m (SD 0.10), and were physically active (Human Activity Profile) [12]. The inclusion criteria were: (1) age between 19 and 44 years old; (2) no injury or surgery in the lower limbs or pelvis in the last six months; (3) shank-forefoot alignment angle smaller than 14° , to avoid influence of foot alignment on foot movement during gait [13]; (4) hip internal and external rotation ROM between 34 and 71° , and 25 and 56° , respectively, for women, and between 23 and 53° , and 29 and 56° , respectively, for men [14]. The exclusion criterion was complaining of pain or discomfort during data collection. Sample size was

determined using the software G*Power [15] with the following input data: correlation bivariate normal model, statistical power of 80%, significance level of 0.05, and an expected effect size of 0.44 – based on the relationship between the clinical ADF and the shank-calcaneus eversion peak obtained in a pilot study with ten individuals. This resulted in an estimated minimum sample size of 38 participants. All participants signed a consent form approved by the university's Ethical Research Committee (CAAE 84029718.6.0000.5149).

2.2 Procedures

Height, body mass and the lower limb length of the participants were measured, and the lower limb dominance was defined based on the participant answer to the following question: what leg would you use to kick a ball as strong as possible? To verify the inclusion criteria, we followed the methods proposed by Norkin *et al.* [16] to measure passive hip external and internal rotation ROM, and the methods of Mendonça *et al.* [13] to measure shank-forefoot alignment. Once the participant was included, the clinical ADF-ROM was assessed with the participant in prone, the lower limb relaxed, and the knee extended. The examiner moved the ankle in maximum dorsiflexion without knee flexion. The axis of a universal goniometer was positioned on the lateral malleolus, the movable arm was positioned on the lateral aspect of the foot and the fixed arm was on the midline of the lower leg [17]. Five repetitions were performed for tissue viscoelastic adaptation, followed by three measurement repetitions. The average of the three measurements was used for statistical analysis. In a pilot study with 10 individuals and two days of data collection seven days apart, the examiner demonstrated intra-rater intraclass correlation coefficient ($ICC_{3,3}$) and standard error of measurement (SEM) of 0.99 (2.7°) and 0.99 (2.0°) for external and internal hip rotation ROM

respectively, 0.94 (0.79°) for shank-forefoot alignment test, and 0.99 (1.34°) for clinical ADF-ROM.

For gait analysis, we used a 11-camera motion analysis system (Oqus 7+, Qualisys, Gotenburgo, Sweden) at a frequency of 100 Hz synchronized with a force platform (Custom BP mode, AMTI, Massachusetts, USA) at 1000 Hz, which later resampled to 100 Hz. Anatomical passive markers and clusters of tracking markers were placed at the participant pelvis, thigh [18], shank and foot – we used a multisegmented foot model [19]. Three static trials were performed with the participant in orthostatic position and subtalar in neutral position ($ICC_{3,3} = 0.84$), which were later used to define the segment's coordinate systems. The average of these three static trials was used to calculate the zeroes of rotation for each joint.

Before gait data collection, the participants were asked to walk for approximately one minute to familiarize with the markers and the laboratory walkway. The participants were instructed to walk in an eight meters hallway, first, at their self-selected speed (normal gait) and then walk 25% faster than the self-selected speed (fast gait) (Figure 1). The gait speed was calculated using a stopwatch. During the fast gait data collection, verbal feedback was given so the participant could adjust the speed. For each speed, at least five trials were performed with proper dominant foot contact on the force platform.

Insert_Figure_1_near_here

2.3 Data reduction

The kinematic data of the dominant lower limb were analyzed. All data were processed using Visual 3D software (C-Motion, Inc, Rockville, Maryland, USA). A biomechanical model of rigid bodies was created from the static trial with subtalar in neutral. The linear displacement of the tracking markers and the force data provided by the force platform were filtered using Butterworth fourth order low-pass filters with 6 Hz and 10 Hz cutoff frequencies, respectively. Heel contact and toe-off were determinate automatically in Visual 3D using the vertical ground reaction force and a threshold of 10N, for kinematic data, temporal parameters data were defined by the events heel strike and temporal toe-off, according to Zeni Jr. [20]. The vertical linear velocity of a rearfoot marker was used to determine the heel off event with a threshold of 0.1 m/s [8]. The time interval between heel contact and heel off was computed to determine the time to heel off. Next, the following angles were obtained in the three planes of motion: (1) forefoot-midfoot movements, represented by the motion of the forefoot relative to the midfoot; (2) forefoot-rearfoot movements, represented by the motion of the forefoot relative to the rearfoot; (3) midfoot-rearfoot movements, represented by the motion of the midfoot relative to the rearfoot; (4) rearfoot-shank movements, represented by the motion of the rearfoot relative to the shank; (5) knee movements, represented by the motion of the shank relative to the thigh [19]; (6) hip movements, represented by the motion of the thigh relative to the pelvis; (7) and pelvis movements, represented by the motion of the pelvis relative to the lab [18]. We used the following Cardan sequence: medio-lateral, antero-posterior and longitudinal axes. Data were normalized to 101 points, one for each percentage of the stance phase of gait. Average values of at least five trials were computed. The peak and amplitudes of all angles were extracted and considered for analysis. In addition, step length and gait

speed were normalized by the participant limb length, and the time to the heel off was normalized by the cycle time.

2.4 Data analysis

Descriptive statistics were used in order to describe the study variables. Data were tested and confirmed for normal distribution using the Shapiro-Wilk test. Pearson Correlation Coefficients were used to test associations between clinical ADF-ROM and kinematic variables. The correlations coefficients were interpreted as follows: small (0.10 to 0.29), medium (0.3 to 0.49), and large (> 0.5) [21]. All analyses were performed by SPSS 19 (SPSS Inc, Chicago, USA), considering $\alpha = 0.05$.

3 RESULTS

The participants presented clinical ADF-ROM mean of 12.3° (SD 6.2; Range of 2.3° to 26°), walked in an average gait speed of 1.4 m/s (SD 0.32) in normal gait and 1.73 m/s (SD. 042) in fast gait. At both speeds, step length was associated to ADF-ROM (normal gait: mean (SD) = 0.74 (0.07), CI 95% = 0.71 to 0.76, $r = 0.37$, $p = 0.022$; fast gait: mean (SD) = 0.82 (0.08), CI 95% = 0.79 to 0.85, $r = 0.37$, $p = 0.02$). The time to heel off (normal gait: $r = 0.20$, $p = 0.23$; fast gait: $r = 0.17$, $p = 0.309$) and the gait speed (normal gait: $r = 0.21$, $p = 0.203$; fast gait: $r = 0.18$, $p = 0.264$) were not associated to ADF-ROM. The significant associations between ADF-ROM and kinematic data during normal and fast gait are presented in Tables 1 and 2, and Figures 2 and 3, respectively. Figures 4 to 7 presents the Scatter Plots of the relationships between lower limb and pelvis kinematics angles and the ADF-ROM angle of the significant variables during normal and fast gait. The kinematic variables not included in the tables were not associated with ADF-ROM ($p > 0.05$).

Insert_Table_1_near_here

Insert_Figure_2_near_here

Insert_Figure_4_near_here

Insert_Figure_5_near_here

Insert_Table_2_near_here

Insert_Figure_3_near_here

Insert_Figure_6_near_here

Insert_Figure_7_near_here

4 DISCUSSION

This study investigated the relationship of ADF-ROM with lower limb and pelvis movements and gait temporal parameters during normal and fast walking speeds. In summary, the results demonstrated that reduced ADF-ROM were associated to reduced forefoot and midfoot ROM in the sagittal and frontal plane, reduced rearfoot adduction peak, reduced knee and hip ROM also in the sagittal plane and reduced pelvis ROM in the frontal and transverse planes during the stance phase of gait. In addition, reduced ADF-ROM was associated to shorter step length. These results partially support our main hypothesis.

Smaller ADF-ROM was moderately associated with reduced step length during normal and fast gait speeds. During the midstance phase, the tibia rolls anteriorly to allow the movement of the body forward while the contralateral lower limb steps forward [2,11]. Therefore, reduced ADF-ROM may limit tibia anterior roll during this phase and consequently reduce step length, compromising the movement of the body forward. This rationale is supported by the strong association between reduced ADF-ROM and reduced pelvis ROM in the transverse plane at both walking speeds. Pelvic motion in the transverse plane plays an important role in step length regulation. More specifically, pelvis rotation in the transverse plane increase the swing of the contralateral limb forward and consequently increase step length [22]. A previous study demonstrated that reduced pelvis ROM in the transverse plane during gait increases the torsional stress on the lower extremity [23], what is related to lower limb injuries [24]. These results reinforce the existence of biomechanical interactions between the foot and the pelvis [5,6]. Furthermore, smaller ADF-ROM was moderately associated to smaller hip flexion and greater knee extension peak angles at initial contact during normal gait speed. These results might be explained by the association between reduced ADF-ROM

and shorter step length, since a shorter step length demands smaller hip flexion and knee flexion (i.e. greater knee extension) at initial contact [25]. In resume, the relationship between the reduced ADF-ROM and shorter step, can help to explained the association of reduced ADF-ROM with reduced pelvis (transverse and frontal planes), hip and knee (flexion) movements.

Reduced ADF-ROM was moderately associated to smaller rearfoot adduction (i.e. tibia external rotation) peaks during late stance. After tibial anterior progression in mid and terminal stance phases, an effective push-off requires a rigid foot in a supinated position with the tibia and femur in external rotation [5]. Rearfoot adduction relative to the shank is one of the components of foot supination, which is coupled with tibia and femur external rotation and collectively allows the lower limb to act as stable lever arm for push-off during late stance [26]. Therefore, the association between reduced ADF-ROM and reduced rearfoot adduction during late stance suggests that restricted ADF-ROM compromises foot lever arm function during terminal stance [5,27]. Future studies could investigate the relationship between ADF-ROM ankle moments and power during gait.

Reduced ADF-ROM was moderately associated with smaller forefoot-midfoot and midfoot-rearfoot sagittal and frontal planes ROM during the stance phase of gait. Reduced ADF-ROM limits the anterior roll of the tibia during midstance and, consequently, compromise the anterior displacement of the body center of mass during this phase [9]. Therefore, body load is not properly transferred from the rearfoot to the midfoot and forefoot segments during the stance phase and, consequently, do not stretch the soft tissues (e.g. plantar aponeurosis, joints capsule and ligaments) of these

segments [28], which might help to explain the relationship between reduced ADF-ROM and smaller midfoot and forefoot ROM.

Reduced ADF-ROM was moderately associated with increased forefoot-rearfoot plantarflexion peak during the toe-off phase at the fast walking speed. During early and midstance phases, ankle dorsiflexion stretches ankle plantar flexors muscles and posterior connective tissues and, consequently, store elastic energy, which is subsequently released during the push-off phase to plantarflex the ankle accelerating the lower limb forward during early swing phase [29]. In this context, reduced ADF-ROM may limit storage of elastic energy at the posterior tissues and consequently compromise push-off [29]. Thus, increased forefoot-rearfoot plantarflexion during the toe-off might be a strategy implemented to compensate for the reduced push-off during fast walking speed.

There are different methods available to measure ADF-ROM [16,17,30]. We chose a method performed with the knee extended to reproduce the flexibility demand imposed by the midstance phase on the posterior calf tissues (e.g. gastrocnemius and Achilles fascia), when the tibia rolls anteriorly with the knee extended [2]. In addition, a previous study demonstrated that this method of ADF-ROM measure is more closely related with gait parameters than other methods [30]. A possible limitation of this study is the lack of individuals with health conditions that often lead to ADF-ROM restriction, such as ankle lateral ligament sprain [31] and anterior cruciate ligament injury [32], which might have limited demonstrating the relationship of ADF-ROM and other gait variables. Therefore, future studies with different samples could improve understanding about the relationship between limited ADF-ROM and different gait variables.

5 CONCLUSIONS

The findings of this study demonstrated that reduced ADF-ROM affects the biomechanics of lower limb and pelvis during normal and fast gait speeds, which have been previously related to lower limb injuries. Reduced ADF-ROM was associated to reduce the step length and pelvis movements in transverse and frontal plane. In addition, reduced ADF-ROM was related to reduced movements of the knee and hip flexion, forefoot and midfoot sagittal and frontal planes, and rearfoot adduction. Therefore, ADF-ROM should be assessed when examining individuals presenting the related movement patterns during gait.

Conflict of interest statement

None of the authors had any conflict of interest during this study.

Acknowledgements

This study was financed in part by the Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES - Finance Code 001). We are also thankful to the State of Minas Gerais Funding Agency FAPEMIG and to the Brazilian Funding Agency CNPQ.

6 REFERENCES

- [1] A.M. Moseley, J. Crosbie, R. Adams, High- and low-ankle flexibility and motor task performance, *Gait Posture*. 18 (2003) 73–80. doi:10.1016/S0966-6362(02)00196-0.
- [2] M.A. Johanson, M. Wooden, P.A. Catlin, L. Hemard, K. Lott, R. Romalino, T. Stillman, Effects of gastrocnemius stretching on ankle dorsiflexion and time-to heel-off during the stance phase of gait, *Phys. Ther. Sport*. 7 (2006) 93–100. doi:10.1016/j.ptsp.2006.02.002.
- [3] M.W. Cornwall, T.G. McPoil, Effect of ankle dorsiflexion range of motion on rearfoot motion during walking, *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.* 89 (1999) 272–277. doi:10.7547/87507315-89-6-272.
- [4] R.B.O. Gomes, T.R. Souza, B.D.C. Paes, F.A. Magalhães, B.A. Gontijo, S.T. Fonseca, J.M. Ocarino, R.A. Resende, Foot pronation during walking is associated to the mechanical resistance of the midfoot joint complex, *Gait Posture*. 70 (2019) 20–23. doi:10.1016/j.gaitpost.2019.01.027.
- [5] K. Duval, T. Lam, D. Sanderson, The mechanical relationship between the rearfoot, pelvis and low-back, *Gait Posture*. 32 (2010) 637–640. doi:10.1016/j.gaitpost.2010.09.007.
- [6] R.A. Resende, K.J. Deluzio, R.N. Kirkwood, E.A. Hassan, Increased unilateral foot pronation affects lower limbs and pelvic biomechanics during walking, *Gait Posture*. 41 (2015) 395–401. doi:10.1016/j.gaitpost.2014.10.025.
- [7] S. Ota, M. Ueda, K. Aimoto, Y. Suzuki, S.M. Sigward, Acute influence of restricted ankle dorsiflexion angle on knee joint mechanics during gait, *Knee*. 21 (2014) 669–675. doi:10.1016/j.knee.2014.01.006.
- [8] M.A. Johanson, A. Cooksey, C. Hillier, H. Kobbeman, Heel Lifts and the Stance Phase of Gait in Subjects with Limited Ankle Dorsiflexion, *J. Athl. Train.* 41 (2006) 159–165.
- [9] P.G. Adamczyk, A.D. Kuo, Redirection of center-of-mass velocity during the step-to-step transition of human walking, *J. Exp. Biol.* 212 (2009) 2668–2678. doi:10.1242/jeb.027581.
- [10] P. Caravaggi, A. Leardini, R. Crompton, Kinematic correlates of walking cadence in the foot, *J. Biomech.* 43 (2010) 2425–2433. doi:10.1016/j.jbiomech.2010.04.015.
- [11] J. Yoon, Ji-yeon; Hwang, Young-in; An, Duk-hyun; Oh, Changes in Kinetic, Kinematic, and Temporal Parameters of Walking in People With Limited Ankle Dorsiflexion: Pre-Post Application of Modified Mobilization With Movement Using Talus Glide Taping, *J. Manipulative Physiol. Ther.* 37 (2014) 320–325. doi:10.1016/j.jmpt.2014.01.007.
- [12] D.M. Fix, James A; Daughton, Human activity profile – professional manual., in: *Psychol. Assess. Resour.*, 1988: p. 16.
- [13] L. De Michelis Mendonca, N.F.N. Bittencourt, G.M. Amaral, L.S. Diniz, T.R. Souza, S.T. da Fonseca, A quick and reliable procedure for assessing foot alignment in athletes., *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.* 103 (2013) 405–410.

doi:10.7547/1030405.

- [14] S. Svenningsen, T. Terjesen, M. Auflem, V. Berg, Hip motion related to age and sex., *Acta Orthop. Scand.* 60 (1989) 97–100. doi:10.3109/17453678909150103.
- [15] A. Faul, Franz; Erdfelder, Edgar; Lang, Albert-Georg; Buchner, G*Power3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences, *Behav. Res. Methods.* 39 (2007) 175–191. doi:10.1088/1755-1315/148/1/012022.
- [16] C.C. Norkin, *Measurement of Joint Motion: A Guide to Goniometry*, Fifth Edition, 2016. doi:10.2310/6640.2004.00031.
- [17] T. Martín Lorenzo, E. Rocon, I. Martínez Caballero, A. Ramírez Barragán, S. Lerma Lara, Prolonged stretching of the ankle plantarflexors elicits muscle-tendon adaptations relevant to ankle gait kinetics in children with spastic cerebral palsy, *Med. Hypotheses.* 109 (2017) 65–69. doi:10.1016/j.mehy.2017.09.025.
- [18] A. Wu, Ge; Singler, Sorin; Allard, Paul; Chris Kirtley; Leardini, ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine, *J. Biomech.* 35 (2002) 543–548.
- [19] N. Portinaro, A. Leardini, A. Panou, V. Monzani, P. Caravaggi, Modifying the Rizzoli foot model to improve the diagnosis of pes-planus: Application to kinematics of feet in teenagers, *J. Foot Ankle Res.* 7 (2014) 1–7. doi:10.1186/s13047-014-0057-2.
- [20] J.A. Zeni, J.G. Richards, J.S. Higginson, Two simple methods for determining gait events during treadmill and overground walking using kinematic data, *Gait Posture.* 27 (2008) 710–714. doi:10.1016/j.gaitpost.2007.07.007.
- [21] J.Cohen, *Statistical power analysis for the behavioral sciences*, 2nd editio, Lawrence Erlbaum Associates, New York, 1988. doi:10.1016/0198-9715(90)90050-4.
- [22] H. Saunders, JB; Inman, VT; Eberhart, The major determinants in normal and pathological gait, *J Bone Jt. Surg Am.* 35 (1953) 543–558. doi:10.1007/978-1-4471-5451-8.
- [23] T. Ohkawa, T. Atomi, K. Hasegawa, Y. Atomi, The free moment is associated with torsion between the pelvis and the foot during gait, *Gait Posture.* 58 (2017) 415–420. doi:10.1016/j.gaitpost.2017.09.002.
- [24] C. Milner, I. Davis, J.H.-J. of *Biomechanics*, U. 2006, Free moment as a predictor of tibial stress fracture in distance runners, *J. Biomech.* 39 (2006) 2819–2825. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929005004367>.
- [25] Y.P. Lim, Y.C. Lin, M.G. Pandy, Effects of step length and step frequency on lower-limb muscle function in human gait, *J. Biomech.* 57 (2017) 1–7. doi:10.1016/j.jbiomech.2017.03.004.
- [26] T.R. Souza, R.Z. Pinto, R.G. Trede, R.N. Kirkwood, S.T. Fonseca, Temporal couplings between rearfoot-shank complex and hip joint during walking, *Clin. Biomech.* 25 (2010) 745–748. doi:10.1016/j.clinbiomech.2010.04.012.

- [27] V.H. Chuter, X.A.K. Janse, D. Jonge, Proximal and distal contributions to lower extremity injury : A review of the literature, *Gait Posture*. 36 (2012) 7–15. doi:10.1016/j.gaitpost.2012.02.001.
- [28] S.K. Sarrafian, Functional characteristics of the foot and plantar aponeurosis under tibiotalar loading., *Foot Ankle*. 8 (1987) 4–18. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3623360>.
- [29] M.J. Mueller, S.D. Minor, J. a Schaaf, M.J. Strube, S. a Sahrman, Relationship of plantar-flexor peak torque and dorsiflexion range of motion to kinetic variables during walking., *Phys. Ther.* 75 (1995) 684–693. doi:10.1093/ptj/75.8.684.
- [30] E. Norris, E. Hubbuch, A. Ford, W. Allen, The relationship of weight-bearing and non-weight bearing ankle dorsiflexion to balance and gait performance in young and older adults, *Phys. Ther. Rehabil.* 3 (2016) 6. doi:10.7243/2055-2386-3-6.
- [31] J. Crosbie, T. Green, K. Refshauge, Effects of reduced ankle dorsiflexion following lateral ligament sprain on temporal and spatial gait parameters, *Gait Posture*. 9 (1999) 167–172. doi:10.1016/S0966-6362(99)00010-7.
- [32] R. Wahlstedt, Charlotta; Eva, Anterior cruciate ligament injury and ankle dorsiflexion, *Knee Surgery, Sport. Traumatol. Arthrosc.* 23 (2015) 3202–3207. doi:10.1007/s00167-014-3123-1.

Table 1: Mean (Standard deviation), confidence interval 95%, and significant Pearson correlation between clinical ankle dorsiflexion range of motion and kinematic variables during normal gait.

<u>Normal Gait</u>					
Variables	Mean (SD)	CI 95%	r	p-value	Results interpretation
Forefoot-rearfoot dorsiflexion peak (°)	14.2 (3.7)	12.97 to 15.37	0.46	0.003	Smaller clinical ADF-ROM was associated to smaller forefoot-rearfoot dorsiflexion peak during the stance phase of gait
Midfoot-rearfoot dorsiflexion peak (°)	11.1 (3.53)	9.91 to 12.2	0.39	0.014	Smaller clinical ADF-ROM was associated to smaller midfoot-rearfoot dorsiflexion peak during the stance phase of gait
Rearfoot-shank adduction peak (°)	-1.00 (2.09)	-1.67 to -0.32	-0.31	0.05	Smaller clinical ADF-ROM was associated to smaller rearfoot-shank adduction peak during the stance phase of gait
Knee extension peak (°)	4.7 (5.04)	3.05 to 6.31	0.33	0.038	Smaller clinical ADF-ROM was associated to smaller knee flexion peak during the stance phase of gait
Hip flexion peak (°)	23.1 (4.68)	21.63 to 24.66	0.34	0.037	Smaller clinical ADF-ROM was associated to smaller hip flexion peak during the stance phase of gait
Pelvis ipsilateral rotation peak (°)	-6.9 (3.9)	-8.14 to -5.61	-0.51	0.001	Smaller clinical ADF-ROM was associated to smaller pelvis ipsilateral rotation peak during the stance phase of gait
Forefoot-midfoot frontal plane ROM (°)	5.1 (1.50)	4.60 to 5.57	0.34	0.036	Smaller clinical ADF-ROM was associated to smaller forefoot-midfoot frontal plane ROM during the stance phase of gait
Midfoot-rearfoot sagittal plane ROM (°)	14.8 (3.2)	13.78 to 15.86	0.31	0.05	Smaller clinical ADF-ROM was associated to smaller midfoot-rearfoot sagittal plane ROM during the stance phase of gait
Midfoot-rearfoot frontal plane ROM (°)	7.4 (2.04)	6.78 to 8.10	0.42	0.039	Smaller clinical ADF-ROM was associated to smaller midfoot-rearfoot frontal plane ROM during the stance phase of gait
Pelvis frontal plane ROM (°)	10.4 (2.86)	9.52 to 11.37	0.34	0.034	Smaller clinical ADF-ROM was associated to smaller pelvis frontal plane ROM during the stance phase of gait
Pelvis transverse plane ROM (°)	13.1 (4.63)	11.63 to 14.64	0.63	< 0.001	Smaller clinical ADF-ROM was associated to smaller pelvis transverse plane ROM during the stance phase of gait. ipsilateral
Standard deviation (SD); Confidence interval (CI); Range of motion (ROM); ADF-ROM (clinical ankle dorsiflexion range of motion).					

Table 2: Mean (Standard deviation), confidence interval 95%, and significant Pearson correlation between clinical ankle dorsiflexion range of motion and kinematic variables during fast gait

Fast Gait					
Variables	Mean (SD)	CI 95%	r	p-value	Results interpretation
Forefoot-rearfoot plantarflexion peak (°)	-2.7 (3.63)	-3.84 to -1.48	0.32	0.044	Smaller clinical ADF-ROM was associated to greater forefoot-rearfoot plantarflexion peak during the stance phase of gait
Forefoot-rearfoot dorsiflexion peak (°)	14.3 (3.72)	13.11 to 15.52	0.49	0.002	Smaller clinical ADF-ROM was associated to smaller forefoot-rearfoot dorsiflexion peak during the stance phase of gait
Midfoot-rearfoot dorsiflexion peak (°)	10.8 (3.49)	9.71 to 11.97	0.37	0.022	Smaller clinical ADF-ROM was associated to smaller midfoot-rearfoot dorsiflexion peak during the stance phase of gait
Rearfoot-Shank adduction peak (°)	-1.03 (2.12)	-1.71 to -0.34	-0.33	0.039	Smaller clinical ADF-ROM was associated to smaller rearfoot-shank adduction peak during the stance phase of gait
Pelvis ipsilateral rotation peak (°)	-8.2 (4.21)	-9.61 to -6.88	-0.46	0.003	Smaller clinical ADF-ROM was associated to smaller pelvis ipsilateral rotation peak during the stance phase of gait
Pelvis contralateral rotation peak (°)	7.7 (3.59)	6.51 to 8.84	0.33	0.041	Smaller clinical ADF-ROM was associated to smaller pelvis contralateral rotation peak during the stance phase of gait
Forefoot-midfoot frontal plane ROM (°)	5.3 (1.40)	4.80 to 5.70	0.44	0.005	Smaller clinical ADF-ROM was associated to smaller forefoot-midfoot frontal plane ROM during the stance phase of gait
Midfoot-rearfoot frontal plane ROM (°)	7.1 (2.24)	6.40 to 7.85	0.43	0.006	Smaller clinical ADF-ROM was associated to smaller midfoot-rearfoot frontal plane ROM during the stance phase of gait
Pelvis frontal plane ROM (°)	11.3 (2.89)	10.41 to 12.3	0.33	0.037	Smaller clinical ADF-ROM was associated to smaller pelvis frontal plane ROM during the stance phase of gait
Pelvis transverse plane ROM (°)	15.9 (5.23)	14.22 to 17.61	0.60	< 0.001	Smaller clinical ADF-ROM was associated to smaller pelvis transverse plane ROM during the stance phase of gait

Standard deviation (SD); Confidence interval (CI); Range of motion (ROM); ADF-ROM (clinical ankle dorsiflexion range of motion).

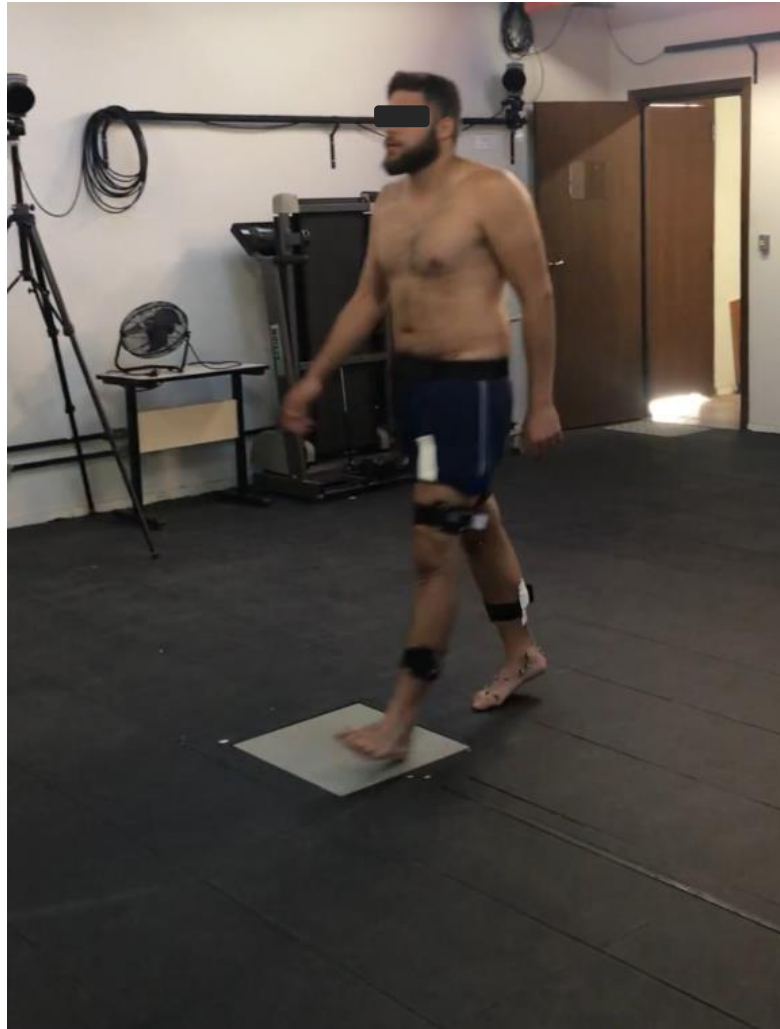


Figure 1: Gait data collection.

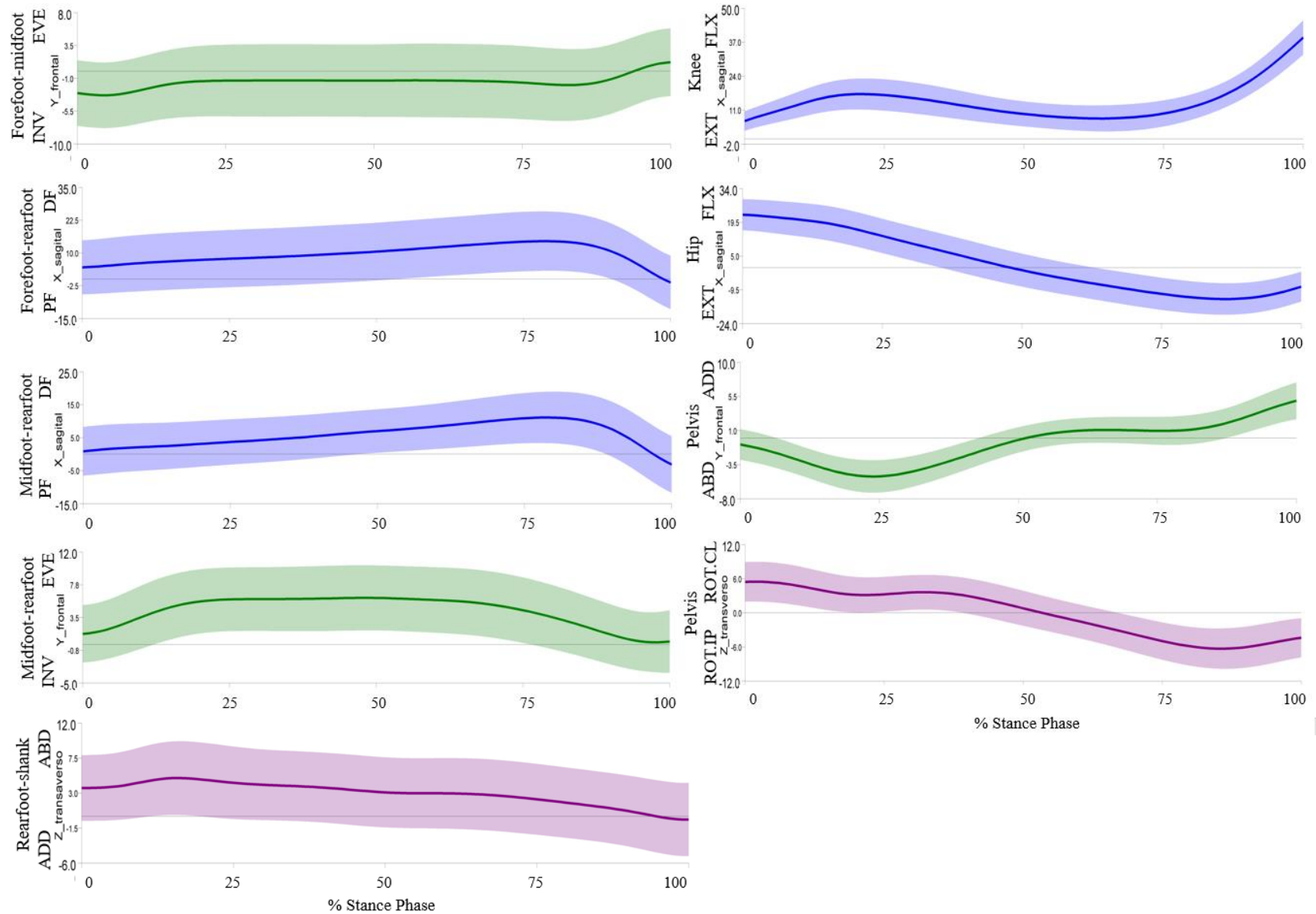


Figure 2: Joint angles (°) curves (y-axis) and the percentage of stance phase of gait (x-axis) of significant variables during normal gait. DF – dorsiflexion; PF – plantarflexion; EVE – eversion; INV – inversion; ADD – adduction; ABD – abduction; FLX – flexion; EXT – extension; ROT.IP – rotation ipsilateral; ROT.CL – rotation contra-lateral.

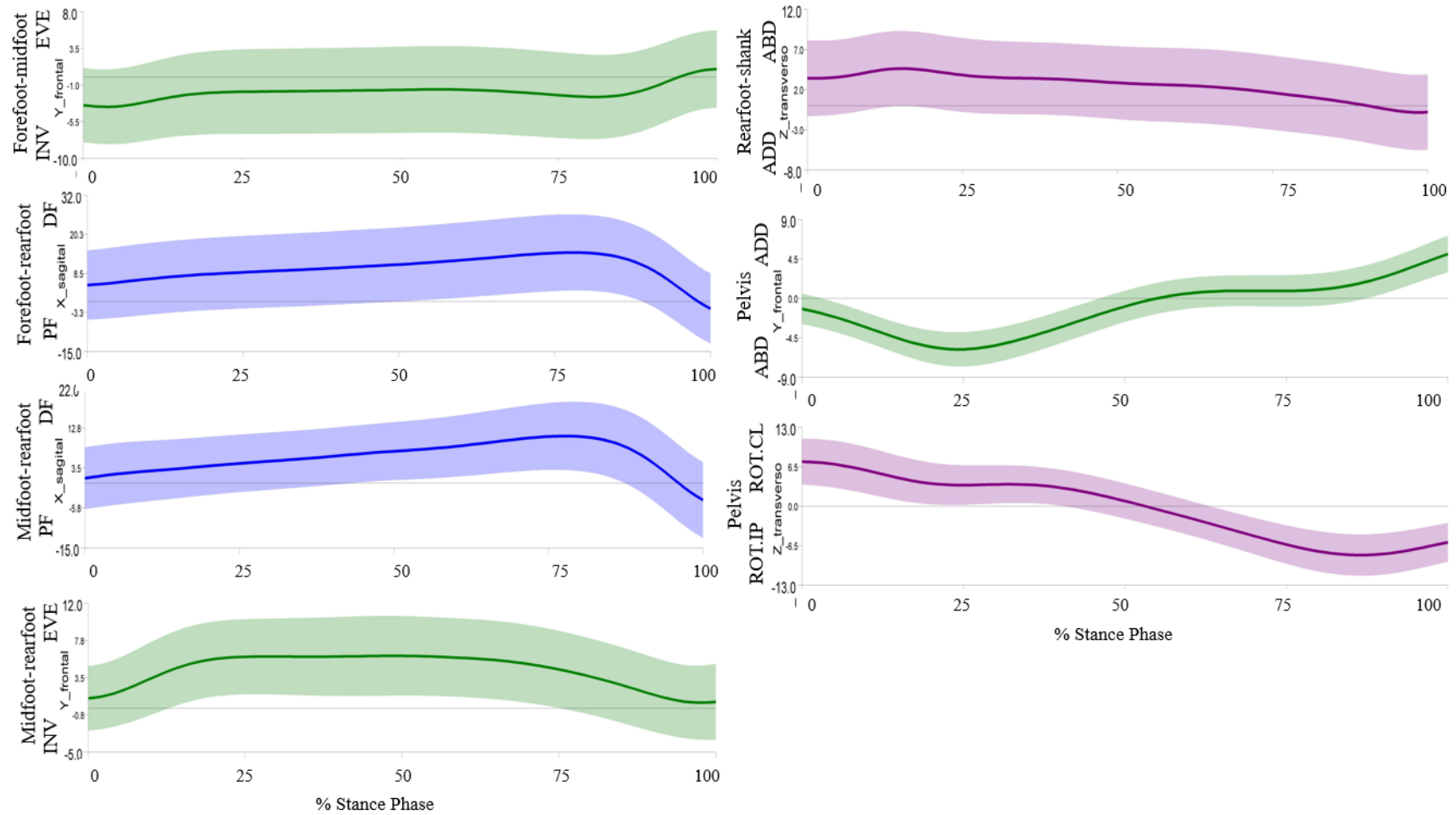


Figure 3: Joint angles (°) curves (y-axis) and the percentage of stance phase of gait (x-axis) of significant variables during fast gait. DF – dorsiflexion; PF – plantarflexion; EVE – eversion; INV – inversion; ADD – adduction; ABD – abduction; ROT.IP – rotation ipsilateral; ROT.CL – rotation contralateral.

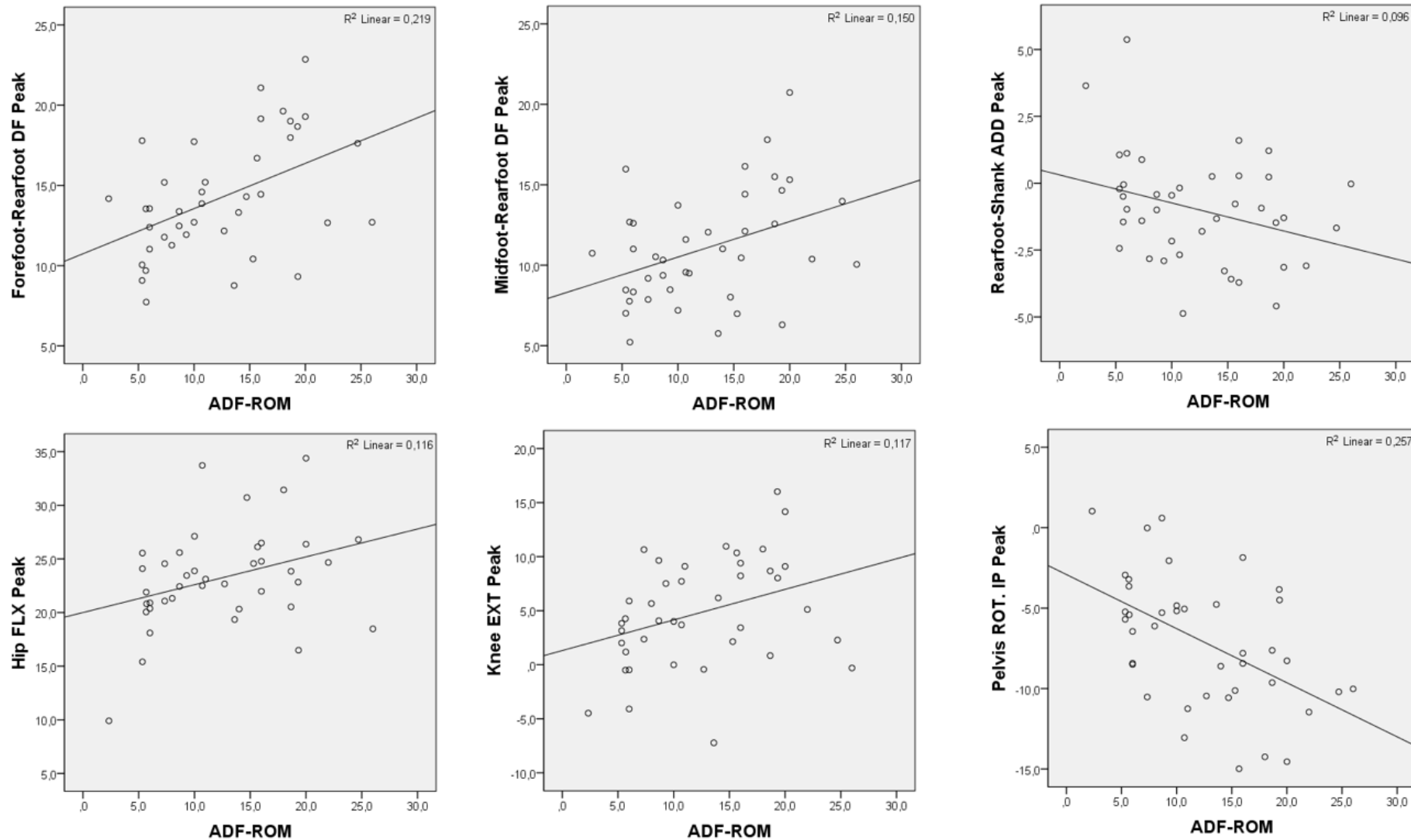


Figure 4: Scatter Plots of lower limb and pelvis kinematics peaks angles ($^{\circ}$) (y-axis) versus the Ankle Dorsiflexion Range of Motion (ADF-ROM) angle ($^{\circ}$) (x-axis) of significant variables during normal gait. DF – dorsiflexion; FLX – flexion EXT – extension ADD – adduction; ROT.IP – rotation ipsilateral.

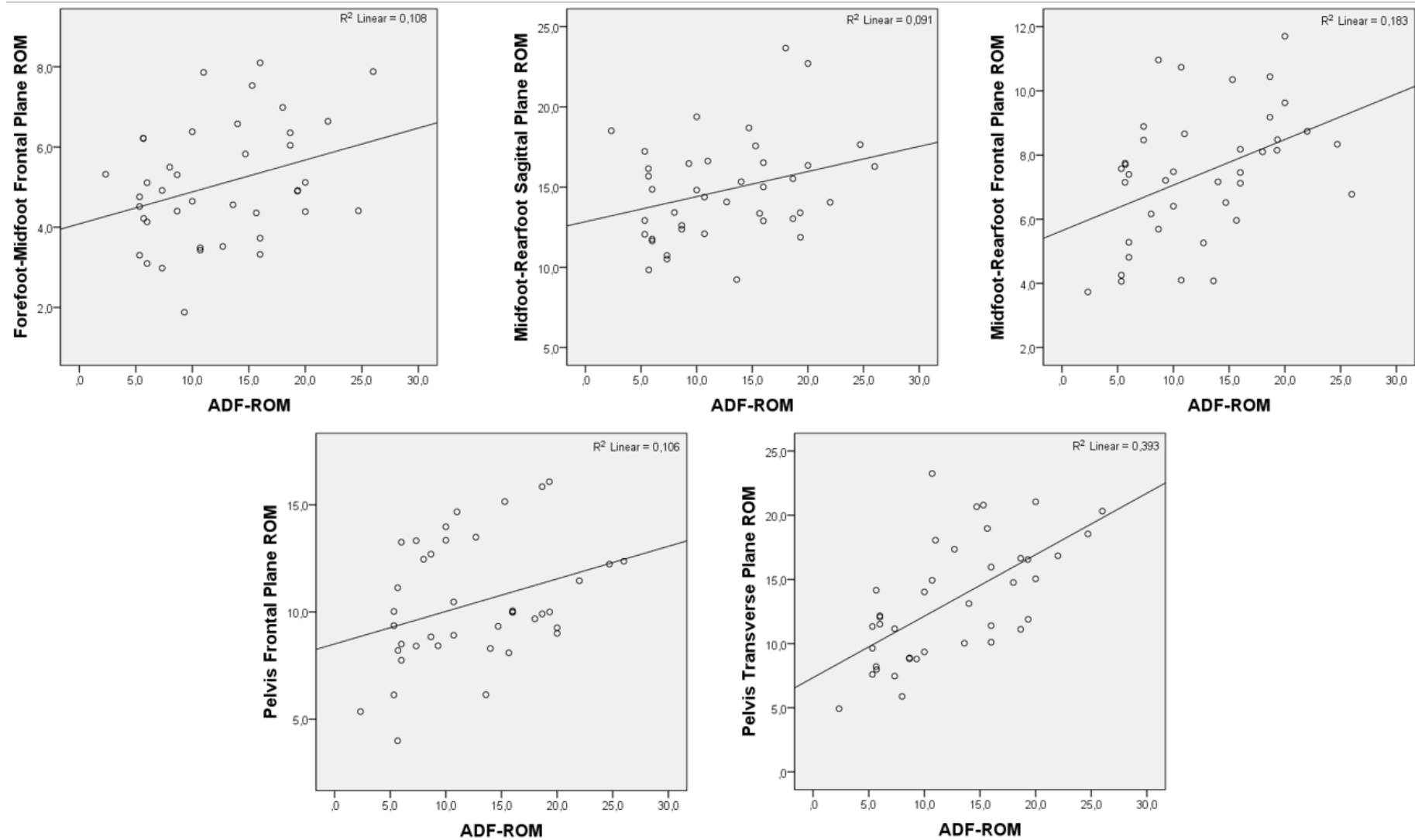


Figure 5: Scatter Plots of lower limb and pelvis kinematics amplitudes angles ($^{\circ}$) (y-axis) versus the Ankle Dorsiflexion Range of Motion (ADF-ROM) angle ($^{\circ}$) (x-axis) of significant variables during normal gait. ROM – range of motion.

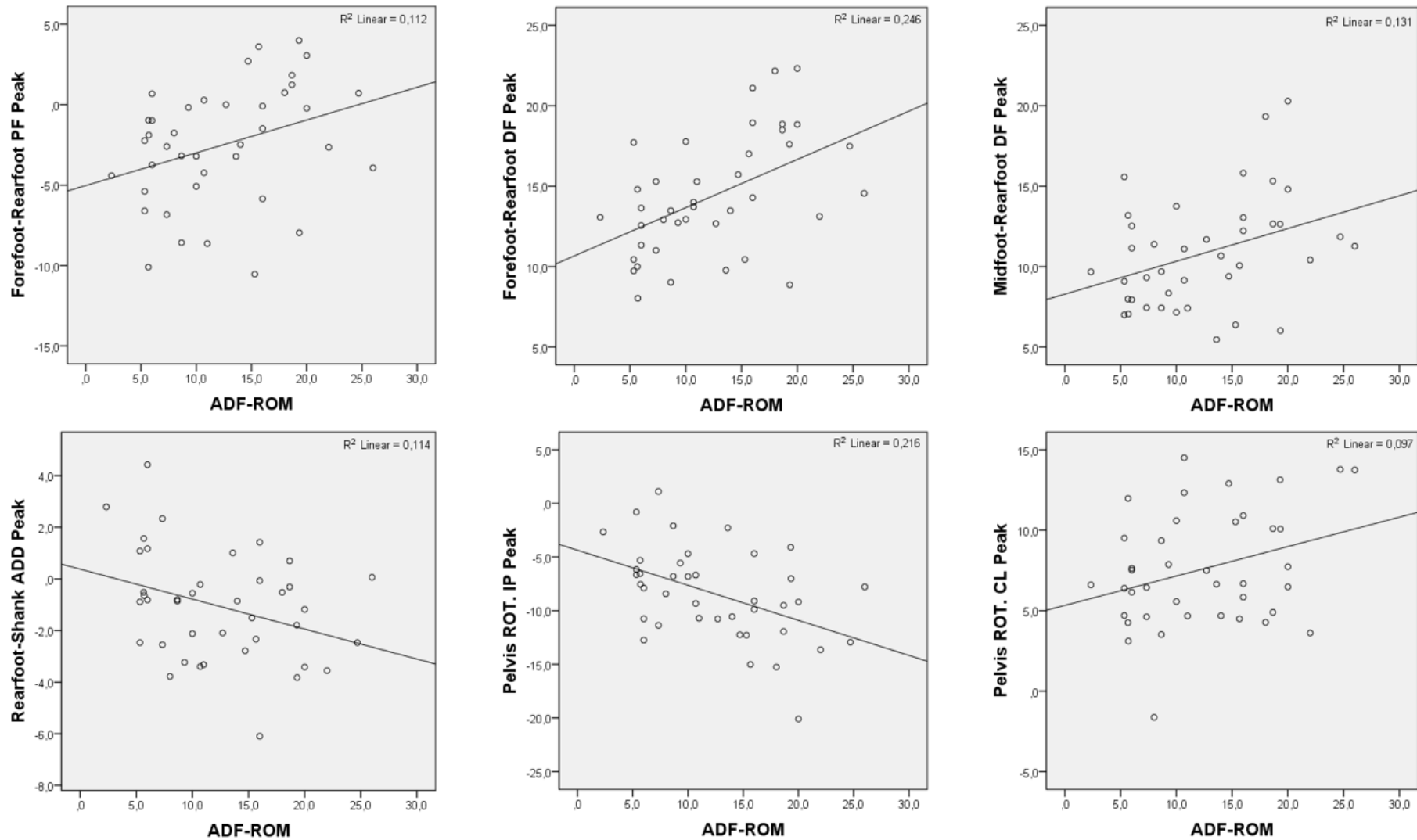


Figure 6: Scatter Plots of lower limb and pelvis kinematics peaks angles ($^{\circ}$) (y-axis) versus the Ankle Dorsiflexion Range of Motion (ADF-ROM) angle ($^{\circ}$) (x-axis) of significant variables during fast gait. PF – plantarflexion; DF – dorsiflexion; ADD – adduction; ROT.IP – rotation ipsilateral; ROT.CL – rotation contralateral.

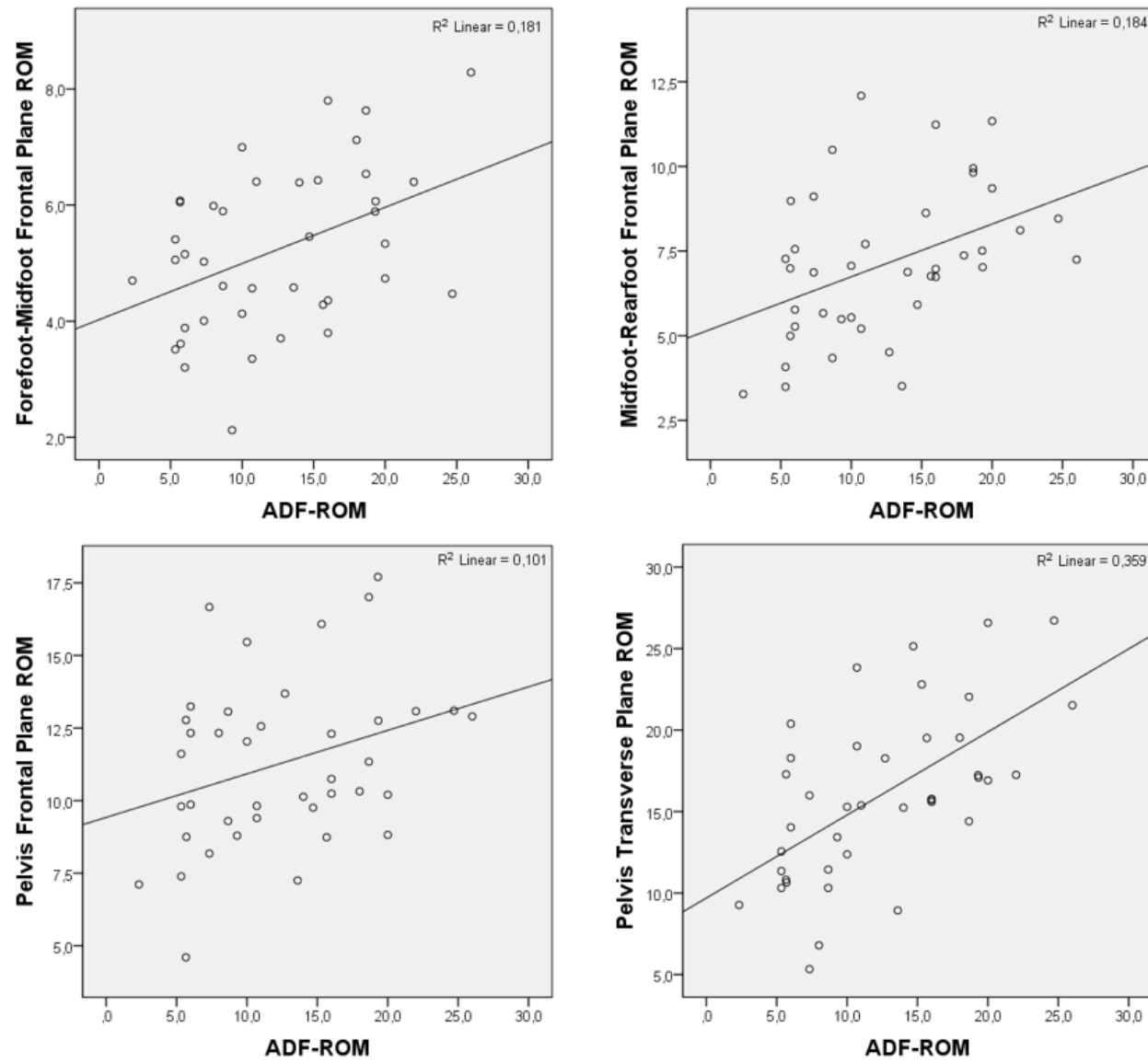


Figure 7: Scatter Plots of lower limb and pelvis kinematics amplitudes angles ($^{\circ}$) (y-axis) versus the Ankle Dorsiflexion Range of Motion (ADF-ROM) angle ($^{\circ}$) (x-axis) of significant variables during fast gait. ROM – range of motion.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

O presente estudo investigou a relação da ADM-DF com os movimentos do membro inferior e pelve, e com os parâmetros espaço temporais da marcha em velocidades normal e rápida. Em resumo, os resultados demonstraram que a redução de ADM-DF está relacionada a diminuição da ADM do antepé e mediopé nos planos sagital e frontal, redução do pico de adução do retropé, redução da ADM de joelho e quadril também no plano sagital, e redução do movimento da pelve nos planos frontal e transversal durante a fase de apoio da marcha. Nossos resultados também mostraram que menor ADM-DF está associado a menor comprimento de passo. Esses resultados suportam parcialmente a nossa hipótese principal.

Os principais achados deste estudo demonstraram que menores valores de ADM-DF foram fortemente associados a um menor movimento da pelve no plano transversal e moderadamente associado a diminuição do comprimento de passo. A redução do rolamento anterior da tíbia, pela menor ADM-DF, impacta o avanço do corpo a frente e, conseqüentemente, diminui o comprimento do passo. O menor comprimento de passo pode ajudar a explicar a relação da ADM-DF com menor movimentação pélvica nos planos transversal e frontal. Os movimentos da pelve, principalmente no plano transversal, são importantes na regulação do comprimento de passo. Especificamente, a rotação pélvica no plano transversal aumenta o balanço do membro contralateral a frente aumentando a amplitude dos passos. Além disso, a redução da rotação pélvica na fase de apoio demonstrou aumentar o estresse torcional no membro inferior, o que está associado a lesões dos membros inferiores. Esses resultados reforçam a existência de interações biomecânicas entre o pé e a pelve.

Além do mais, menores valores de ADM-DF foram relacionados a redução do movimento de outros segmentos distal (antepé, mediopé e retropé) e proximalmente (joelho e quadril), indicando mudanças no padrão de movimentos em indivíduos com menores valores de ADM-DF. Por exemplo, a moderada relação entre ADM-DF e menor adução do retropé em relação a tíbia durante o apoio terminal pode afetar a impulsão na marcha. A adução do retropé é um dos componentes da supinação do pé, que é acoplado com a rotação externa da tíbia e fêmur, permitindo um braço de alavanca mais estável durante a fase de impulsão. Entretanto, nossos resultados sugerem que indivíduos com menor ADM-DF podem ter a função do braço de alavanca comprometido durante o apoio terminal.

O presente estudo demonstrou que a redução da ADM-DF foi associada a menor comprimento de passo e menor movimento da pelve, principalmente no plano transversal. O que reforça a existência de interações biomecânicas entre o pé e a pelve. Em resumo, a redução da ADM-DF foi relacionada a diminuição dos movimentos do membro inferior e pelve durante a marcha em velocidade normal e rápida. Portanto, sua avaliação da ADM-DF deve ser considerada em indivíduos que apresentem o padrão de movimentos relatados durante a marcha.

REFERÊNCIAS

- ADAMCZYK, P. G.; KUO, A. D. Redirection of center-of-mass velocity during the step-to-step transition of human walking. **Journal of Experimental Biology**, v. 212, n. 16, p. 2668–2678, 2009.
- BRENNAN, SF; CRESSWELL, AG; FARRIS, DJ; LICHTWARK, G. The effect of cadence on the muscle-tendon mechanics of the gastrocnemius muscle during walking. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 27, n. 3, p. 289–298, 2013.
- CARAVAGGI, P.; LEARDINI, A.; CROMPTON, R. Kinematic correlates of walking cadence in the foot. **Journal of Biomechanics**, v. 43, n. 12, p. 2425–2433, 2010.
- CHUTER, V. H.; JANSE, X. A. K.; JONGE, D. Proximal and distal contributions to lower extremity injury : A review of the literature. **Gait & Posture**, v. 36, n. 1, p. 7–15, 2012.
- CORNWALL, M. W.; MCPOIL, T. G. Effect of ankle dorsiflexion range of motion on rearfoot motion during walking. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, v. 89, n. 6, p. 272–277, 1999.
- CROSBIE, J.; GREEN, T.; REFSHAUGE, K. Effects of reduced ankle dorsiflexion following lateral ligament sprain on temporal and spatial gait parameters. **Gait and Posture**, v. 9, n. 3, p. 167–172, 1999.
- DE MICHELIS MENDONCA, L. *et al.* A quick and reliable procedure for assessing foot alignment in athletes. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, v. 103, n. 5, p. 405–410, 2013.
- DILL, K. E. *et al.* Altered Knee and Ankle Kinematics During Squatting in Those With Limited Weight-Bearing–Lunge Ankle- Dorsiflexion Range of Motion. **Journal of Athletic Training**, v. 49, n. 6, p. 723–732, 2014.
- DUVAL, K.; LAM, T.; SANDERSON, D. The mechanical relationship between the rearfoot, pelvis and low-back. **Gait & Posture**, v. 32, n. 4, p. 637–640, 2010.
- FAUL, FRANZ; ERDFELDER, EDGAR; LANG, ALBERT-GEORG; BUCHNER, A. G*Power3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. **Behavior Research Methods**, v. 39, n. 2, p. 175–191, 2007.
- FIX, JAMES A; DAUGHTON, D. M. Human activity profile – professional manual. *In: Psychological Assessment Resources*. [s.l: s.n.]. p. 16.
- GOMES, R. B. O. *et al.* Foot pronation during walking is associated to the mechanical resistance of the midfoot joint complex. **Gait & Posture**, v. 70, n. August 2018, p. 20–23, 2019.
- J.COHEN. **Statistical power analysis for the behavioral sciences**. 2nd editio ed. New York: Lawrence Erlbaum Associates, 1988.
- JOHANSON, M. A. *et al.* Effects of gastrocnemius stretching on ankle dorsiflexion and time-to heel-off during the stance phase of gait. **Physical Therapy in Sport**, v. 7, p. 93–100, 2006a.

- JOHANSON, M. A. *et al.* Heel Lifts and the Stance Phase of Gait in Subjects with Limited Ankle Dorsiflexion. **Journal of Athletic Training**, v. 41, n. 2, p. 159–165, 2006b.
- LEARDINI, A. *et al.* Rear-foot , mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. v. 25, p. 453–462, 2007.
- LIANG, B. W. *et al.* Pelvic step: The contribution of horizontal pelvis rotation to step length in young healthy adults walking on a treadmill. **Gait and Posture**, v. 39, n. 1, p. 105–110, 2014.
- LIM, Y. P.; LIN, Y. C.; PANDY, M. G. Effects of step length and step frequency on lower-limb muscle function in human gait. **Journal of Biomechanics**, v. 57, p. 1–7, 2017.
- MACRUM, E. *et al.* Effect of limiting ankle-dorsiflexion range of motion on lower extremity kinematics and muscle-activation patterns during a squat. **Journal of sport rehabilitation**, v. 21, n. 2, p. 144–50, 2012.
- MALLIARAS, P.; COOK, J. L.; KENT, P. Reduced ankle dorsiflexion range may increase the risk of patellar tendon injury among volleyball players. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 9, n. 4, p. 304–309, 2006.
- MARTÍN LORENZO, T. *et al.* Prolonged stretching of the ankle plantarflexors elicits muscle-tendon adaptations relevant to ankle gait kinetics in children with spastic cerebral palsy. **Medical Hypotheses**, v. 109, n. August, p. 65–69, 2017.
- MASON-MACKAY, A. R.; WHATMAN, C.; REID, D. The effect of reduced ankle dorsiflexion on lower extremity mechanics during landing: A systematic review. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 20, n. 5, p. 451–458, 2017.
- MILNER, C. *et al.* Free moment as a predictor of tibial stress fracture in distance runners. **Journal of Biomechanics**, v. 39, p. 2819–2825, 2006.
- MOSELEY, A. M.; CROSBIE, J.; ADAMS, R. High- and low-ankle flexibility and motor task performance. **Gait and Posture**, v. 18, n. 2, p. 73–80, 2003.
- MUELLER, M. J. *et al.* Relationship of plantar-flexor peak torque and dorsiflexion range of motion to kinetic variables during walking. **Physical therapy**, v. 75, n. 8, p. 684–693, 1995.
- NORKIN, C. C. **Measurement of Joint Motion: a guide to goniometry**. Fifth Edition. [s.l: s.n.]. v. 56.
- NORRIS, E. *et al.* The relationship of weight-bearing and non-weight bearing ankle dorsiflexion to balance and gait performance in young and older adults. **Physical Therapy and Rehabilitation**, v. 3, n. 1, p. 6, 2016.
- OHKAWA, T. *et al.* The free moment is associated with torsion between the pelvis and the foot during gait. **Gait and Posture**, v. 58, n. August, p. 415–420, 2017.
- OTA, S. *et al.* Acute influence of restricted ankle dorsiflexion angle on knee joint mechanics during gait. **The Knee**, v. 21, n. 3, p. 669–675, 2014.
- PORTINARO, N. *et al.* Modifying the Rizzoli foot model to improve the diagnosis of pes-planus: Application to kinematics of feet in teenagers. **Journal of Foot and Ankle Research**, v. 7, n. 1, p. 1–7, 2014.

- RESENDE, R. A. *et al.* Increased unilateral foot pronation affects lower limbs and pelvic biomechanics during walking. **Gait & Posture**, v. 41, p. 395–401, 2015.
- RIDDLE, DANIEL L; PULISC, MATTHEW; PIDCOE, PETER;; JOHNSON, R. E. Risk factors for plantar fasciitis: A matched case-control study. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 92, n. 35, p. 1423–6, 2003.
- SARRAFIAN, S. K. Functional characteristics of the foot and plantar aponeurosis under tibiotalar loading. **Foot & ankle**, v. 8, n. 1, p. 4–18, 1987.
- SAUNDERS, JB; INMAN, VT; EBERHART, H. The major determinants in normal and pathological gait. **J Bone Joint Surg Am**, v. 35, n. 3, p. 543–558, 1953.
- SOUZA, T. R. *et al.* Temporal couplings between rearfoot-shank complex and hip joint during walking. **Clinical Biomechanics**, v. 25, n. 7, p. 745–748, 2010.
- SVENNINGSSEN, S. *et al.* Hip motion related to age and sex. **Acta orthopaedica Scandinavica**, v. 60, n. 1, p. 97–100, 1989.
- WAHLSTEDT, CHARLOTTA; EVA, R. Anterior cruciate ligament injury and ankle dorsiflexion. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v. 23, n. 11, p. 3202–3207, 2015.
- WEBSTER, J. B. Principles of Normal and Pathologic Gait. In: **Atlas of Orthoses and Assistive Devices**. 5th Editio ed. [s.l.] Elsevier, 2017. p. 49–62.
- WILDER, R. P.; SETHI, S. Overuse injuries: Tendinopathies, stress fractures, compartment syndrome, and shin splints. **Clinics in Sports Medicine**, v. 23, n. 1, p. 55–81, 2004.
- WU, GE; SINGLER, SORIN; ALLARD, PAUL; CHRIS KIRTLEY; LEARDINI, A. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. **Journal of Biomechanics**, v. 35, p. 543–548, 2002.
- YOON, JI-YEON; HWANG, YOUNG-IN; AN, DUK-HYUN; OH, J. Changes in Kinetic, Kinematic, and Temporal Parameters of Walking in People With Limited Ankle Dorsiflexion: Pre-Post Application of Modified Mobilization With Movement Using Talus Glide Taping. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**, v. 37, n. 5, p. 320–325, 2014.
- ZENI, J. A.; RICHARDS, J. G.; HIGGINSON, J. S. Two simple methods for determining gait events during treadmill and overground walking using kinematic data. **Gait and Posture**, v. 27, n. 4, p. 710–714, 2008.

APÊNDICES

APÊNDICE A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE)

Título do Estudo: “Influência da dorsiflexão na cinética e cinemática dos MMII, na marcha e na tarefa de descida de degrau”.

Investigador Principal: Mariana Rodrigues Carvalho de Aquino

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Juliana de Melo Ocarino

Co orientador: Prof. Dr. Renan Alves Resende

Prezado participante, obrigada pelo interesse e disponibilidade em participar deste estudo. O nosso objetivo é observar influência da dorsiflexão do tornozelo, nas forças e nos movimentos dos membros inferiores, durante a marcha em diferentes velocidades, e na tarefa de descida de degrau, em adultos saudáveis. Para realizar essa pesquisa nós precisamos que você dê o seu consentimento, permitindo a sua participação no mesmo. Este estudo será desenvolvido pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais (EEFTO/UFMG).

Procedimentos: A avaliação será realizada no Centro de Estudos do Movimento, Expressão e Comportamento Humanos – CEMECH, sediado na EEFTO/UFMG. Inicialmente, você irá responder a um formulário para descrever algumas características como o nível de atividade física e histórico de lesões, e seu peso e altura serão mensurados. Em seguida, você irá deitar de barriga para baixo na maca e, com o joelho dobrado e a perna relaxada, o examinador irá medir o ângulo de rotação da sua perna, com um dispositivo que será colocado na região anterior da perna. Na mesma posição, será realizada uma medida de alinhamento da perna e pé. Agora de barriga para cima, com as pernas esticadas, será avaliado a quantidade de movimento de dorsiflexão do tornozelo. O mesmo movimento será medido de pé, de frente para a parede, e será solicitado que você tente encostar o joelho na parede, sem tirar o calcanhar do chão. Ainda de pé, será colocado em você, da cintura para baixo, algumas bolinhas refletoras para que as câmeras consigam identificar seus movimentos. Após colocada as bolinhas, você poderá caminhar até se acostumar com elas no seu corpo. Logo depois iniciaremos a avaliação dos seus movimentos. Será solicitado que você caminhe algumas vezes pelo laboratório, inicialmente na sua velocidade habitual, depois pediremos que você aumente a sua velocidade. Após a avaliação da marcha você será solicitado a descer uma escada com 5 degraus de 18 cm de altura, por 5 vezes, da forma que faz diariamente. Todas as medidas serão realizadas nas duas pernas. Para essa avaliação você precisará comparecer a Universidade apenas uma vez, por um tempo previsto de 4 horas.

Riscos e desconfortos: Os riscos quanto à participação neste estudo são mínimos. Caso você sinta cansaço ou algum sintoma nas pernas durante a avaliação, será fornecido intervalo de descanso e poderá ser aplicado crioterapia para alívio dos sintomas.

Confidencialidade: Sua identidade não será revelada em momento algum e seu nome não será utilizado em qualquer publicação ou material relacionado ao estudo. Somente os pesquisadores e o orientador envolvidos terão acesso a seus dados, que serão apenas para fins de pesquisa.

Recusa ou desistência da participação: Você está livre para se recusar a participar ou desistir do estudo em qualquer momento sem que isso possa lhe acarretar qualquer penalização ou prejuízo.

Ressaltamos que a participação nesta pesquisa é inteiramente voluntária e você não receberá nenhum pagamento ou compensação financeira para participar. Além disso, você não terá nenhum tipo de despesa com este estudo. Você poderá obter qualquer informação deste estudo com os pesquisadores e com o Comitê de Ética em pesquisa da UFMG, caso se refira às questões éticas. Os telefones estão listados abaixo.

Estaremos à disposição para responder perguntas ou prestar esclarecimentos sobre o andamento do trabalho. Após a leitura completa deste documento, caso concorde em participar do estudo, você deverá assinar o termo de consentimento abaixo e rubricar todas as folhas desse termo. Este termo será disponibilizado em duas cópias, devendo uma ficar com você. Agradecemos a colaboração. Atenciosamente,

Profa. Dra. Juliana de Melo Ocarino
(Orientador)

Mariana Rodrigues Carvalho de Aquino
(Mestranda)

TERMO DE CONSENTIMENTO

Eu, _____, declaro que li e entendi as informações contidas acima. Todas as minhas dúvidas foram satisfatoriamente respondidas e eu concordo em ser um voluntário do estudo. Estou assinando este termo voluntariamente e tenho direito de, agora ou mais tarde, discutir qualquer dúvida em relação ao projeto.

Assinatura do Voluntário

Belo Horizonte, ____ de _____ de 20__.

Pesquisadores Responsáveis:

Profa. Dra. Juliana de Melo Ocarino – Profa. do Departamento de Fisioterapia da UFMG. E-mail: julianaocarino@gmail.com. Telefone: (31) 3409-4783. Prof. Dr. Renan Alves Resende – Prof. do Departamento de Fisioterapia da UFMG. E-mail: renan.aresende@gmail.com. Mariana Rodrigues Carvalho de Aquino – Mestranda em Ciências da Reabilitação da UFMG. Tel: (31) 999720401. E-mail: marircaquino@gmail.com. Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG: Telefax. (31) 3409-4592. Endereço: Av. Presidente Antônio Carlos 6627, Unidade Administrativa II, 2º andar – sala 2005, CEP: 31270-901, BH – MG. E-mail: coep@prpq.ufmg.br.

ANEXOS

ANEXO A – Parecer Consubstanciado do Comitê de Ética em Pesquisa

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
MINAS GERAIS



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Influência da dorsiflexão de tornozelo na cinética e cinemática dos membros inferiores durante a marcha e descida de degrau

Pesquisador: Juliana de Melo Ocarino

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 84029718.6.0000.5149

Instituição Proponente: Escola de Educação Física da Universidade Federal de Minas Gerais

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.568.732

Apresentação do Projeto:

Trata-se de um estudo da área de Ciências da Saúde que propõe observar a relação da dorsiflexão (DF) na cinética e cinemática do membro inferior (MMII) durante a marcha em diferentes velocidades, e na tarefa de descida de degraus, em adultos saudáveis. Segundo a proponente, a amplitude de movimento do tornozelo é um importante fator para o desempenho adequado de atividades diárias. Indivíduos com restrição de dorsiflexão (DF) do tornozelo podem apresentar compensações em todo o membro inferior (MMII), podendo ocasionar diversas lesões ortopédicas. A influência da DF em atividades em cadeia cinética fechada é comumente analisada, porém, nenhuma atenção foi dada aos movimentos do pé nessas atividades. Além disso, poucos estudos correlacionaram a DF com a cinética e cinemática dos MMII na marcha. É sugerido que a redução do rolamento anterior da tibia sobre o tálus levaria à pronação do pé, dificultando o pé a se tornar uma alavanca rígida para levar o corpo a frente. Porém, estudos recentes observaram que as articulações do pé, durante a fase de impulsão, não estão rígidas. Além disso, como grande parte da impulsão na marcha é gerada por recolhimento elástico do tendão de Aquiles, é provável que a redução da DF gere uma redução do momento interno do tornozelo. Visto que, alterações cinemáticas são velocidade-dependente, alterações cinéticas também podem ser diferentes em maiores velocidades. Por ser uma tarefa rotineira, e exigir maiores amplitudes de DF, analisar a cinemática do pé e MMII na descida de degrau, se torna relevante. A amostra será composta por voluntários recrutados por conveniência na comunidade, com idade entre 19 e 44 anos. Para

Endereço: Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 2ª Ad SI 2005

Bairro: Unidade Administrativa II **CEP:** 31.270-901

UF: MG **Município:** BELO HORIZONTE

Telefone: (31)3409-4592

E-mail: coep@prpq.ufmg.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
MINAS GERAIS



Continuação do Parecer: 2.568.732

caracterização dos participantes será verificado a altura, peso, Índice de Massa Corporal (IMC), e o questionário Perfil de Atividade Humana para avaliar o nível de atividade física diária de cada indivíduo. Cada participante será avaliado também com Instrumentos, que envolvem a realização de movimentos orientados (Medida da ADM dorsiflexão do tornozelo com descarga de peso, Medida da flexibilidade passiva de flexores plantares sem descarga de peso). Haverá registro de movimentos (Cinemática dos membros inferiores, que envolve uso de câmeras em sistema tridimensional), uso de plataforma de força para avaliar momento interno do tornozelo (Cinética de membros inferiores), Marcha em diferentes velocidades e Descida de degraus.

Objetivo da Pesquisa:

O objetivo é observar influência da dorsiflexão na cinética e cinemática dos membros inferiores durante a marcha em diferentes velocidades e descida de degrau em adultos saudáveis.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Conforme a proponente, os riscos quanto à participação neste estudo são mínimos. Caso o voluntário, apresente fadiga ou algum sintoma nos membros inferiores durante a coleta, será fornecido intervalo de descanso e poderá ser aplicado crioterapia para alívio dos sintomas. Os voluntários podem se recusar a participarem da pesquisa a qualquer momento. Nestes casos, as avaliações serão interrompidas sem nenhum constrangimento ou ônus para o voluntário. Em relação aos benefícios em decorrência à participação da pesquisa, caso os pesquisadores detectem alguma alteração cinemática nos membros inferiores relevante, o voluntário será avisado e receberá as devidas orientações. Com o estudo em questão podem ser avaliadas quais as consequências da redução de dorsiflexão do tornozelo para todo o membro inferior durante a marcha em diferentes velocidade e tarefa de descida de degrau. Com isso, predizer possíveis alterações que podem trazer impacto para o sistema musculoesquelético do voluntário. Dessa forma, o voluntário será informado sobre a suas possíveis compensações ao final do estudo.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Pesquisa relevante que poderá contribuir para a compreensão da relação entre dorsiflexão, pronação, impulsão e os movimentos dos membros inferiores durante a marcha e descida de degrau. Os procedimentos envolvem permanência do participante no local de coleta dos dados (Centro de Estudos do Movimento, Expressão e Comportamento Humanos) por 4 horas, conforme descrito no TCLE, sendo o mesmos submetidos a avaliação para obter medidas clínicas, visando o enquadramento nos critérios de inclusão e cálculos de zero, e a realização de movimentos orientados pelo pesquisador, os quais serão registrados por anotação ou uso de equipamento de

Endereço: Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 2ª Ad SI 2005

Bairro: Unidade Administrativa II

CEP: 31.270-901

UF: MG

Município: BELO HORIZONTE

Telefone: (31)3409-4592

E-mail: coep@prpq.ufmg.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
MINAS GERAIS



Continuação do Parecer: 2.568.732

captação de movimentos. Os participantes serão maiores de 18 anos e a coleta de dados realizada em uma única ocasião. Previsão de início de coleta de dados em agosto de 2019 e término da pesquisa em 2019.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Foram apresentados: Folha de Rosto assinada pelo vice-Diretor da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional -UFMG, Parecer Consubstanciado aprovado pela Câmara Departamental do Departamento Fisioterapia da EEEFTO, Formulário de Informações Básicas, carta de anuência carta de anuência do Centro de Estudos do Movimento, Expressão e Comportamento Humanos (EEFFTO/UFMG), Projeto Detalhado, TCLE. O TCLE apresente procedimentos bem descritos, com previsão do tempo para coleta de dados. Não prevê ressarcimento de gastos para deslocamento do participante, porém o projeto indica seleção de participantes por conveniência. Não foi inserido na Plataforma o questionário a ser usado para avaliar o nível de atividade física diária de cada indivíduo (Perfil de Atividade Humana). Tal documento pode ser consultado na internet, sendo possível visualizar o trabalho de SOUZA; TEIXEIRA-SALMELA, (2006). O mesmo mostra questões que não induzem a constrangimento ético significativo, a não ser o desconforto e o tempo para assinalar respostas em um conjunto de mais de 90 questionamentos sobre realização ou não de atividade física.

Recomendações:

Inserir campo para rubrica do pesquisador e do participante na página anterior á da assinatura no TCLE.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

SMJ, o projeto está aprovado.

Considerações Finais a critério do CEP:

Tendo em vista a legislação vigente (Resolução CNS 466/12), o COEP-UFMG recomenda aos Pesquisadores: comunicar toda e qualquer alteração do projeto e do termo de consentimento via emenda na Plataforma Brasil, informar imediatamente qualquer evento adverso ocorrido durante o desenvolvimento da pesquisa (via documental encaminhada em papel), apresentar na forma de notificação relatórios parciais do andamento do mesmo a cada 06 (seis) meses e ao término da pesquisa encaminhar a este Comitê um sumário dos resultados do projeto (relatório final).

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Endereço: Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 2ª Ad SI 2005
 Bairro: Unidade Administrativa II CEP: 31.270-901
 UF: MG Município: BELO HORIZONTE
 Telefone: (31)3409-4592 E-mail: coep@prpq.ufmg.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
MINAS GERAIS



Continuação do Parecer: 2.568.732

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1063345.pdf	28/02/2018 08:26:50		Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	Aprovacao_CamaraFIT_InfluenciaDF.pdf	28/02/2018 08:24:35	Mariana Rodrigues Carvalho de Aquino	Aceito
Outros	CartaAnuenciaCEMECH_Mariana.pdf	28/02/2018 08:24:05	Mariana Rodrigues Carvalho de Aquino	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_InfluenciaDF_MarianaAquino.pdf	28/02/2018 08:22:48	Mariana Rodrigues Carvalho de Aquino	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_InfluenciaDF_Mari.pdf	28/02/2018 08:22:26	Mariana Rodrigues Carvalho de Aquino	Aceito
Folha de Rosto	FolhadeRosto_InfluenciaDF.pdf	27/02/2018 16:03:55	Mariana Rodrigues Carvalho de Aquino	Aceito
Outros	840297186aprovacaoassinada.pdf	28/03/2018 11:31:02	Vivian Resende	Aceito
Outros	840297186parecerassinado.pdf	28/03/2018 11:31:11	Vivian Resende	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

BELO HORIZONTE, 28 de Março de 2018

Assinado por:
Vivian Resende
(Coordenador)

Endereço: Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 2º Ad SI 2005

Bairro: Unidade Administrativa II

CEP: 31.270-901

UF: MG

Município: BELO HORIZONTE

Telefone: (31)3409-4592

E-mail: coep@prpq.ufmg.br

MINI CURRÍCULO

Mariana Rodrigues Carvalho de Aquino

Lattes: <http://lattes.cnpq.br/5153831174041386>

E-mail: marircaquino@gmail.com

Formação Acadêmica e Titulação

- Julho/2017: Graduação em Fisioterapia - Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG)
- Agosto/2017 – Julho/2019: Mestrado em Andamento - Programa de Pós Graduação em Ciências da Reabilitação – Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional / UFMG

Atualização

- Abril/2018: Curso Quiropraxia Clínica – Belo Horizonte/MG
- Janeiro/2018: Curso de Liberação Miofascial – Belo Horizonte/MG
- Dezembro/2017: Treinamento de Terapia Manual Intramuscular (T.M.I) no Controle da Dor – Belo Horizonte/MG
- Outubro/2017: Curso “Recent Advances in Applied Biomechanics” – Belo Horizonte/MG
- Agosto/2017: International Dynamic Taping Course – Belo Horizonte/MG

Experiência Profissional e Experiência Docente

- Dezembro/2018: Professora convidada na disciplina de Fisioterapia Aplicada às Disfunções Ortopédica, Reumatológicas e Traumatológicas do curso de Fisioterapia da UFMG.
- Outubro/2018: Palestra de Extensão – Instrumentação para Análise Tridimensional de Movimento, dentro do II Seminário Interdisciplinar em Engenharia Biomédica.
- Março/2018 – Atualmente: Fisioterapeuta voluntária da equipe de Ginástica de Trampolim da Prefeitura Municipal de Contagem.
- Setembro/2017 – Atualmente: Pesquisadora no laboratório Orthotics for Humans Laboratory (OhLab), pertencente a Associação Mineira de Reabilitação (AMR).
- Julho/2017 – Dezembro/2017: Fisioterapeuta da equipe de Nado Sincronizado do Centro de Treinamento Esportivo (CTE) da UFMG.

Produção Intelectual

- Aquino, Mariana RC, *et al.* "Reliability of Foot Posture Index individual and total scores for adults and older adults." *Musculoskeletal Science and Practice* 36 (2018): 92-95.
- Aquino, Mariana RC, *et al.* "Response to Letter to the Editor concerning" Reliability of Foot Posture Index individual and total scores for adults and older people"." *Musculoskeletal science & practice* 37 (2018): e82.
- Horta, Anderson A; Alves, Davi N; Maia, Joana P; Aquino, Mariana R C; Lana, Mariana R V. **Capítulo 2: Próteses: Evolução e Inovação.** p.65-85. - Lana, Mariana R V. ENGENHARIA BIOMÉDICA: Tópicos Atuais e Avanços nas Diversas Áreas de Atuação. Raleigh, Carolina do Norte, Estados Unidos da América: Lulu Publishing, 2018. 261p. ISBN 978-1-387-57406-3.
- Aquino, Mariana R C; Pinheiro, Larissa S P; Ocarino, Juliana M; Bittencourt, Natália F N; Martins, Suelen C S; Bontempo, Raffi B; Resende, Renan A. Relação entre o torque do quadril e o desempenho de atletas no Star Teste Modificado. Anais do Congresso Brasileiro de Fisioterapia, v. 2, n. 1, 2018.
- Maia, Joana P; Lana, Mariana R V; Reis, Paulo Henrique R G; Guimarães, Igor B; Horta, Anderson A; Aquino, Mariana R C; Alves, Davi N. Avanços nas Tecnologias em Seating: Novo Modelo de Contenção de Tronco Fabricado por Imposição 3D. Anais do Congresso Brasileiro de Fisioterapia, v. 2, n. 1, 2018.
- Alves, Carolina O A; Resende, Renan A; Aquino, Mariana; Avelar, Bruna; Bomtempo, Raffi; Ocarino, Juliana. Confiabilidade Teste-Reteste e Interexaminador do Instrumento Foot Posture Index em Adultos e Idosos. Em: XXVI Semana de Iniciação Científica, 2017. Anais da XXVI Semana de Iniciação Científica. Belo Horizonte: UFMG, v.1, 2017.
- Cisneros, L.L.; Rodrigues, C. P.; Procópio, P. R.; Vitória, R. O.; Favero, S. G.; Rezende, T. G; Morais, V.C; Aquino, M.R.C; Bontempo, R.A; Salmela, L.F.T; Ocarino, J.M; *et al.* PMG – 014 Programa de Monitoria de Graduação do Departamento de Fisioterapia. Em XXVIII Semana da Graduação, 2014. Anais da XXVIII Semana da Graduação. Belo Horizonte: UFMG, 2014.

Colaboração em projeto de pesquisa

- Setembro/2017 – Atualmente: Integrante do projeto de pesquisa intitulado “Inovação e Desenvolvimento Tecnológico na Fabricação de órteses por Meio da Impressão 3D”, vinculado ao programa PRONAS/PCD – SINAR (NUP) nº 25000.163653/2014-33, no laboratório Orthotics for Humans Laboratory (OhLab), pertencente a Associação Mineira de Reabilitação (AMR).

Revisor de periódico

- Abril/2019 – Atualmente: Revisor da Revista Interdisciplinar Ciências Médicas – ISSN 2526-3951.