

Leonardo Drumond Barsante

**CONTRIBUIÇÕES COMPLEMENTARES DAS ROTAÇÕES SAGITAIS E AXIAIS  
DAS ARTICULAÇÕES E DO PÉ DO MEMBRO DE APOIO PARA A  
PROGRESSÃO ANTERIOR DO CORPO NA MARCHA**

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG

2017

Leonardo Drumond Barsante

**CONTRIBUIÇÕES COMPLEMENTARES DAS ROTAÇÕES SAGITAIS E AXIAIS  
DAS ARTICULAÇÕES E DO PÉ DO MEMBRO DE APOIO PARA A  
PROGRESSÃO ANTERIOR DO CORPO NA MARCHA**

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

Orientador: Prof. Dr. Thales Rezende de Souza

Coorientadora: Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Paula Maria Machado Arantes

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG

2017

ATA DE NÚMERO 265 (DUZENTOS E SESENTA E QUATRO) DA SESSÃO DE ARGUIÇÃO E DEFESA DE DISSERTAÇÃO APRESENTADA PELO CANDIDATO **LEONARDO DRUMMOND BARSANTE** DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO. ....

Aos 7 (sete) dias do mês de junho do ano de dois mil e dezessete, realizou-se na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, a sessão pública para apresentação e defesa da dissertação **“CONTRIBUIÇÕES COMPLEMENTARES DAS ROTAÇÕES SAGITAIS E AXIAIS DAS ARTICULAÇÕES E DO PÉ DO MEMBRO DE APOIO PARA A PROGRESSÃO ANTERIOR DO CORPO NA MARCHA”**. A banca examinadora foi constituída pelos seguintes Professores Doutores: Thales Rezende de Souza, Sérgio Teixeira da Fonseca e Fabrício Anício de Magalhães, sob a presidência do primeiro. Os trabalhos iniciaram-se às 13:30min com apresentação oral do candidato, seguida de arguição dos membros da Comissão Examinadora. **Após avaliação, os examinadores consideraram o candidato aprovado e apto a receber o título de Mestre, após a entrega da versão definitiva da dissertação.** Nada mais havendo a tratar, eu, Marilane Soares, secretária do Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação dos Departamentos de Fisioterapia e de Terapia Ocupacional, da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, lavrei a presente Ata, que depois de lida e aprovada será assinada por mim e pelos membros da Comissão Examinadora. Belo Horizonte, 07 de junho de 2017.

Professor Dr. Thales Rezende de Souza \_\_\_\_\_  
 Professor. Dr. Sérgio Teixeira da Fosenca \_\_\_\_\_  
 Professor Dr. Fabrício Anício de Magalhães \_\_\_\_\_

Marilane Soares 084190 \_\_\_\_\_  
 Secretária do Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação  
 DA REABILITAÇÃO / EEFFTO  
 AV. ANTÔNIO CARLOS, Nº 6627 - CAMPUS UNIVERSITÁRIO  
 PAMPULHA - CEP 31270-901 - BH / MG

COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS EM REABILITAÇÃO  
DEPARTAMENTOS DE FISIOTERAPIA E DE TERAPIA OCUPACIONAL  
SITE: [www.eeffto.ufmg.br/mreab](http://www.eeffto.ufmg.br/mreab) E-MAIL: [mreab@eeffto.ufmg.br](mailto:mreab@eeffto.ufmg.br)  
FONE/FAX: (31) 3409-4781

**PARECER**

Considerando que a dissertação de mestrado de **LEONARDO DRUMMOND BARSANTE** intitulada “**CONTRIBUIÇÕES COMPLEMENTARES DAS ROTAÇÕES SAGITAIS E AXIAIS DAS ARTICULAÇÕES E DO PÉ DO MEMBRO DE APOIO PARA A PROGRESSÃO ANTERIOR DO CORPO NA MARCHA**”, defendida junto ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, nível mestrado, cumpriu sua função didática, atendendo a todos os critérios científicos, a Comissão Examinadora **APROVOU** a defesa de dissertação, conferindo-lhe as seguintes indicações:

Nome dos Professores/Banca	Aprovação	Assinatura
Thales Rezende de Souza	APROVADO	
Sérgio Teixeira da Fonseca	Aprovado	
Fabício Anício de Magalhães	APROVADO	

Belo Horizonte, 07 de junho de 2017.

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS  
DA REABILITAÇÃO / EEFFTO  
Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação/EEFFTO/UFMG  
AV. ANTÔNIO CARLOS, Nº 6627 - CAMPUS UNIVERSITÁRIO  
PÁISULIA - CEP 31270-901 - BH / MG

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço a minha amada família, minha mãe Josele, meu pai Cleiton, minha irmã Fernanda e meu irmão Felipe, que sempre me deram apoio. Vocês me inspiraram, me deram suporte e torceram por mim, do início ao fim. Todos sempre acreditaram em mim e no meu sucesso. Vocês foram muito importantes para mim neste processo. Muito obrigado por tudo!

À minha noiva Paula, pelo apoio, em todos os momentos. Você me deu suporte constante. Dedicou seu tempo em me ajudar, até mesmo processando meus dados do mestrado. Você me encorajou e me confortou nos piores momentos, aqueles que eu mais precisei. Além disso, sempre esteve ao meu lado, sofrendo juntamente comigo e também esteve ao meu lado em todas as minhas conquistas. Você foi essencial, muito obrigado!

Ao meu orientador professor Dr. Thales Rezende de Souza. Você foi a minha inspiração para iniciar e seguir esta carreira, desde a iniciação científica. Pude contar com você em todos os momentos que precisei, sem exceção, sendo muito prestativo e paciente. Além de professor, que eu tenho imensa admiração e respeito, foi um grande amigo. Serei eternamente grato aos seus ensinamentos e por tudo que fez por mim.

À minha co-orientadora professora Paula Maria Machado Arantes. Obrigado por sempre torcer por mim e fazer o que pôde para que eu iniciasse o mestrado e finalizasse com êxito. Sempre me ajudou, em todos os momentos que pôde, sendo essencial o seu auxílio. Além de tudo, foi uma grande amiga.

Aos meus amigos que torceram por mim, em especial meus grandes amigos Diego e Aline, por todo apoio, parceria e força. Não teria conseguido sem vocês. Caminhamos juntos do início ao fim, ajudando mutuamente. Aprendemos muito, amadurecemos pessoal e profissionalmente. Admiro e me inspiro muito em vocês.

Aos alunos de iniciação científica: Breno, Valéria, Cristiano (Nico), Léo e Bruna. Vocês foram essenciais.

A toda equipe do laboratório de análise de movimento, aos professores e integrantes do programa de pós graduação da UFMG, em especial, agradeço a Vanessa, Priscila, Fabricio, Thiago, Giane, Liria e Délcio.

Às professoras e colegas Natália Bittencourt, Joana Hornestam e Janaine Polese, por terem apostado em mim e me impulsionado neste caminho acadêmico.

Enfim, agradeço a todos que de alguma forma torceram por mim e contribuíram para o meu sucesso nesta fase importante da minha vida.

## RESUMO

**Introdução:** Na marcha as rotações (movimento e posição) articulares do membro inferior de apoio parecem ser complementares para a função de produzir e estabilizar a posição e o deslocamento progressivo anteroposterior da pelve. O objetivo deste estudo foi investigar como são as contribuições das articulações do membro inferior de apoio nos planos sagital e axial para a geração da posição e deslocamento anteroposteriores da pelve, e se essas contribuições são significativas. Além disso, investigar se essas contribuições são complementares para produzir e estabilizar a posição anteroposterior da pelve, em um mesmo ciclo e entre ciclos diferentes e, sendo complementares, como e quando ocorrem as complementaridades. **Materiais e métodos:** Participaram deste estudo 11 adultos jovens saudáveis, que foram submetidos à análise cinemática tridimensional do membro inferior direito em apoio, na marcha, com velocidade confortável auto-selecionada, em esteira elétrica. Para cálculo das séries temporais das contribuições das articulações para produzir a posição anteroposterior da pelve, foi utilizado um modelo geométrico de segmentos ligados, bem como, derivadas parciais de cada articulação, em cada quadro do apoio. Testes de Friedman e Wilcoxon foram usados para verificar se a contribuição de cada articulação foi significativa. Para caracterizar as influências individuais de cada articulação para o deslocamento anterior do corpo, primeiramente, foi calculado o coeficiente de influência (i.e. derivada parcial). Foi calculado também o deslocamento da pelve gerado por cada articulação, em porcentagem e em metros. Para a complementaridade das articulações em um mesmo ciclo, foi utilizado o coeficiente de múltipla determinação (CMD). Foi calculado o erro (raiz do erro quadrático médio), para verificar se a posição da pelve foi estabilizada entre ciclos diferentes. Em sequência, foi analisada a existência de complementaridades entre ciclos diferentes, considerando covariações negativas altas ( $r \leq -0,5$ ), quadro a quadro, entre a contribuição de uma articulação e as contribuições somadas das outras articulações. **Resultados:** As contribuições advindas das articulações, consideradas significativas, foram todas as articulações no plano sagital e o tornozelo no plano axial. Em um mesmo ciclo, as articulações que contribuíram para o deslocamento anteroposterior da pelve, em ordem de maior contribuição para menor contribuição: antepé-solo, tornozelo (plano sagital), joelho, complexo do mediopé, retropé-solo, quadril e tornozelo (plano axial). O coeficiente

de influência médio das articulações do pé foi 1,6 cm/°. O valor do CMD para o teste da complementaridade em um mesmo ciclo foi considerado alto ( $0,897 \pm 0,095$ ). A complementaridade intra-passo foi demonstrada por meio das curvas de contribuição em conjunto, mostrando como as articulações se comportam para gerar a posição linear anteroposterior da pelve. Houve variação entre-sujeitos na complementaridade entre-passos, tanto nas articulações que participam, quanto nos momentos da fase de apoio em que ocorrem essas compensações funcionais que estabilizam a posição anteroposterior da pelve. **Conclusão:** Foram reveladas as contribuições funcionais individuais e complementares de articulações do membro inferior em apoio. Isso permitiu caracterizar compensações funcionais de movimento, em um mesmo ciclo e em ciclos diferentes, o que auxilia a nortear futuras pesquisas e o raciocínio clínico para abordar essas compensações e disfunções possivelmente relacionadas a elas.

**Palavras-chave:** Coordenação. Marcha. Cinemática. Articulações. Posição. Deslocamento.

## ABSTRACT

**Introduction:** In gait the joint rotations (movement and position) of the stance lower limb seem to be complementary to the function of producing and stabilizing the position and progressive anteroposterior displacement of the pelvis. The purpose of this study was to investigate the contributions of the lower limb joints in the sagittal and axial planes to the generation of anteroposterior position and displacement of the pelvis, and whether these contributions are significant. In addition, this study investigated if these contributions are complementary to produce and stabilize the anteroposterior position of the pelvis, within cycle and among different cycles and, if complementary, how and when the complementarities occur. **Materials and methods:** Eleven healthy young adults participated in the study, who underwent three-dimensional kinematics analysis of the right lower limb during the stance phase of walking, with a self-selected comfortable speed, on an electric treadmill. To calculate the time series of the contributions of the joints to produce the anteroposterior position of the pelvis, a geometric model of linked segments was used, as well as partial derivatives of each joint, in each frame. Friedman and Wilcoxon tests were used to verify if the contribution of each joint was significant. In order to characterize the individual influences of each joint for the anterior displacement of the body, the coefficient of influence (i.e. partial derivative) was first calculated. The displacement of the pelvis generated by each joint, in percentage and in meters, was also calculated. For the complementarity of the joints within a cycle, the coefficient of multiple determination (CMD) was used. The error (root mean square error) was calculated to verify if the position of the pelvis was stabilized between different cycles. In sequence, the existence of complementarities among different cycles was analyzed, considering high negative covariations ( $r \leq -0.5$ ), frame by frame, between the contribution of one joint and the contributions of the other joints. **Results:** The contributions that were considered significant were from all joints in the sagittal plane and the ankle in the axial plane. In the same cycle, the joints that contributed to the anteroposterior displacement of the pelvis, in order of greater contribution to lower contribution were: forefoot, ankle (sagittal plane), knee, midfoot joint complex, rearfoot, hip and ankle (axial). The mean coefficient of influence of the joints of the foot together was 1.6 cm/°. The CMD value for the complementarity test within cycle was considered high ( $0.897 \pm 0.095$ ). Intra-step (within cycle)

complementarity was demonstrated through the contribution curves together, showing how the joints behave to generate the linear anteroposterior position of the pelvis. There was an inter-subject variation in the complementarity among steps (among cycles), both in the joints that participate, and in the instants of the stance phase in which these functional compensations occur, stabilizing the anteroposterior position of the pelvis. **Conclusion:** The individual and complementary functional contributions of lower limb joints in gait stance were revealed. This allowed to characterize functional compensations of movement, in the same cycle and in different cycles, which helps to guide future research and clinical reasoning to address these compensations and possibly related dysfunctions.

Key words: Coordination. Walking. Gait. Kinematics. Joints. Position. Displacement.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- Figura 1: Figura no plano sagital (vista superior), representando um pêndulo invertido na fase de apoio da marcha, contribuindo com o deslocamento anterior da pelve.....19
- Figura 2: contribuição da rotação pélvica no plano axial (vista superior) para o deslocamento anterior do corpo na marcha .....20
- Figura 3: agrupamento de marcadores ativos de rastreamento (*clusters*), emissores de infravermelho .....26
- Figura 4: criação dos marcadores anatômicos, utilizando-se uma ponteira (*Pointer*) .27
- Figura 5: marcadores anatômicos, utilizados para a criação dos segmentos rígidos..28
- Figura 6: sistemas de coordenadas locais de cada segmento .....30
- Figura 7: modelo geométrico de segmentos ligados .....34
- Figura 8: representação da posição linear anteroposterior (eixo x do sistema de coordenada global) da extremidade proximal dos segmentos do membro inferior, em relação à extremidade distal desses segmentos, exemplificado por apenas um segmento, em uma vista lateral, representando o plano sagital do segmento.....35
- Figura 9: representação da posição linear anteroposterior (eixo x do sistema de coordenada global) da extremidade proximal da pelve, contralateralmente ao membro inferior em apoio, em relação à extremidade proximal da pelve, ipsilateralmente ao membro inferior em apoio.....36
- Gráfico 1: posição ântero-posterior da pelve, durante a fase de apoio, estimada pelas posições articulares, em relação à posição real da pelve.....44

Gráfico 2: posição ântero-posterior da pelve, durante a fase de apoio, estimada pelo somatório das contribuições de cada articulação considerada significativa, em relação à posição real da pelve.....	48
Gráfico 3: contribuições médias dos ângulos articulares para a variação da posição ântero-posterior (deslocamento) da pelve durante a fase de apoio .....	50
Gráfico 4: contribuição do antepé-solo no plano sagital para a produção da posição ântero-posterior (deslocamento) da pelve durante a fase de apoio .....	51
Gráfico 5: contribuição do mediopé no plano sagital para a produção da posição ântero-posterior (deslocamento) da pelve durante a fase de apoio .....	51
Gráfico 6: contribuição do retropé-solo no plano sagital para a produção da posição ântero-posterior (deslocamento) da pelve durante a fase de apoio .....	52
Gráfico 7: contribuição do tornozelo no plano sagital para a produção da posição ântero-posterior (deslocamento) da pelve durante a fase de apoio .....	52
Gráfico 8: contribuição do tornozelo no plano axial para a produção da posição ântero-posterior (deslocamento) da pelve durante a fase de apoio .....	53
Gráfico 9: contribuição do joelho no plano sagital para a produção da posição ântero-posterior (deslocamento) da pelve durante a fase de apoio.....	53
Gráfico 10: contribuição do quadril no plano sagital para a produção da posição ântero-posterior (deslocamento) da pelve durante a fase de apoio .....	54
Gráfico 11: instantes da fase do apoio (%) em que houve complementaridade entre passos diferentes, analisando-se a contribuição de uma articulação em relação à soma das contribuições das outras articulações.....	58
Gráfico 12: Gráficos contendo os movimentos angulares das articulações, associados às contribuições para as posições anteroposteriores dessas articulações.	64

## LISTA DE TABELAS

- Tabela 1: confiabilidade das contribuições (total, para frente e para trás) dos movimentos articulares, nos planos sagital e axial, na fase e nas subfases do apoio 46
- Tabela 2: significância das contribuições articulares.....47
- Tabela 3: coeficientes de influência médios de cada movimento articular para o deslocamento da pelve .....54
- Tabela 4: Médias das contribuições dos movimentos articulares para o deslocamento da pelve, em metros (m) e em porcentagem (em relação à soma de todos os deslocamentos - %), em toda a fase de apoio.....55
- Tabela 5: Médias das contribuições dos movimentos articulares para o deslocamento da pelve, em metros (m) e em porcentagem (em relação à soma de todos os deslocamentos - %), na subfase de apoio inicial.....55
- Tabela 6: Médias das contribuições dos movimentos articulares para o deslocamento da pelve, em metros (m) e em porcentagem (em relação à soma de todos os deslocamentos - %), na subfase de apoio médio .....56
- Tabela 7: Médias das contribuições dos movimentos articulares para o deslocamento da pelve, em metros (m) e em porcentagem (em relação à soma de todos os deslocamentos - %), na subfase de apoio final .....56

## LISTA DE ABREVIATURAS

CCI – Coeficiente de correlação intraclasse

CMC – Coeficiente de múltipla determinação

CMD – Coeficiente de múltipla correlação

EEFFTO – Escola de educação física, fisioterapia e terapia ocupacional

IMC – Índice de massa corporal

REQM – raiz do erro quadrático médio

UFMG – Universidade Federal de Minas Gerais

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO.....</b>	<b>18</b>
<b>2 MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>	<b>24</b>
2.1 Amostra.....	24
2.2 Procedimentos e instrumentação.....	24
2.3 Processamento e redução dos dados.....	29
2.3.1 Posições articulares.....	31
2.3.2 Contribuições advindas das articulações (posições articulares) para a produção da posição anteroposterior da pelve.....	32
2.3.2.1 Modelo geométrico de segmentos ligados para o cálculo da posição anteroposterior da extremidade proximal da pelve, contralateralmente ao membro inferior de apoio.....	32
2.3.2.2 Validade do modelo geométrico de segmentos ligados.....	37
2.3.3 Complementaridade no mesmo ciclo (passo).....	38
2.3.3.1 Contribuições complementares das articulações para a produção da posição e deslocamento anteroposterior da pelve.....	38
2.3.3.1.1 Coeficientes de influência de cada articulação no deslocamento anteroposterior da pelve.....	38
2.3.3.1.2 Contribuições individuais das articulações para produzir a posição anteroposterior da pelve.....	38
2.3.3.1.3 Erro das predições da posição pélvica com e sem cada contribuição....	39
2.3.3.1.4 Teste da complementaridade intra-ciclo, das articulações, para produzir a posição anteroposterior da pelve.....	40
2.3.3.1.5 Contribuições individuais das articulações para o deslocamento anteroposterior da pelve.....	40
2.3.4 Complementaridade entre ciclos (passos) diferentes.....	41
2.3.4.1 Estabilidade da posição anteroposterior da pelve entre passos diferentes	41

2.3.4.2 Teste da complementaridade entre ciclos, das articulações, para a determinação da posição anteroposterior da pelve.....	42
2.4 Análises estatísticas.....	42
<b>3 RESULTADOS .....</b>	<b>44</b>
3.1 Confiabilidade das contribuições articulares .....	44
3.2 Validade do modelo geométrico de segmentos ligados, incluindo todas as contribuições das articulações .....	44
3.3 Confiabilidades das contribuições articulares, nos planos sagital e axial .....	44
3.4 Testes de significância das contribuições advindas das articulações para a produção da posição anteroposterior da pelve .....	47
3.5 Complementaridades articulares.....	48
3.5.1 Complementaridade funcional em um mesmo ciclo (passo).....	48
3.5.1.1 Teste da complementaridade intra-ciclo, entre as contribuições significativas, para produzir a posição anteroposterior da pelve (validade do modelo parcimonioso).....	48
3.5.1.2 Contribuições das articulações para produzir a posição anteroposterior da pelve .....	49
3.5.1.3 Contribuições articulares para o deslocamento anteroposterior da pelve..	54
3.5.1.3.1 Coeficientes de influência de cada movimento articular para o deslocamento anteroposterior da pelve .....	54
3.5.1.3.2 Contribuições individuais dos movimentos articulares para o deslocamento anteroposterior da pelve, em valores discretos, na fase de apoio e nas suas subfases (inicial, médio e final).....	55
3.5.2 Complementaridade funcional entre ciclos (passos) diferentes .....	56
3.5.2.1 Estabilidade da posição ântero-posterior da pelve entre passos diferentes .....	56
3.5.2.2 Teste da complementaridade entre ciclos, para estabilizar a posição anteroposterior da pelve. ....	57

<b>4 DISCUSSÃO</b> .....	<b>59</b>
<b>5 CONCLUSÃO</b> .....	<b>72</b>
<b>6 REFERÊNCIAS</b> .....	<b>73</b>
<b>APÊNDICE 1</b> .....	<b>78</b>
<b>APÊNDICE 2</b> .....	<b>79</b>
<b>APÊNDICE 3</b> .....	<b>82</b>
<b>APÊNDICE 4</b> .....	<b>84</b>
<b>APÊNDICE 5</b> .....	<b>91</b>
<b>ANEXO</b> .....	<b>92</b>

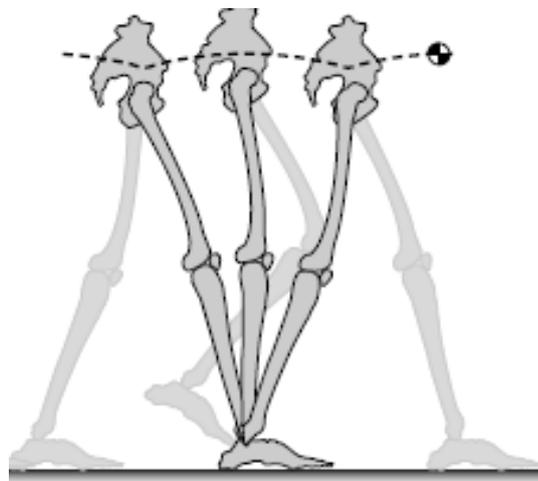
## 1 INTRODUÇÃO

O deslocamento anterior do corpo, por meio da ação cumulativa da rotação angular das articulações do membro inferior em apoio (antepé-solo, complexo articular do mediopé, retropé-solo, tornozelo, joelho e quadril), é o resultado desejado da marcha típica (SIMONEAU, 2002). A marcha é uma atividade presente em grande parte das tarefas de rotina diária de uma pessoa. Em um dia, um indivíduo sem limitações de locomoção realiza de seis a sete mil passos (TUDOR-LOCKE, *et al.*, 2004), o que demonstra o papel funcional dessa tarefa para a maioria das pessoas e faz com que a frequência de aplicação de forças sobre os tecidos musculoesqueléticos seja alta (FONSECA, *et al.*, 2007; MUELLER & MALUF, 2002). Alterações dos movimentos articulares podem, então, afetar a função relacionada com a marcha (SAHRMANN, 2002), como em pacientes com disfunções neurológicas (e.g. MIREK, *et al.* 2007; GRABLI, *et al.*, 2012; VACHRANUKUNKIET & ESQUENAZI, 2013; DIETZ, 1997; JANKOVIC, 2015) e ortopédicas (e.g. TIBERIO, 1988; WILLEMS, *et al.*, 2005; WILLEMS, *et al.*, 2006; HESAR, *et al.*, 2009; MENZ, *et al.*, 2013; CHANG, *et al.*, 2014; FARKAS, *et al.*, 2015). Além disso, o sistema musculoesquelético deve possuir condições de lidar com a aplicação repetitiva de forças, como ocorre nos ciclos da marcha, para que não ocorram sobrecargas que ameacem a integridade de seus tecidos (FONSECA, *et al.*, 2007; MUELLER & MALUF, 2002). Essas condições são influenciadas pela capacidade tecidual de suportar estresses e pela magnitude dos estresses aplicados (FONSECA, *et al.*, 2007; MUELLER & MALUF, 2002). Padrões de movimento alterados durante a marcha podem ser capazes de aumentar o estresse mecânico aplicado sobre estruturas musculoesqueléticas (FONSECA, *et al.*, 2007; MUELLER & MALUF, 2002; SAHRMANN, 2002). Assim, o entendimento desses padrões é necessário para que seja possível uma abordagem clínica apropriada de inúmeras condições clínicas.

O deslocamento anterior da pelve (considerada como a base anatômica que guia o tronco, cabeça e membros superiores (ZIJLSTRA & HOF, 1995)) é alcançado por movimentos articulares, prioritariamente realizados no plano sagital (SIMONEAU, 2002), em um movimento em que o membro inferior de apoio, como um todo, se comporta de maneira similar a um pêndulo invertido (Figura 1) (SAUNDERS, 1953; KUO, 2007). Parte do deslocamento do corpo deve-se também

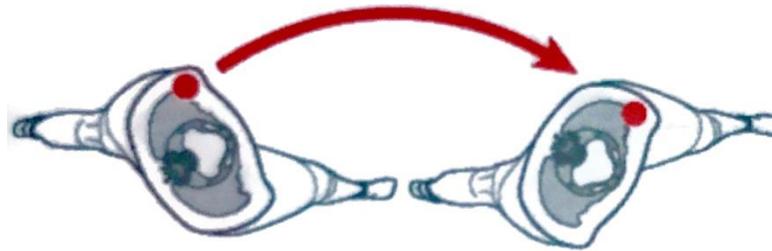
à rotação pélvica no plano transverso (plano axial) em relação ao ambiente, que leva à frente parte do tronco e a extremidade proximal da coxa do membro inferior em balanço (SIMONEAU, 2002; YANG & PAI, 2014). A partir de, aproximadamente, vinte por cento do tempo da fase de apoio até o final dessa fase, ocorre rotação da pelve em direção ao membro de apoio (SIMONEAU, 2002). Com isso, há um deslocamento anterior da pelve (da hemipelve contralateral ao membro inferior em apoio), juntamente com o membro inferior em balanço (INMAN, 1966), o que, dessa forma, contribui para o aumento do comprimento do passo e para o deslocamento anterior do corpo (Figura 2) (INMAN, 1966; YANG & PAI, 2014). Com o pé apoiado sobre o solo, a rotação pélvica no plano transverso (axial) é alcançada por meio das rotações das articulações do membro inferior (LEVENS, *et al.*, 1948). Os movimentos no plano axial, considerados no presente trabalho, são realizados em torno do eixo longitudinal dos segmentos (NEUMANN, 2006), o que corresponde ao plano transverso do quadril, joelho e tornozelo e ao plano frontal do complexo articular do mediopé (uma vez que o eixo longitudinal do antepé possui direção pósterio-anterior). Assim, é possível compreender como o deslocamento anterior do corpo na marcha é produzido, analisando-se os movimentos nos planos sagital e axial (SAUNDERS, 1953; KUO, 2007; SIMONEAU, 2002; YANG & PAI, 2014).

Figura 1: Figura no plano sagital (vista superior), representando um pêndulo invertido na fase de apoio da marcha, contribuindo com o deslocamento anterior da pelve.



Fonte: KUO, 2007 (adaptado).

Figura 2: contribuição da rotação pélvica no plano axial - vista superior - para o deslocamento anterior do corpo na marcha.



Fonte: NEUMANN, 2006.

As combinações dos movimentos articulares angulares, no plano sagital, afetam a inclinação anteroposterior dos segmentos do membro inferior de apoio e, assim, podem influenciar em conjunto a posição e deslocamento anteroposterior da pelve. Por exemplo, a dorsiflexão do complexo articular do mediopé, com o antepé apoiado ao solo, leva à inclinação anterior do retropé (flexão plantar em relação ao solo) (NORKIN & LEVANGIE, 2001) que, por sua vez, pode levar à inclinação anterior dos segmentos proximais do membro inferior, o que deslocaria a pelve anteriormente. Similarmente, a dorsiflexão do tornozelo, a extensão do joelho e a flexão do quadril podem contribuir para o deslocamento anterior da pelve (KARAS, *et al.*, 2002). Assim, os movimentos e posições das articulações, no plano sagital, do membro de apoio parecem ser complementares para a função de produzir e estabilizar a posição e o deslocamento progressivo anteroposterior da pelve na marcha. Conseqüentemente, uma alteração em uma dessas articulações, no plano sagital, poderia levar a uma alteração de outra ou mais articulações, para manter a posição e o deslocamento anteroposterior da pelve, constituindo compensações funcionais. Uma redução do movimento de dorsiflexão no tornozelo, por exemplo, pode acarretar em um aumento do movimento de dorsiflexão do complexo articular do mediopé, com conseqüente rebaixamento do arco plantar e aumento da pronação do complexo tornozelo-pé, bem como, outras possíveis compensações, como o aumento da flexão do quadril e/ou extensão do joelho, a fim de compensar a falta de dorsiflexão do tornozelo e manter o deslocamento anterior do corpo na marcha (KARAS, *et al.*, 2002; SARASWAT, *et al.*, 2014). Considerando o exposto, se os movimentos e posições articulares sagitais podem afetar em conjunto a função

de deslocamento anterior da pelve na marcha, elas podem ser complementares para essa função, como na possibilidade exemplificada acima.

Os movimentos angulares no plano axial (i.e. em torno dos eixos longitudinais segmentares) das articulações do membro inferior, por determinarem a rotação axial da pelve, podem também afetar a função do deslocamento anterior do corpo e serem funcionalmente complementares entre si, da mesma forma que os movimentos articulares no plano sagital. Por exemplo, durante a subfase de resposta à carga, ocorre rotação medial da perna em relação ao retropé (i.e. abdução do complexo do tornozelo) associada à rotação medial da coxa (NEUMANN, 2002) e também rotação medial da pelve para a mesma direção (frequentemente chamada de rotação posterior da pelve). Considerando esses movimentos, a pelve tende a deslocar-se posteriormente. Porém, nesse momento, ocorre rotação medial da articulação do quadril (LEVENS, *et al.*, 1948; SIMONEAU, 2002) que, possivelmente, impede que toda a rotação medial da coxa ocorrida seja acompanhada da mesma magnitude de rotação posterior da pelve e, assim, reduz o deslocamento posterior desse segmento, uma vez que esse movimento tenderia a deslocar a pelve e o membro inferior em balanço à frente (INMAN, 1966; YANG & PAI, 2014). Esse pode ser um exemplo de complementaridade funcional entre os movimentos articulares no plano axial, que impediria um deslocamento posterior excessivo da pelve, compartilhando o deslocamento anterior do corpo (LATASH, 2002; LATASH, 2007). Assim, se os movimentos no plano axial podem afetar em conjunto a função do deslocamento anterior da pelve na marcha, elas também podem ser complementares para essa função.

Considerando a possível influência e possíveis complementaridades funcionais entre os movimentos articulares no plano sagital e entre os movimentos articulares no plano axial do membro inferior de apoio, para o deslocamento anterior da pelve, é possível que exista também complementaridade funcional entre os movimentos nesses dois planos. Movimentos articulares sagitais e as rotações axiais poderiam ser interdependentes para atender ao objetivo de deslocamento anterior da marcha. Então, variações cinemáticas em um desses planos de movimento podem ser acompanhadas de compensações funcionais no outro plano. Dessa forma, além de acoplamentos funcionais entre os movimentos articulares em um mesmo plano de movimento, podem existir acoplamentos funcionais ainda

desconhecidos entre os movimentos sagitais e as rotações axiais das articulações do membro inferior de apoio.

Caso os movimentos, sagitais e as rotações axiais, das articulações do membro inferior de apoio, sejam funcionalmente acopladas, suas contribuições instantâneas para a posição anteroposterior do corpo, em uma fase de apoio, serão complementares para a progressão da marcha. Entretanto, poucos estudos tentaram quantificar as contribuições angulares de cada articulação, no plano sagital e axial, do membro inferior de apoio para o deslocamento anterior do corpo na marcha, durante um ciclo de movimento (e.g. fase de apoio), considerando as posições instantâneas de todas as articulações e segmentos do membro inferior. Lin e colaboradores (2014) e Yang & Pai (2014) quantificaram contribuições dos movimentos articulares para o deslocamento do centro de massa do corpo. Yang & Pai (2014) também quantificaram as contribuições desses movimentos articulares para o comprimento do passo. Entretanto, esses autores não quantificaram as contribuições das articulações para a posição da pelve, como a base-guia para os segmentos tronco e cabeça, que parecem ser prioritariamente estabilizados como um bloco durante a marcha (LEDEBT & BRIL, 2000; MULAVARA & BLOOBERG, 2002; MULAVARA, *et al.*, 2002; NADEAU, *et al.*, 2003). Além disso, esses estudos não consideraram o complexo articular do mediopé e sua possível contribuição para a progressão da marcha, como exposto em parágrafo anterior. Pode-se observar, também, que esses estudos não investigaram se as contribuições de cada articulação são significativas; ou seja, se cada movimento articular no plano sagital ou axial influencia significativamente a posição anteroposterior do corpo. Assim, ainda não se conhece se e como os movimentos e posições nos planos sagital e axial das articulações do membro inferior de apoio são complementares para produzir a posição e progressão da pelve durante uma mesma fase de apoio da marcha. Torna-se necessário descrever as contribuições de cada articulação, no plano sagital e axial, incluindo o mediopé, e verificar se as mesmas são significativas para produzir a posição anteroposterior da pelve, para estabilizar essa posição, e para gerar o deslocamento pélvico anterior, na marcha.

Além da possível complementaridade funcional em um mesmo ciclo (fase de apoio), os movimentos e posições das articulações do membro inferior de apoio, podem se compensar quando uma ou mais articulações variam em passos diferentes, para manter a função de progressão da marcha. Assim, pode existir

também uma complementaridade funcional entre essas articulações, revelada em diferentes ciclos (fases de apoio), considerando a típica variabilidade de movimento entre passos. Nesse cenário, a possível variação da contribuição funcional de uma posição articular em momentos distintos da fase de apoio, em função da variação da contribuição de uma ou mais posições articulares, para manter a função de progressão da marcha, constituiria uma compensação funcional. Existência de complementaridade funcional entre as articulações do membro inferior de apoio, para estabilizar a posição anteroposterior da pelve em diferentes passos, foi sugerida pelos achados de Papi *et al.* (2015). Entretanto, esses autores estudaram apenas as posições articulares sagitais, sem incluir a análise das articulações no plano axial, e não estudaram as posições angulares do complexo articular do mediopé. Além disso, apesar de sugerir a existência da complementaridade, esse estudo não especifica quais articulações se compensam, dentre todas as articulações estudadas, e nem em quais instantes do apoio acontecem essas compensações funcionais. Dessa forma, ainda não se sabe se as posições e movimentos articulares nos planos sagital e axial do membro inferior de apoio apresentam compensações funcionais entre si em diferentes ciclos da marcha. É necessário descrever as articulações e instantes da fase de apoio envolvidos nessa possível complementaridade funcional entre ciclos.

Em suma, ainda não se sabe: (a) como são as contribuições das articulações (incluindo o mediopé) nos planos sagital e axial para a geração da posição e deslocamento anterior da pelve, em um mesmo passo; (b) se e quais dessas contribuições são significativas; (c) se existe complementaridade em um mesmo passo e entre passos diferentes, entre essas articulações, para produzir e estabilizar a posição anteroposterior da pelve; e (d) quais articulações participariam de uma complementaridade em um mesmo passo e entre passos e em quais instantes da fase de apoio ocorreriam essas compensações funcionais. Assim, o objetivo desse estudo foi averiguar e descrever a existência da complementaridade entre as articulações do membro inferior, nos planos sagital e axial para a geração e estabilização da posição anteroposterior da pelve, além de descrever as contribuições das articulações para a posição e deslocamento da pelve, durante a fase de apoio da marcha.

## 2 MATERIAIS E MÉTODOS

### 2.1 Amostra

Os participantes do estudo foram selecionados por conveniência, por meio de cartazes afixados na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional (EEFFTO), situada na Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG). Para a inclusão destes, foram utilizados os seguintes critérios: ter idade entre 18 e 35 anos, possuir índice de massa corporal (IMC) menor ou igual a  $25 \text{ Kg/m}^2$  e não apresentar sintomas ou lesões musculoesqueléticas nos últimos 3 meses. Os critérios de exclusão foram: sentir dor durante a coleta de dados e conter erros nos dados cinemáticos, durante o processamento. Dessa forma, foram incluídos 14 participantes e destes, foram excluídos 3, devido a erros nos dados cinemáticos. Assim sendo, o número total de participantes foi 11 (idade  $24,7 \pm 2,3$  anos e IMC  $20,7 \pm 1,3 \text{ Kg/m}^2$ ), sendo 10 do sexo feminino e 1 do sexo masculino. Esse estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG (ANEXO) (CAAE – 0427.0.203.000-11).

### 2.2 Procedimentos e instrumentação

Inicialmente, foram verificados os critérios de inclusão. Para o cálculo do IMC, foram realizadas as medidas da massa corporal e altura, utilizando uma balança com altímetro (Filizola S.A., SP, Brasil). Em seguida, os voluntários que preencheram os critérios foram informados sobre os procedimentos do estudo. Aqueles que se disponibilizaram em participar assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE – APÊNDICE 2). Após inclusão dos voluntários, foi iniciada a coleta cinemática, utilizando uma esteira elétrica ProAction G635 Explorer (BH Fitness – Vitoria-Gasteiz, Alava – Espanha) e um sistema de análise de movimento tridimensional Codamotion (CharnwoodDynamics, Rothley, Inglaterra), contendo três unidades de captura. Estas foram posicionadas, uma à frente da esteira e as outras duas póstero-lateralmente. O objetivo desse *setup* foi capturar os sinais infravermelhos emitidos pelos marcadores ativos de rastreamento, posicionados nos segmentos analisados (pelve, coxa, perna, retropé e antepé) (Figura 3). Inicialmente, o examinador realizou o alinhamento do sistema de análise de movimento, para a criação do sistema de coordenadas global, do laboratório. Para isso, foram utilizados três marcadores ativos, os quais indicaram a origem e as direções dos eixos:

póstero-anterior (X), médio-lateral (Y) e ínfero-superior (Z). Para rastrear a trajetória de cada segmento corporal durante a marcha, foram utilizados *clusters* (agrupamentos) de marcadores ativos de rastreamento para os segmentos (Figura 3). Esse agrupamento de marcadores de rastreamento reduz a influência dos movimentos dos tecidos moles em relação ao osso (CAPPOZZO *et al.*, 1995).

A colocação dos *clusters* nos segmentos foi realizada da seguinte forma (Figura 3):

- Antepé: ponto médio entre a segunda e quinta cabeças dos metatarsos, acima da linha que conecta as cabeças (SOUZA, *et al.*, 2014a).
- Retropé: osso calcâneo, logo abaixo da inserção do tendão do tríceps sural (SOUZA, *et al.*, 2014a).
- Perna: abaixo do ventre muscular do músculo gastrocnêmio (MANAL, *et al.*, 2000).
- Coxa: dois dedos acima da borda superior da patela (SCHACHE, *et al.*, 2008).
- Pelve: sobre o sacro, abaixo da linha que liga as duas espinhas ilíacas póstero-superiores (BORHANI, *et al.*, 2013).

Figura 3: agrupamento de marcadores ativos de rastreamento (*clusters*), emissores de infravermelho.

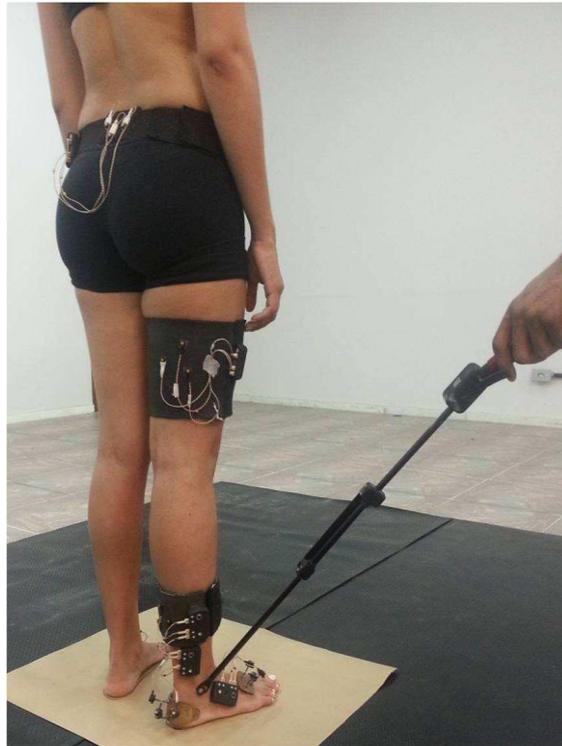


Esses marcadores rastreiam as trajetórias dos segmentos: pelve, coxa, perna, retopé e antepé.

Após a colocação dos clusters, foram realizadas marcações anatômicas. Inicialmente foi realizada palpação das proeminências ósseas, que em seguida, eram marcadas de caneta na pele dos voluntários. Após a marcação, uma ponteira (*pointer*) foi utilizada para criar os marcadores anatômicos virtuais no espaço tridimensional (Figura 4), para delimitação dos seguintes segmentos corporais (ARAÚJO, *et al.*, 2017) (Figura 5): (1) antepé, proximalmente definido pelo sustentáculo do talus e pelo tubérculo fibular, e distalmente definido pelas cabeças do primeiro e quinto metatarsos (modificado de SOUZA, *et al.*, 2014a); (2) retopé, proximalmente definido por meio das marcações anatômicas dos maléolos lateral e medial, e distalmente definido pelo tubérculo fibular e sustentáculo do tálus (SOUZA, *et al.*, 2014a); (3) perna, definida pelos epicôndilos do fêmur e maléolos lateral e medial (SOUZA, *et al.*, 2014a); (4) coxa, definida pelas marcações do trocânter

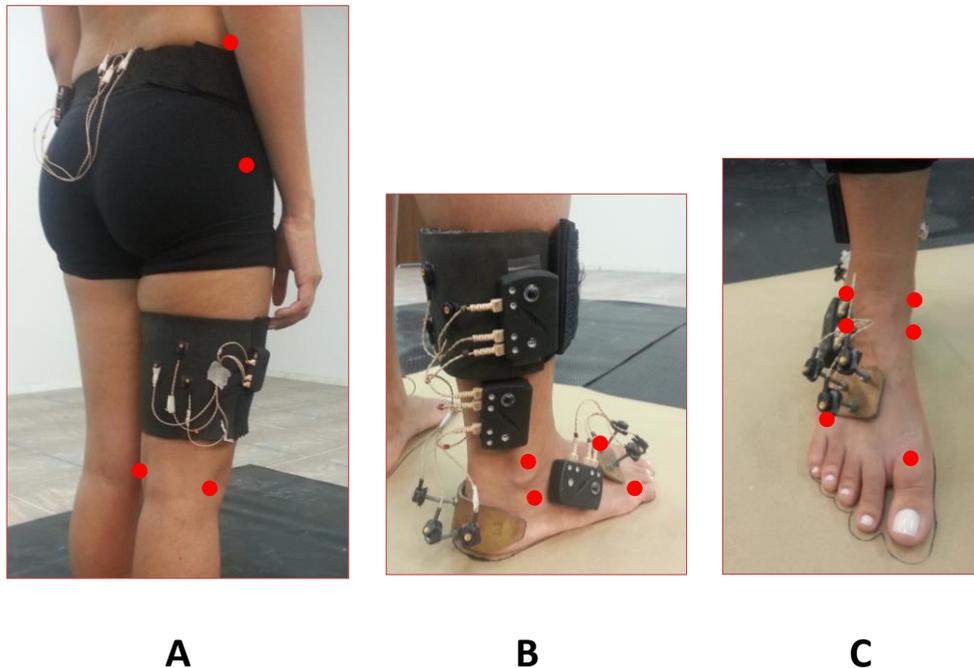
maior e epicôndilos lateral e medial do fêmur (VISUAL 3D WIKI DOCUMENTATION, 2017a); (5) pelve, definida por meio das marcações no ápice da crista ilíaca e no trocânter maior, bilateralmente (VISUAL 3D WIKI DOCUMENTATION, 2017b).

Figura 4: criação dos marcadores anatômicos, utilizando-se uma ponteira (*Pointer*)



Fonte: ARAÚJO, 2013

Figura 5: marcadores anatômicos, utilizados para a criação dos segmentos rígidos.



A Figura 5 (A), na vista pósterio-lateral, representa os marcadores anatômicos: ápice da crista íliaca, trocânter maior do fêmur, e epicôndilos femorais. A Figura 5 (B), na vista pósterio-lateral, representa os marcadores anatômicos: tubérculo fibular, maléolo lateral, cabeças do primeiro e quinto metatarsos. A Figura 5 (C), na vista anterior, representa os marcadores anatômicos: Cabeças dos primeiro e quinto metatarsos, maléolos lateral e medial, sustentáculo do tálus e tubérculo fibular.

Após a colocação dos *clusters* e a criação dos marcadores anatômicos, o voluntário foi solicitado a manter-se em ortostatismo sobre a esteira, mantendo-se de forma estática e relaxada, para posteriormente ser criado o modelo cinemático. Após esse procedimento, o participante foi solicitado a caminhar sobre a esteira, com velocidade auto-selecionada; ou seja, o participante escolheu a velocidade habitual de marcha, simulando o que subjetivamente seria a velocidade convencional da caminhada no dia a dia. Após a escolha da velocidade pelo voluntário, o avaliador variou a velocidade, para que o participante se certificasse em relação à escolha da velocidade auto-selecionada. A velocidade média dos participantes foi  $3,5 \pm 0,4$  Km/h. Foram coletadas 30 fases de apoio da marcha, consecutivas, e a coleta dos dados cinemáticos foi realizada com uma frequência de amostragem de 100Hz. Durante o registro dos sinais dos marcadores de rastreamento em movimento, o voluntário foi orientado a olhar para frente e não realizar nenhum outro movimento com os membros superiores, além das oscilações típicas da marcha. Quando o participante apresentava desequilíbrios que

provocavam mudanças no padrão dos movimentos ou elevava os membros superiores, era realizada uma nova coleta de 30 fases de apoio. Anteriormente ao início da coleta cinemática, era realizada familiarização, em que o voluntário caminhava sobre a esteira, até sentir-se confortável e preparado para iniciar a avaliação. O membro inferior direito foi convencionalmente escolhido para a análise cinemática.

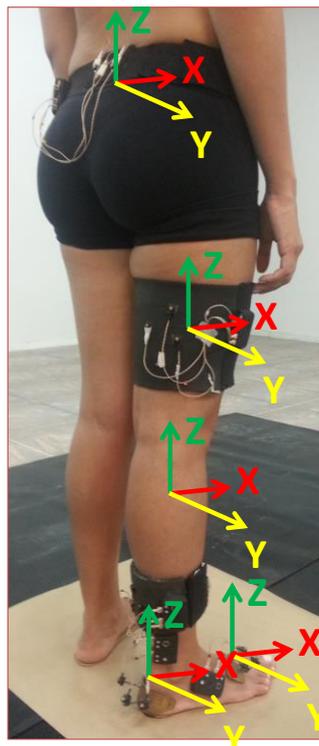
### 2.3 Processamento e redução dos dados

O processamento dos dados cinemáticos foi realizado por meio do *software* Visual 3D (C-Motion, Inc, Rockville, Maryland, USA). Foi criado um modelo cinemático de corpos rígidos com seis graus de liberdade, nesse *software*. Cada segmento foi definido como um corpo rígido, com seu sistema de coordenadas, por meio das marcações anatômicas realizadas durante a coleta cinemática (HAMILL *et al.*, 2013). Cada marcador anatômico foi associado ao *cluster* de três marcadores de rastreamento correspondente ao mesmo segmento. A criação dos marcadores anatômicos foi necessária para determinação dos comprimentos dos segmentos e geração do sistema de coordenadas local de cada segmento (Figura 4) (CAPOZZO, *et al.*, 2005).

Os segmentos e suas respectivas coordenadas locais (Figura 6) foram criados da seguinte forma: (1) Pelve: O eixo ínfero-superior foi criado pela conexão do ponto médio entre os trocânteres femorais e o ponto médio entre os ápices das cristas ilíacas, o eixo médio-lateral foi criado em um plano criado a partir dos mínimos quadrados da distância entre os quatro marcadores, e o eixo pósterio-anterior foi criado ortogonalmente aos outros dois eixos (VISUAL 3D WIKI DOCUMENTATION, 2017b); (2) Coxa: o centro articular do quadril (i.e extremidade proximal da coxa) foi criado medialmente ao trocânter maior do fêmur (um quarto da distância entre os dois trocânteres femorais). O eixo ínfero-superior foi criado pela conexão do centro articular do quadril com o ponto médio entre os epicôndilos femorais. O eixo médio-lateral foi criado pela linha que conecta os epicôndilos femorais, e o eixo pósterio-anterior foi criado ortogonalmente aos outros dois eixos (VISUAL 3D WIKI DOCUMENTATION, 2017a); (3) Perna: O eixo ínfero-superior foi definido pela conexão do ponto médio entre os maléolos medial e lateral e o ponto médio entre os epicôndilos medial e lateral do fêmur. O eixo médio-lateral foi criado

em um plano criado a partir dos mínimos quadrados da distância entre os quatro marcadores. O eixo pósterio-anterior foi criado ortogonalmente aos outros dois eixos (SOUZA, *et al.*, 2014a); (4) Retropé: O eixo ínfero-superior foi criado pela conexão do ponto médio entre os maléolos medial e lateral e o ponto médio entre o sustentáculo do tálus e o tubérculo fibular. O eixo médio-lateral foi criado em um plano criado a partir dos mínimos quadrados da distância entre os quatro marcadores. O eixo pósterio-anterior foi criado ortogonalmente aos outros dois eixos (SOUZA *et al.*, 2014b); (5) Antepé: o eixo pósterio-anterior foi criado pela conexão do ponto médio entre o sustentáculo do tálus e tubérculo fibular e o ponto médio entre as bases dos metatarsos. O eixo médio-lateral foi criado em um plano criado a partir dos mínimos quadrados das distâncias entre os quatro marcadores. O eixo ínfero-superior foi criado ortogonalmente aos outros dois eixos criados. A criação desse segmento foi adaptada em relação ao estudo realizado por Souza, *et al.*, (2014b), para que fosse possível que a posição da extremidade distal do segmento proximal coincidissem com a posição da extremidade proximal do segmento distal. Essa adaptação foi necessária para ser coerente com o modelo geométrico a ser usado, que será demonstrado a seguir. Essa mesma ideia foi utilizada para a criação de todos os outros segmentos citados acima.

Figura 6: sistemas de coordenadas locais de cada segmento



Foram processadas dez fases de apoio da marcha de cada indivíduo, elegidas aleatoriamente dos 30 ciclos coletados. A fase de apoio foi definida como o período entre o contato do calcanhar (retropé) e a retirada dos artelhos (antepé) e as subfases do apoio foram definidas da seguinte forma: (1) Apoio inicial: determinado entre o contato do retropé e o último quadro (porcentagem da fase do apoio) em que o antepé ainda não está em contato com o solo; (2) Apoio médio: determinado entre o momento que o antepé entra em contato com o solo e o último quadro antes do retropé sair do solo e (3) apoio final: definido entre o momento que o retropé sai do solo até o último quadro em que o antepé ainda se encontra em contato com o solo. Esses eventos foram identificados e marcados visualmente (GHOUSSAYNI, 2004), analisando-se o eixo Z (ínfero-superior ou vertical), por apenas um examinador. Para a marcação do evento do contato do calcanhar, foi avaliado o movimento do marcador mais inferior do *cluster* do retropé, no momento (quadro) em que esse marcador cessa o deslocamento linear inferior; para a marcação do evento contato do antepé, foi avaliado o movimento do marcador mais inferior do *cluster* do antepé, no momento (quadro) em que esse marcador cessa o deslocamento linear inferior; para a marcação do evento retirada do calcanhar, foi avaliado o movimento do marcador mais inferior do *cluster* do retropé, no momento (quadro) em que esse marcador inicia o deslocamento linear superior; para a marcação do evento de retirada do antepé, foi avaliado o movimento do marcador mais inferior do *cluster* do antepé, no momento (quadro) em que esse marcador inicia o deslocamento linear superior. As curvas do deslocamento linear desses marcadores foram plotadas e observadas, para facilitar a identificação visual dos eventos.

Os dados de posição dos marcadores foram filtrados com um filtro passa-baixa do tipo Butterworth de quarta ordem e a frequência de corte de 6 Hz (WINTER, 2005). Além disso, sequências de movimento não rastreadas, com no máximo dez quadros, foram interpoladas.

### 2.3.1 Posições articulares

Após a criação do modelo cinemático, as posições articulares foram definidas como a posição angular do sistema de coordenadas do segmento distal em relação ao sistema de coordenadas do segmento proximal. As posições articulares do pé em relação ao solo foram definidas como os ângulos formados entre o sistema de

coordenadas local do antepé ou do retropé e o sistema de coordenadas do laboratório (global). As posições articulares analisadas foram: quadril (posição relativa da coxa em relação à pelve), joelho (posição relativa da perna em relação à coxa), tornozelo (posição relativa do retropé em relação à perna), retropé-solo (posição relativa do retropé em relação ao laboratório), complexo do mediopé (posição relativa do antepé em relação ao retropé) e antepé-solo (posição relativa do antepé em relação ao laboratório). As posições articulares no plano sagital foram calculadas em torno do eixo Y. As posições articulares do quadril, joelho, tornozelo e retropé-solo, no plano axial, em torno do eixo Z (eixo longitudinal do segmento). A posição articular do antepé-solo, no plano axial, foi calculada em torno do eixo X do segmento antepé, uma vez que corresponde ao seu eixo longitudinal, de direção póstero-anterior. As posições articulares no plano axial do complexo articular do mediopé foram calculadas em torno do eixo X do antepé em relação ao eixo Z do retropé, uma vez que esses correspondem aos eixos longitudinais desses segmentos. Foram obtidas séries temporais dos ângulos articulares, e do retropé e antepé, das 10 fases de apoio selecionadas, que foram interpoladas para terem o mesmo número de pontos (101 pontos – 0% a 100%).

### 2.3.2 Contribuições advindas das articulações (posições articulares) para a produção da posição anteroposterior da pelve

#### 2.3.2.1 Modelo geométrico de segmentos ligados para o cálculo da posição anteroposterior da extremidade proximal da pelve, contralateralmente ao membro inferior de apoio.

Um modelo geométrico, de segmentos ligados, foi usado para formalizar a relação dos ângulos articulares, axiais e sagitais, anteriormente obtidos, com a posição anteroposterior da pelve (Figura 7). Esse modelo é composto pelos segmentos antepé, retropé, perna, coxa e pelve, pelas articulações do complexo do mediopé, tornozelo, joelho e quadril. Nele, podem haver mudanças de posições articulares nos eixos médio-laterais (plano sagital) e nos eixos longitudinais (plano axial). Na equação correspondente a esse modelo, os ângulos articulares foram utilizados como dados de entrada, e a posição anteroposterior da pelve constitui o dado de saída. Assim, foi realizado um processo de cinemática inversa simples, em que os ângulos obtidos do modelo cinemático de 6 graus de liberdade foram

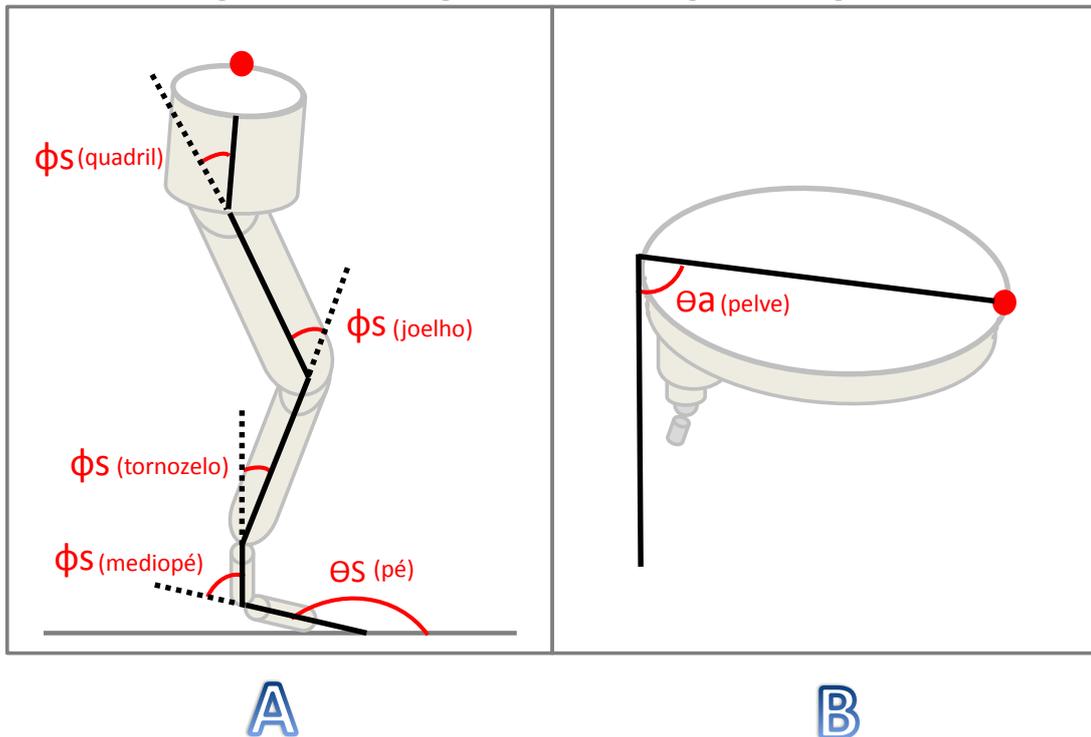
aplicados ao modelo geométrico de segmentos ligados, que possui as seguintes restrições cinemáticas: não há deslocamentos lineares relativos entre as extremidades segmentares que compõem uma articulação; e não há deslocamentos lineares entre o solo a extremidade distal do retropé ou do antepé (dependendo da subfase do apoio), constituindo eixos fixos do pé com o solo. No modelo geométrico, a posição anteroposterior das extremidades proximais de cada segmento, durante a fase de apoio da marcha, é estimada a partir das posições articulares do membro inferior.

Especificamente, nesse modelo, a posição anteroposterior da pelve (extremidade proximal, contralateralmente ao membro inferior de apoio – representado por um círculo vermelho na Figura 7) é dada pela soma das posições anteroposteriores das extremidades proximais dos segmentos pé, perna, coxa e pelve, de acordo com a seguinte equação (1):

$$(1) Y_{(pelve)i} = Y_{S(pé)i} + Y_{S(perna)i} + Y_{S(coxa)i} + Y_{S(pelve)i} + Y_{a(pelve)i}$$

Em que “Y” se refere à posição linear anteroposterior da pelve no plano sagital (representado pelo círculo vermelho na Figura 7A); “Ys” é a posição linear anteroposterior da extremidade proximal de cada segmento, determinada pela posição angular sagital desses segmentos (pé, perna, coxa e pelve); “Ya” é a posição linear anteroposterior da extremidade proximal da pelve, localizada contralateralmente ao membro inferior em apoio (representado Figura 7B pelo círculo vermelho, em uma vista superior), determinada pela posição angular axial da pelve; “i” é o instante (quadro) da fase de apoio da marcha.

Figura 7: modelo geométrico de segmentos ligados.



Os segmentos representados na Figura, no sentido de inferior para superior, são: antepé, retropé, perna, coxa e pelve. Figura (A): Vista lateral dos segmentos do membro inferior: posições articulares no plano sagital que determinam a posição linear da extremidade proximal da pelve, contralateral ao membro inferior em apoio (círculo vermelho).  $\phi_s$  representa os ângulos articulares sagitais relativos entre os segmentos e  $\theta_s$  (pé) representa o ângulo absoluto do pé; Figura (B): Vista superior da pelve e membro inferior: posições articulares no plano axial que determinam a posição linear da extremidade proximal da pelve, contralateral ao membro inferior em apoio (círculo vermelho).  $\theta_a$  (pelve) representa o ângulo axial absoluto da pelve.

As posições anteroposteriores das extremidades proximais dos segmentos, em relação às extremidades distais desses segmentos, ( $Y_s$  e  $Y_a$ ) são determinadas pelos cossenos dos ângulos sagitais do pé, da perna, da coxa e da pelve (representado como exemplo na Figura 8, individualmente um segmento) e pelo cosseno do ângulo axial da pelve (representado pela Figura 9). A contribuição do ângulo de cada segmento para o deslocamento anterior é dada pelas seguintes equações matemáticas:

$$(2) Y_{s(\text{pé})} = \text{Cos}(\theta_{s(\text{pé})}) \times L_{\text{pé}}(\text{longitudinal})$$

$$(3) Y_{s(\text{perna})} = \text{Cos}(\theta_{s(\text{pé})} + \phi_{s(\text{tornozelo})}) \times L_{\text{perna}}(\text{longitudinal})$$

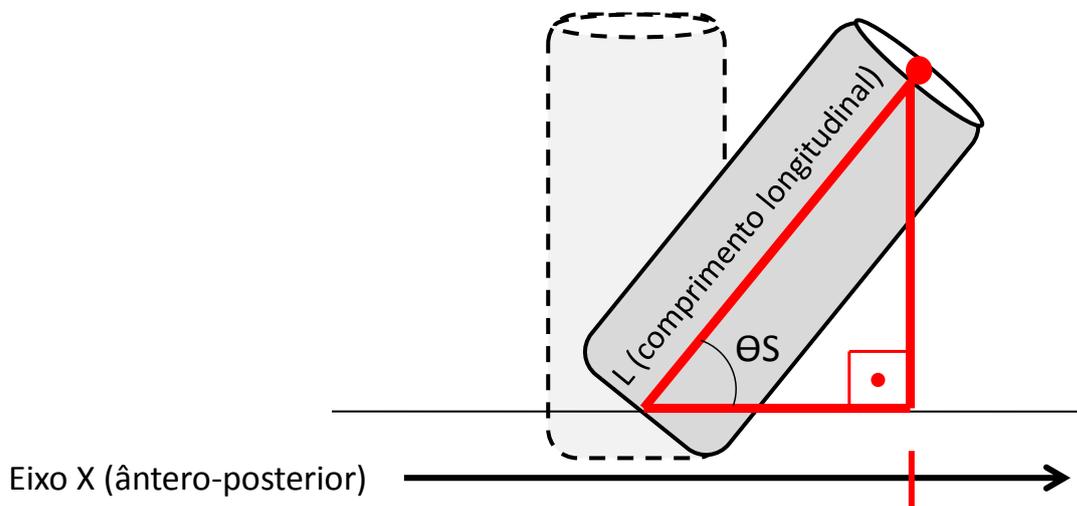
$$(4) Y_{s(\text{coxa})} = \text{Cos}(\theta_{s(\text{pé})} + \phi_{s(\text{tornozelo})} + \phi_{s(\text{joelho})}) \times L_{\text{coxa}}(\text{longitudinal})$$

$$(5) Y_{s(\text{pelve})} = \text{Cos}(\theta_{s(\text{pé})} + \phi_{s(\text{tornozelo})} + \phi_{s(\text{joelho})} + \phi_{s(\text{quadril})}) \times L_{\text{pelve}}(\text{longitudinal})$$

$$(6) Y_{a(\text{pelve})} = \text{Cos}(\theta_{a(\text{pé})} + \phi_{a(\text{tornozelo})} + \phi_{a(\text{joelho})} + \phi_{a(\text{quadril})}) \times L_{\text{pelve}}(\text{medial-lateral})$$

Em que “ $\theta_s(\text{pé})$ ” é a posição angular sagital do pé em relação ao solo, que constitui o ângulo entre alguma porção do pé (retropé ou antepé, dependendo da subfase do apoio) e o solo; “ $\Phi_s(\text{tornozelo})$ ” é a posição angular sagital do tornozelo; “ $\Phi_s(\text{joelho})$ ” é a posição angular sagital do joelho; “ $\Phi_s(\text{quadril})$ ” é a posição angular sagital do quadril; “ $\theta_a(\text{pé})$ ” é a posição angular axial do pé (retropé ou antepé) em relação ao solo; “ $\Phi_a(\text{tornozelo})$ ” é a posição angular axial do tornozelo; “ $\Phi_a(\text{joelho})$ ” é a posição angular axial do joelho; “ $\Phi_a(\text{quadril})$ ” é a posição angular axial do quadril; “ $L_{\text{pé}}(\text{longitudinal})$ ” é o comprimento longitudinal do pé; “ $L_{\text{perna}}(\text{longitudinal})$ ” é o comprimento longitudinal da perna; “ $L_{\text{coxa}}(\text{longitudinal})$ ” é o comprimento longitudinal da coxa; “ $L_{\text{pelve}}(\text{longitudinal})$ ” é o comprimento longitudinal da pelve; “ $L_{\text{pelve}}(\text{medial-lateral})$ ” é o comprimento látero-lateral, sendo a distância entre as duas cristas ilíacas, e “ $i$ ” é o instante (quadro) da fase de apoio da marcha. Nos primeiros termos das equações 2 a 6, o valor entre parênteses é sempre constituído pela soma das posições angulares das articulações abaixo do segmento em questão.

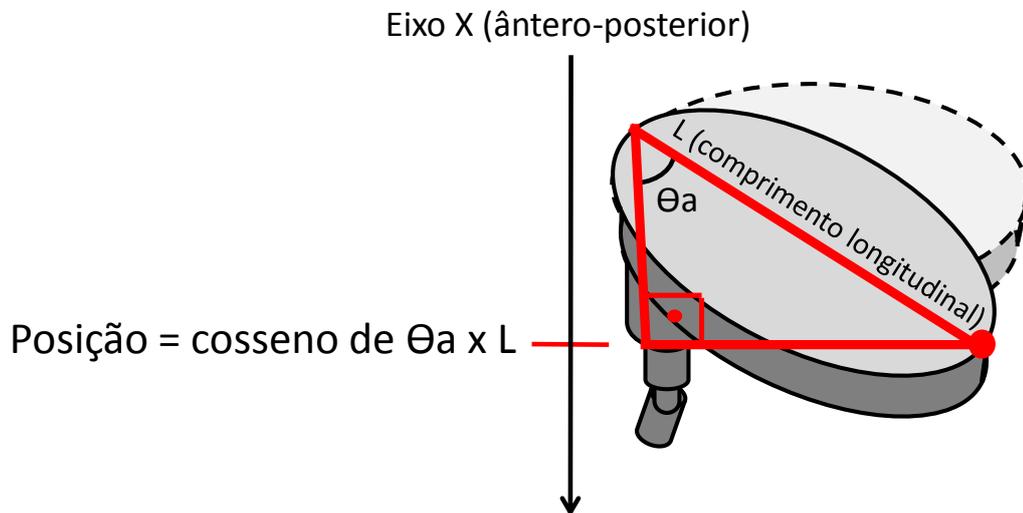
Figura 8: representação da posição linear anteroposterior (eixo x do sistema de coordenada global) da extremidade proximal dos segmentos do membro inferior (círculo vermelho), em relação à extremidade distal desses segmentos.



$$\text{Posição} = \text{cosseno de } \theta_S \times L$$

Foi exemplificado nesta figura apenas um segmento, em uma vista lateral, representando o plano sagital do segmento. Ou seja, corresponde ao cateto adjacente de um triângulo retângulo, que representa a posição relativa da extremidade proximal do segmento retropé, advindo do ângulo sagital absoluto ( $\theta_S$ ).

Figura 9: representação da posição linear anteroposterior (eixo x do sistema de coordenada global) da extremidade proximal da pelve, contralateralmente ao membro inferior em apoio (círculo vermelho), em relação à extremidade proximal da pelve, ipsilateralmente ao membro inferior em apoio (vértice de  $\theta_a$ ).



Em uma vista superior, representa a somatória das contribuições de todas as posições articulares no plano axial, porém, o movimento demonstrado é apenas da pelve no plano transversal.

Na fase de apoio da marcha, os pontos do pé em contato com o solo modificam. Dessa forma, durante a subfase de resposta à carga, enquanto apenas o retropé está apoiado, a estimativa de posição linear da pelve a partir dos ângulos articulares é feita considerando a extremidade distal do retropé como o ponto fixo no solo. Nessa situação, o ângulo do complexo articular do mediopé e o ângulo do antepé não são considerados. A partir do final da subfase de resposta à carga (i.e. nas subfases de apoio médio e final), o antepé entra em contato com o solo e sua extremidade distal pode ser considerada como um ponto fixo. Dessa forma, o segmento antepé e o complexo articular do médio-pé são incluídos no modelo, nas subfases do apoio médio e final. Assim, a equação 1 é reformulada para essas subfases da seguinte forma:

$$(7) Y_{(pelve)RCi} = Y_{s(retopé)RCi} + Y_{s(perna)RCi} + Y_{s(coxa)RCi} + Y_{s(pelve)RCi} + Y_{a(pelve)RCi}$$

$$(8) Y_{(pelve)AMFi} = Y_{s(antepé)AMFi} + Y_{s(retopé)AMFi} + Y_{s(perna)AMFi} + Y_{s(coxa)AMFi} + Y_{s(pelve)AMFi} + Y_{a(pelve)AMFi} + L_{antepé(longitudinal)}$$

Em que “RCi” representa cada instante da subfase de resposta à carga e “AMFi” representa cada instante das subfases de apoio médio e final. As posições lineares

anteroposteriores sagitais da extremidade proximal do retropé em “ $RCi$ ” (equação 7) e do antepé em “ $AMFi$ ” (equação 8) são estimadas a partir os ângulos do retropé e antepé em relação ao solo, respectivamente. Para estimar a posição da extremidade proximal da pelve nos apoios médio e final, o comprimento longitudinal do antepé era sempre adicionado, uma vez que a rotação (plano sagital) em relação ao solo ocorre, nessas subfases, em um eixo próximo às cabeças dos metatarsos. Nas subfases de apoio médio e final, a posição linear sagital da extremidade proximal do retropé é, então, estimada utilizando-se os ângulos do antepé em relação ao solo e do complexo articular do médio-pé, de acordo com a seguinte equação:

$$(9) Y_{S(\text{retropé})AMFi} = \text{Cos}(\theta_{s(\text{antepé})AMFi} + \Phi_{(CA \text{ do médio-pé})AMFi}) \times L_{\text{retropé}(\text{longitudinal})}$$

Em que “ $\Phi_{s(CA \text{ do médio-pé})}$ ” é o ângulo do complexo articular do médio-pé (i.e. entre o antepé e o retropé). Consistentemente, nas subfases de apoio médio e final, nas equações que estimam as posições lineares das extremidades proximais dos segmentos (i.e. equações 2 a 6, e equação 9) estão incluídos os ângulos do antepé em relação ao solo ( $\theta_{s(\text{antepé})AMFi}$ ) e do complexo articular do médio-pé ( $\Phi_{s(CA \text{ do médio-pé})AMFi}$ ). O valor de 90 graus foi subtraído do ângulo do complexo articular do médio-pé, em todos os quadros, para que o retropé tivesse uma posição verticalizada, de acordo com o modelo geométrico (anatomicamente coerente). Assim, nos apoios médio e final, esses ângulos influenciam nas posições angulares de cada segmento proximal a eles e, assim, na estimativa da posição linear da pelve, de acordo com a equação 8.

### 2.3.2.2 Validade do modelo geométrico de segmentos ligados

Para verificar a validade do modelo geométrico, foi calculado o coeficiente de múltipla determinação (CMD; ou  $R^2$  ajustado) (KUTNER, *et al.*, 2005), com o intuito de analisar a capacidade do modelo geométrico (considerando os ângulos articulares como variáveis de entrada) de predizer a posição linear anteroposterior da extremidade proximal da pelve e contralateral ao membro inferior em apoio, quadro a quadro, na fase de apoio, determinada pelo *software* Visual 3D. Essa análise foi feita para cada participante (total de 10 ciclos para cada) e, ao final, foi calculado o CMD médio de todos os indivíduos.

### 2.3.3 Complementaridade no mesmo ciclo (passo)

#### 2.3.3.1 Contribuições complementares das articulações para a produção da posição e deslocamento anteroposterior da pelve

##### 2.3.3.1.1 Coeficientes de influência de cada articulação no deslocamento anteroposterior da pelve

Para verificar quanta variação na posição linear da pelve, em metros, é gerada pela variação, em graus, da posição de cada uma das articulações, foi calculada a derivada parcial de cada articulação ( $\partial Y_{(pelve)}/\partial \Phi$  ou  $\partial Y_{(pelve)}/\partial \theta$ ), quadro a quadro (APÊNDICE 3). A derivada parcial de uma articulação de interesse depende da posição dessa articulação e da posição de todas as outras articulações proximais à articulação de interesse. Portanto, a derivada parcial de uma articulação tem valores diferentes em cada quadro, uma vez que as posições angulares das articulações são também diferentes em cada quadro. Para se obter apenas um valor de coeficiente de influência de cada articulação estudada foi calculada a média das derivadas parciais absolutas dessa articulação em todos os quadros da fase de apoio. Assim, cada coeficiente de influência representou, em média, a variação da posição linear da pelve, em metros, relacionada a cada grau de variação em cada posição articular.

##### 2.3.3.1.2 Contribuições individuais das articulações para produzir a posição anteroposterior da pelve

Foram calculadas as séries temporais das contribuições individuais, em metros, de cada articulação, em cada plano (sagital e axial) para a posição anteroposterior da pelve, de forma que a soma dessas contribuições resultasse na posição pélvica (i.e. para atender ao princípio da superposição). Assim, essas contribuições representam a posição pélvica determinada pela posição de uma articulação, considerando os valores de posição de todas as outras articulações. Para obter curvas da contribuição de uma articulação em cada plano, durante a fase de apoio, foram utilizadas as derivadas parciais de cada quadro (% do apoio), dessa articulação. A contribuição no primeiro quadro foi calculada como a subtração entre (a) a posição da pelve estimada com todas as posições articulares medidas e (b) a posição da pelve estimada com todas as posições articulares medidas, porém com a

articulação de interesse com um valor que representa ausência de deslocamento angular na articulação (i.e. posição neutra). Essa posição, para todas as articulações foi de 0 grau, exceto para o complexo articular do mediopé, cuja posição é -90 graus devido ao fato de que, apesar de o retropé se articular com a perna verticalmente, com o antepé ele se articula anteriormente, dando a direção pósterio-anterior do eixo longitudinal do antepé.

$$(10) \text{ Contribuição}(\theta)_1 = Y_{(\text{pelve})1} - Y_{(\text{pelve com a articulação de interesse em posição neutra})1}$$

Em que “ $(\theta)_1$ ” é o ângulo de uma das articulações no quadro 1 da fase de apoio; “ $Y_{(\text{pelve})1}$ ” é a posição anteroposterior da extremidade proximal da pelve e contralateralmente ao membro inferior em apoio, no quadro 1, da fase de apoio e “ $Y_{(\text{pelve com a articulação de interesse em posição neutra})1}$ ” é a posição anteroposterior da extremidade proximal da pelve e contralateralmente ao membro inferior em apoio com a articulação de interesse em posição neutra, no quadro 1. A contribuição de uma articulação, nos quadros seguintes ao primeiro, foi então calculada utilizando as derivadas parciais e as variações dessa articulação, quadro a quadro:

$$(11) \text{ Contribuição}(\theta)_i = (\partial\theta_{(i, i-1)}) \times (\partial Y_{(\text{pelve})(i)} / \partial\theta_{(i)}) + \text{Contribuição}(\theta)_{i-1}$$

(sendo que  $i$  é igual a 2, 3, ... 101, correspondente aos quadros subsequentes ao quadro 1).

Em que “ $\partial\theta_{(i, i-1)}$ ” é a variação ( $\partial$ ) do ângulo da articulação ( $\theta$ ), entre um quadro da fase de apoio ( $i$ ) e o quadro anterior ( $i-1$ ); “ $\partial Y_{(\text{pelve})(i)} / \partial\theta_{(i)}$ ” é a derivada parcial em um instante (quadro) da fase de apoio, ou seja, é a variação da posição anteroposterior da pelve em relação à variação angular da articulação. “ $\text{Contribuição}(\theta)_{i-1}$ ” representa a contribuição do ângulo da articulação ( $\theta$ ) em um quadro anterior ( $i-1$ ).

#### 2.3.3.1.3 Erro das predições da posição pélvica com e sem cada contribuição

Para posteriormente verificar se a contribuição de cada articulação foi significativa para determinar a posição anteroposterior da pelve, foi necessário calcular o erro da predição da posição da pelve, determinada pela soma das

contribuições de cada articulação, em comparação com a posição real da pelve. Foi também necessário calcular o erro da posição predita da pelve quando se retira da soma de contribuições a contribuição de uma articulação de interesse. Os cálculos dos erros foram operacionalizados utilizando a raiz do erro quadrático médio (REQM). Assim, para posteriormente verificar a significância de cada contribuição, pôde-se comparar o erro da predição de posição pélvica gerada pela soma de todas as contribuições com a predição de posição pélvica gerada pela soma sem a contribuição da articulação de interesse. Um aumento significativo do erro com a retirada de uma contribuição articular indica que essa contribuição foi significativa para a produção da posição da pelve.

#### 2.3.3.1.4 Teste da complementaridade intra-ciclo, das articulações, para produzir a posição anteroposterior da pelve

O coeficiente de múltipla determinação (CMD; ou  $R^2$  ajustado) (KUTNER, *et al.*, 2005) foi utilizado para verificar a capacidade das contribuições, em conjunto, de gerar a posição real da pelve, analisando se a soma das contribuições individuais de cada articulação prediz a posição anteroposterior real da pelve. Secundariamente, esse teste também investiga a validade do modelo constituído pela soma das contribuições, que verifica se o princípio da superposição foi atendido. Esse teste foi realizado apenas para as contribuições que foram estatisticamente significativas, análise que será descrita posteriormente, constituindo um modelo parcimonioso em relação ao número de articulações consideradas.

#### 2.3.3.1.5 Contribuições individuais das articulações para o deslocamento anteroposterior da pelve

Para as contribuições das articulações para o deslocamento da pelve, foram calculadas variáveis discretas. As contribuições individuais das articulações calculadas foram: “contribuição para deslocamento total” (deslocando a pelve para anterior ou posterior), “contribuição para deslocamento anterior” e “contribuição para deslocamento posterior”, em metros, na fase e nas subfases do apoio.

Para o cálculo da contribuição para deslocamento total, de cada articulação, foram utilizadas as diferenciais da curva de contribuição dessa articulação para a posição pélvica (item 2.3.3.1.2) (i.e subtração do valor em um quadro temporal em

relação ao valor no quadro imediatamente anterior). Foram calculados os valores modulares (absolutos) dessas diferenciais, para que eles, então, fossem somados sem que valores negativos e positivos se cancelassem, representando o deslocamento total da pelve produzido pela articulação correspondente em uma fase de apoio.

Para calcular as contribuições para deslocamento anterior, advindas das articulações, ao invés de transformar os valores em absolutos, apenas foram considerados os valores positivos, ou seja, apenas aqueles em que ao subtrair o valor do quadro à frente em relação ao quadro anterior tenha sido obtido um valor positivo. Dessa forma, esses valores em determinados momentos da fase do apoio, foram somados, para se obter o valor total da contribuição para o deslocamento anterior, de uma articulação durante a fase de apoio analisada. Para o cálculo das contribuições para deslocamento posterior, foram obtidos valores negativos em determinados quadros da fase de apoio. Estes foram somados, determinando as contribuições das articulações, que deslocam a pelve para posterior.

Assim, foi calculada, em metros, a média das contribuições das articulações para o deslocamento anteroposterior da pelve, nos dez ciclos de marcha de cada indivíduo e, em seguida, foi calculada a média de todos os indivíduos. Dessa forma, após o cálculo das contribuições para o deslocamento da pelve, foi possível calcular a porcentagem de cada contribuição articular, tendo como total (100%) a soma dos deslocamentos pélvicos produzidos por todas as articulações, quadro a quadro.

#### 2.3.4 Complementaridade entre ciclos (passos) diferentes

##### 2.3.4.1 Estabilidade da posição anteroposterior da pelve entre passos diferentes

Antes de analisar as complementaridades entre passos diferentes, foi necessário verificar se a posição anteroposterior real da pelve é estabilizada entre os ciclos distintos. Utilizou-se o erro (REQM) para analisar a variabilidade dessas posições pélvicas, quadro a quadro, para cada indivíduo. Um valor médio da REQM, entre os indivíduos, foi utilizado para caracterizar a estabilização da posição da pelve, sendo que quanto menor o valor de erro, maior é a estabilização.

#### 2.3.4.2 Teste da complementaridade entre ciclos, das articulações, para a determinação da posição anteroposterior da pelve

Caso fosse comprovada uma estabilidade no deslocamento anterior da posição real da pelve entre ciclos diferentes, a complementaridade entre ciclos poderia ser investigada. No caso da presença de estabilização, a variação em uma contribuição que for acompanhada de variação de direção contrária e de magnitude similar na soma de todas as outras contribuições, indica complementaridade para a função de estabilizar a posição da pelve entre diferentes passos. Investigando essa covariação, pode-se identificar quais articulações participam de compensações funcionais entre passos. Além disso, pode-se identificar em quais instantes da fase de apoio, para cada participante, uma articulação é funcionalmente complementar a todas as outras articulações. Uma articulação de interesse foi considerada complementar com a soma das outras articulações, para estabilizar a posição da pelve em diferentes passos, quando a covariação linear entre suas contribuições foi negativa e, no mínimo, classificada como grande ( $r \leq -0,5$ ) (ROSENTHAL, 1996), em cada porcentagem do apoio. Após esse cálculo, foi possível representar a frequência em que cada contribuição de cada articulação foi complementar em relação à soma das contribuições das outras articulações, plotando-se um Gráfico de barras, em que cada momento da fase de apoio (%) foi preenchido por um retângulo com um nível de transparência. À medida que em vários indivíduos apresentam o valor da correlação negativa e alta, as barras se sobrepõem, formando áreas mais escuras. Ou seja, quanto mais escura a cor da barra, mais indivíduos apresentaram valores de “r” iguais ou menores que -0,5 naquele instante da fase de apoio (%), indicando maior frequência de indivíduos que apresentam a complementaridade da articulação em análise em relação às outras.

#### 2.4 Análises estatísticas

Para teste das confiabilidades entre repetições das séries temporais cinemáticas das posições articulares nos planos sagital e axial (antepé-solo, complexo do mediopé, retropé-solo, tornozelo, joelho e quadril) foram calculados coeficientes de múltipla correlação (CMC) (KADABA, *et al.*, 1989) e valores da REQM.

Coeficiente de correlação intraclasse ( $CCI_{3,5}$ ) (PORTNEY & WATKINS, 2009) foram calculados para investigar a confiabilidade entre repetições das contribuições para o deslocamento da pelve (variáveis discretas). Foram comparadas duas médias de 5 repetições (ciclos), do total de 10 repetições, que foram selecionadas aleatoriamente.

Para análise da normalidade dos dados das REQM das predições foi utilizado o teste Shapiro-Wilk. Uma vez que esse teste revelou a presença de dados de distribuição não-normal em todas comparações, foram utilizados os testes de Friedman e Wilcoxon para analisar quais articulações do modelo geométrico contribuíram significativamente para a estimativa da posição pélvica, considerando o nível de significância ( $\alpha$ ) de 0,05. As comparações de pares do teste de Wilcoxon foram entre o erro da predição da posição da pelve feita pela soma de todas as contribuições (REQM soma VS real) e cada erro da posição predita da pelve quando se retira uma articulação de interesse (REQM soma – 1 articulação de interesse VS real), com um total de 12 comparações.

Para análise das complementaridades entre passos, foi calculada a covariância ( $r$  de Pearson) (PORTNEY & WATKINS, 2009) da contribuição de uma articulação de interesse com a soma de todas as contribuições das outras articulações restantes, em cada quadro da fase de apoio da marcha. Posteriormente, foram identificadas as janelas temporais (% do apoio) em que uma articulação participava das complementaridades entre passos.

### 3 RESULTADOS

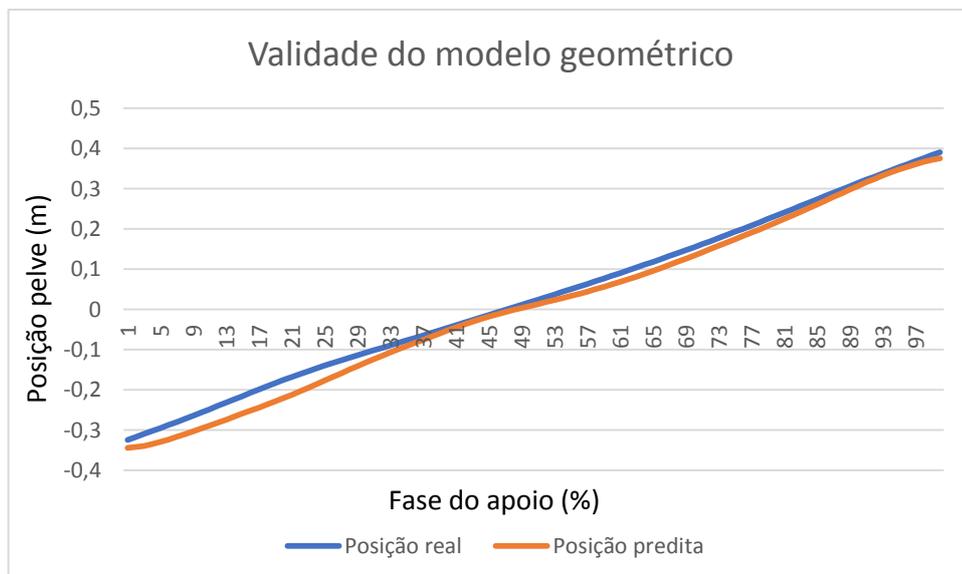
#### 3.1 Confiabilidade das contribuições articulares

Os dados cinemáticos das contribuições articulares foram considerados confiáveis. A descrição cinemática dessas curvas e suas confiabilidades foram apresentadas no APÊNDICE 4.

#### 3.2 Validade do modelo geométrico de segmentos ligados, incluindo todas as contribuições das articulações (Gráfico 1)

A média do coeficiente de múltipla determinação (CMD) dos ciclos dos voluntários foi  $0,945 \pm 0,042$  ( $p < 0,001$  para análise dos ciclos individuais de cada voluntário), demonstrando uma alta capacidade preditiva do modelo geométrico (PORTNEY & WATKINS, 2009). A média do erro (REQM) entre a curva do deslocamento predito da pelve em relação ao deslocamento real da pelve foi  $0,032 \pm 0,013$  m.

Gráfico 1: posição ântero-posterior da pelve, durante a fase de apoio, estimada pelas posições articulares (representada pela linha laranja), em relação à posição real da pelve (representada pela linha azul).



#### 3.3 Confiabilidades das contribuições articulares, nos planos sagital e axial

As confiabilidades das contribuições advindas dos movimentos articulares para o deslocamento da pelve (variáveis discretas), na fase de apoio e em suas subfases, foram consideradas entre moderadas a altas (PORTNEY & WATKINS,

2009) ( $p < 0,05$ ), exceto a confiabilidade da contribuição para trás do movimento sagital do antepé-solo, que foi considerada baixa ( $CCI=0,32$ ) (PORTNEY & WATKINS, 2009) e não significativa ( $p=0,277$ ). Os dados de confiabilidade foram representados na Tabela 1.

Tabela 1: confiabilidade das contribuições (total, para frente e para trás) dos movimentos articulares, nos planos sagital e axial, na fase e nas subfases do apoio.

Fases da marcha	Contribuição antepé-solo		Contribuição joelho		Contribuição mediopé		Contribuição quadril		Contribuição tornozelo		Contribuição retropé-solo	
	CCI	p	CCI	p	CCI	p	CCI	p	CCI	P	CCI	p
Fase de apoio sagital total	0,992	<0,001*	0,994	<0,001*	0,995	<0,001*	0,990	<0,001*	0,993	<0,001*	0,998	<0,001*
Fase de apoio sagital para frente	0,990	<0,001*	0,995	<0,001*	0,961	<0,001*	0,964	<0,001*	0,979	<0,001*	0,814	0,007*
Fase de apoio sagital para trás	0,884	0,001*	0,998	<0,001*	0,999	<0,001*	0,988	<0,001*	0,978	<0,001*	0,997	<0,001*
Fase de apoio axial total	0,983	<0,001*	0,986	<0,001*	0,991	<0,001*	0,967	<0,001*	0,989	<0,001*	0,991	<0,001*
Fase de apoio axial para frente	0,989	<0,001*	0,979	<0,001*	0,981	<0,001*	0,99	<0,001*	0,993	<0,001*	0,999	<0,001*
Fase de apoio axial para trás	0,974	<0,001*	0,997	<0,001*	0,997	<0,001*	0,979	<0,001*	0,977	<0,001*	0,991	<0,001*
Apoio inicial sagital total			0,985	<0,001*			0,992	<0,001*	0,947	<0,001*	0,996	<0,001*
Apoio inicial sagital para frente			0,996	<0,001*			0,904	<0,001*	0,836	0,004*	0,952	<0,001*
Apoio inicial sagital para trás			0,99	<0,001*			0,980	<0,001*	0,973	<0,001*	0,998	<0,001*
Apoio inicial axial total			0,994	<0,001*			0,995	<0,001*	0,986	<0,001*	0,991	<0,001*
Apoio inicial axial para frente			0,989	<0,001*			0,971	<0,001*	0,993	<0,001*	0,999	<0,001*
Apoio inicial axial para trás			0,999	<0,001*			0,997	<0,001*	0,960	<0,001*	0,991	<0,001*
Apoio médio sagital total	0,962	<0,001*	0,989	<0,001*	0,995	<0,001*	0,996	<0,001*	0,825	0,005*		
Apoio médio sagital para frente	0,978	<0,001*	0,968	<0,001*	0,945	<0,001*	0,944	<0,001*	0,727	0,026*		
Apoio médio sagital para trás	0,874	0,001*	0,998	<0,001*	0,999	<0,001*	0,996	<0,001*	0,908	<0,001*		
Apoio médio axial total	0,983	<0,001*	0,996	<0,001*	0,991	<0,001*	0,975	<0,001*	0,982	<0,001*		
Apoio médio axial para frente	0,986	<0,001*	0,984	<0,001*	0,976	<0,001*	0,961	<0,001*	0,989	<0,001*		
Apoio médio axial para trás	0,975	<0,001*	0,995	<0,001*	0,996	<0,001*	0,986	<0,001*	0,819	0,006*		
Apoio final sagital total	0,994	<0,001*	0,998	<0,001*	0,998	<0,001*	0,993	<0,001*	0,983	<0,001*		
Apoio final sagital para frente	0,981	<0,001*	0,999	<0,001*	0,976	<0,001*	0,982	<0,001*	0,971	<0,001*		
Apoio final sagital para trás	0,320	0,277	0,996	<0,001*	0,999	<0,001*	0,994	<0,001*	0,989	<0,001*		
Apoio final axial total	0,982	<0,001*	0,964	<0,001*	0,992	<0,001*	0,984	<0,001*	0,982	<0,001*		
Apoio final axial para frente	0,974	<0,001*	0,947	<0,001*	0,998	<0,001*	0,913	<0,001*	0,975	<0,001*		
Apoio final axial para trás	0,961	<0,001*	0,868	0,002*	0,881	0,001*	0,911	<0,001*	0,958	<0,001*		

Legenda: CCI: Coeficiente de Correlação Intraclasse; p: significância.

### 3.4 Testes de significância das contribuições advindas das articulações para a produção da posição anteroposterior da pelve

Uma vez que o “erro da predição com todas as contribuições” apresentou distribuição não normal ( $p < 0,001$ ) e fez parte de todas as comparações de interesse, o teste de Friedman (não-paramétrico) foi utilizado e as comparações foram feitas por meio do teste de Wilcoxon. O efeito principal do teste de Friedman foi significativo ( $p < 0,001$ ). As contribuições articulares consideradas significativas ( $p < 0,05$ ), reveladas pelo teste Wilcoxon (Tabela 2), foram: contribuições sagitais do antepé-solo, retropé-solo, tornozelo, joelho e quadril, e a contribuição axial do tornozelo.

Tabela 2: significância das contribuições articulares.

<b>Contribuição</b>	<b>Significância (p)</b>
Antepé-solo (plano sagital)	0,003*
Antepé-solo (plano axial)	0,477
Mediopé (plano sagital)	0,003*
Mediopé (plano axial)	0,182
Retropé-solo (plano sagital)	0,003*
Retropé-solo (plano axial)	0,859
Tornozelo (plano sagital)	0,003*
Tornozelo (plano axial)	0,033*
Joelho (plano sagital)	0,003*
Joelho (plano axial)	0,110
Quadril (plano sagital)	0,013*
Quadril (plano axial)	0,477

Legenda: \*  $p < 0,05$ . O valor da significância das contribuições foi revelado por meio do teste estatístico Wilcoxon. A contribuição foi considerada significativa quando o erro (REQM) da predição da posição da pelve aumentava significativamente com a retirada dessa contribuição do somatório de todas as contribuições.

Os erros das predições usados nas comparações que geraram os resultados acima foram apresentados no apêndice 5.

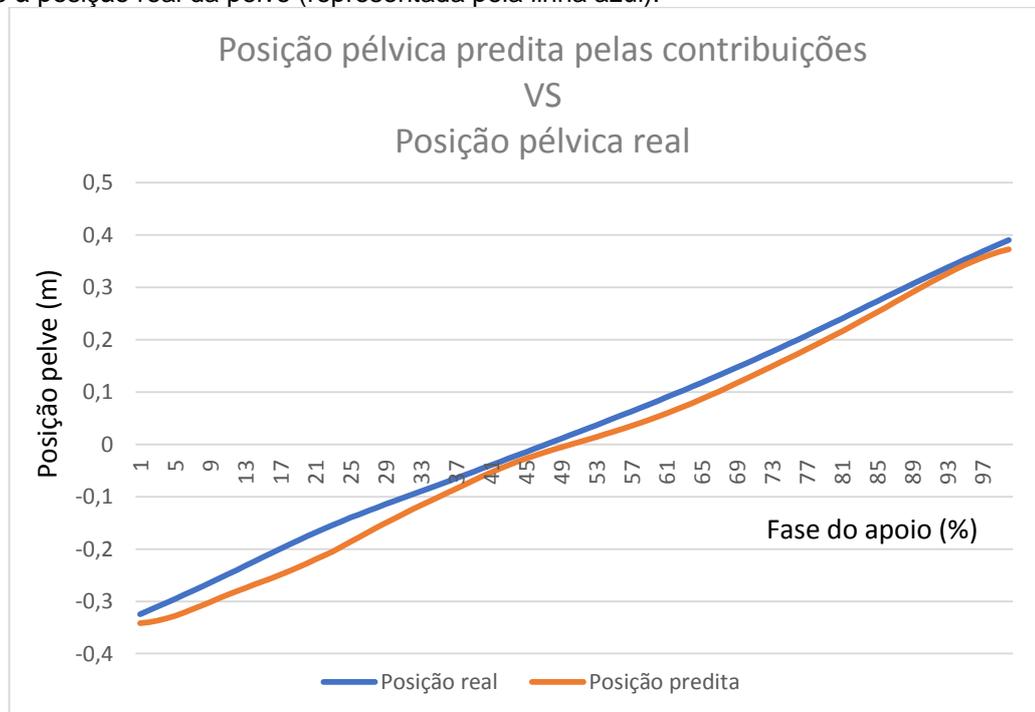
### 3.5 Complementaridades articulares

#### 3.5.1 Complementaridade funcional em um mesmo ciclo (passo)

3.5.1.1 Teste da complementaridade intra-ciclo, entre as contribuições significativas, para produzir a posição anteroposterior da pelve (validade do modelo parcimonioso)

A média do coeficiente de múltipla determinação (CMD) dos ciclos dos voluntários foi  $0,897 \pm 0,095$  ( $p < 0,001$  para análise individual dos ciclos de cada voluntário) (Gráfico 2), demonstrando uma alta capacidade das contribuições articulares, somadas, de prever a posição anteroposterior da pelve (PORTNEY & WATKINS, 2009), o que indicou que as articulações cujas contribuições foram significativas são complementares para produzir a posição pélvica. A média do erro (REQM) entre a curva do deslocamento predito em relação ao deslocamento real foi  $0,041 \pm 0,020$ .

Gráfico 2: posição ântero-posterior da pelve, durante a fase de apoio, estimada pelo somatório das contribuições de cada articulação considerada significativa (representado pela linha laranja), em relação à posição real da pelve (representada pela linha azul).



### 3.5.1.2 Contribuições das articulações para produzir a posição anteroposterior da pelve

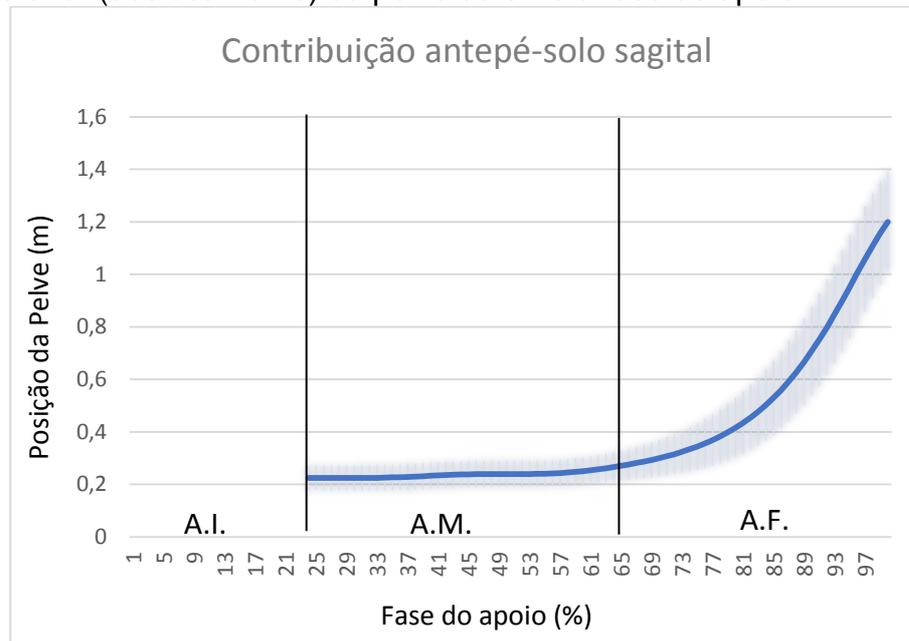
As contribuições advindas das articulações, e sua complementaridade, são ilustradas nos Gráficos 3 a 10. Analisando-se esses Gráficos, em determinados instantes, algumas articulações contribuíram para posicionar a pelve anteriormente, apresentando valores positivos nos Gráficos. Diferentemente, algumas articulações, em determinados instantes, contribuíram em posicionar a pelve posteriormente, apresentando valores negativos no Gráfico. Dessa forma, pode-se observar que na subfase do apoio inicial, os ângulos sagitais do quadril (em toda a fase do apoio inicial) e tornozelo (até a metade do apoio inicial) contribuíram para posicionar a pelve anteriormente. De forma a compartilhar a função de produzir a posição da pelve, os ângulos axial do tornozelo, sagitais do retropé-solo, tornozelo (após a metade do apoio inicial) e joelho contribuíram para posicionar a pelve posteriormente.

Na fase do apoio médio, os ângulos articulares que contribuíram para posicionar a pelve anteriormente foram os ângulos sagitais do antepé-solo (em toda a fase do apoio médio), tornozelo (após 23% da fase de apoio até o final da fase do apoio médio) e quadril (do início da fase do apoio médio até, em torno, de 47% da fase de apoio). De forma compensatória, para compartilhar a função de produzir a posição da pelve, os ângulos axiais do tornozelo e sagitais do complexo do mediopé, tornozelo (apenas no início do apoio médio), joelho e quadril (no final do apoio médio) contribuíram para posicionar a pelve posteriormente.

Na fase do apoio final, os ângulos sagitais do antepé-solo e tornozelo contribuíram para posicionar a pelve anteriormente. Para compartilhar a função de produzir a posição anteroposterior da pelve, os ângulos sagitais do mediopé, joelho e quadril e axiais do tornozelo contribuíram com posicionamento posterior da pelve.

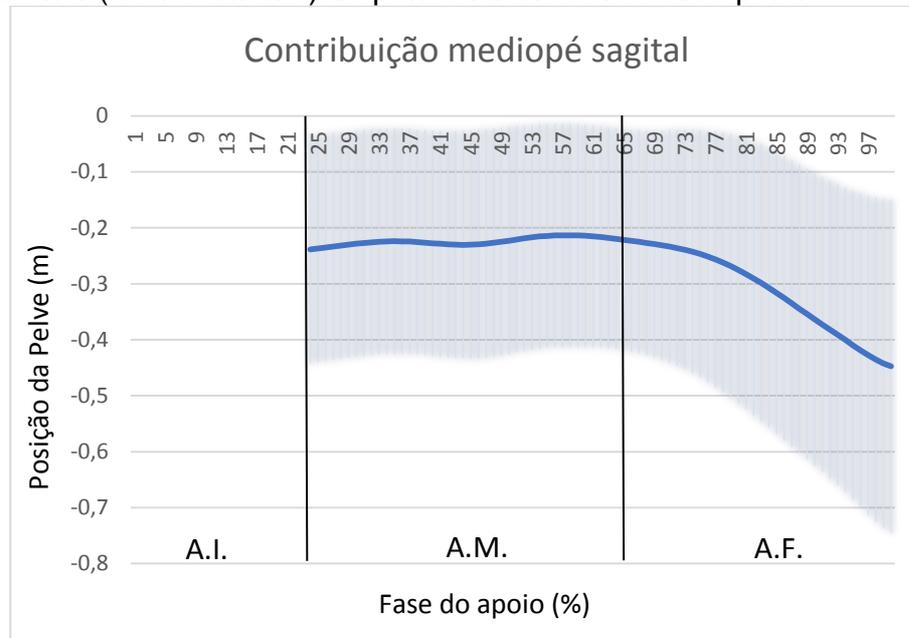


Gráfico 4: contribuição do antepé-solo no plano sagital para a produção da posição ântero-posterior (deslocamento) da pelve durante a fase de apoio.



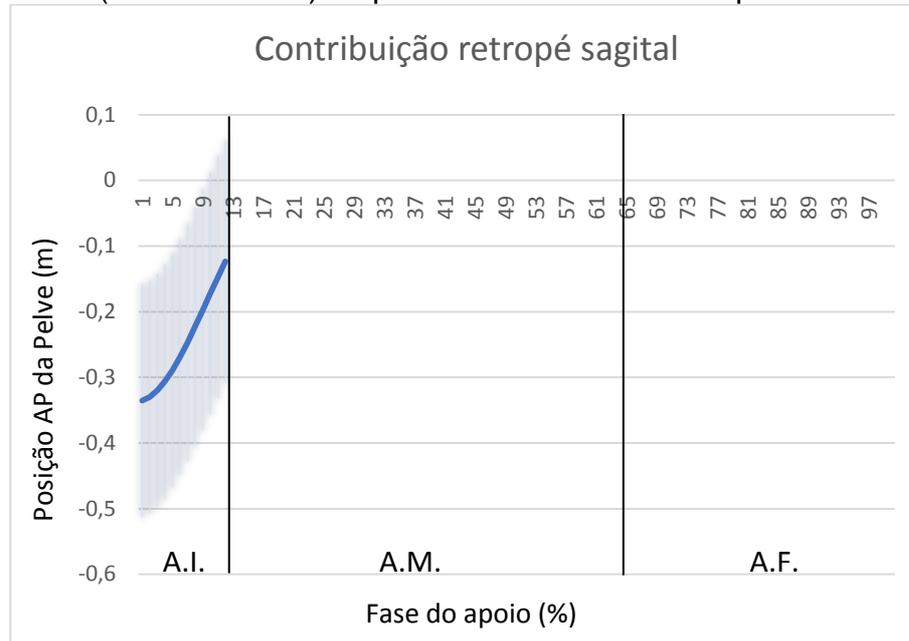
Legenda: A.I.: apoio inicial; A.M.: apoio médio; A.F.: apoio final. A linha azul representa a média dos ciclos dos voluntários e a nuvem azul representa o desvio padrão. As linhas verticais representam as médias dos eventos apoio do antepé e retirada do retropé.

Gráfico 5: contribuição do mediopé no plano sagital para a produção da posição ântero-posterior (deslocamento) da pelve durante a fase de apoio.



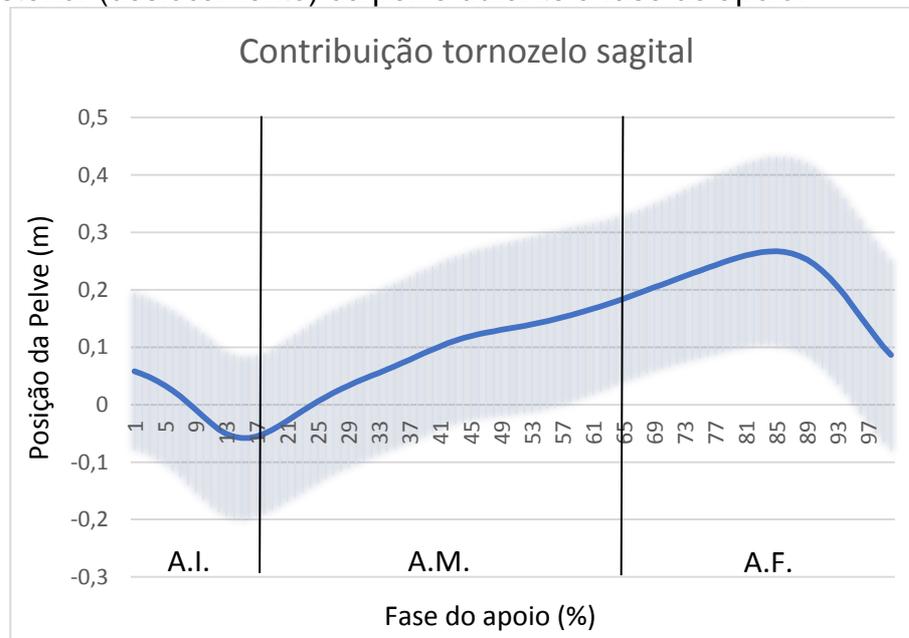
Legenda: A.I.: apoio inicial; A.M.: apoio médio; A.F.: apoio final. A linha azul representa a média dos ciclos dos voluntários e a nuvem azul representa o desvio padrão. As linhas verticais representam as médias dos eventos apoio do antepé e retirada do retropé.

Gráfico 6: contribuição do retropé-solo no plano sagital para a produção da posição ântero-posterior (deslocamento) da pelve durante a fase de apoio.



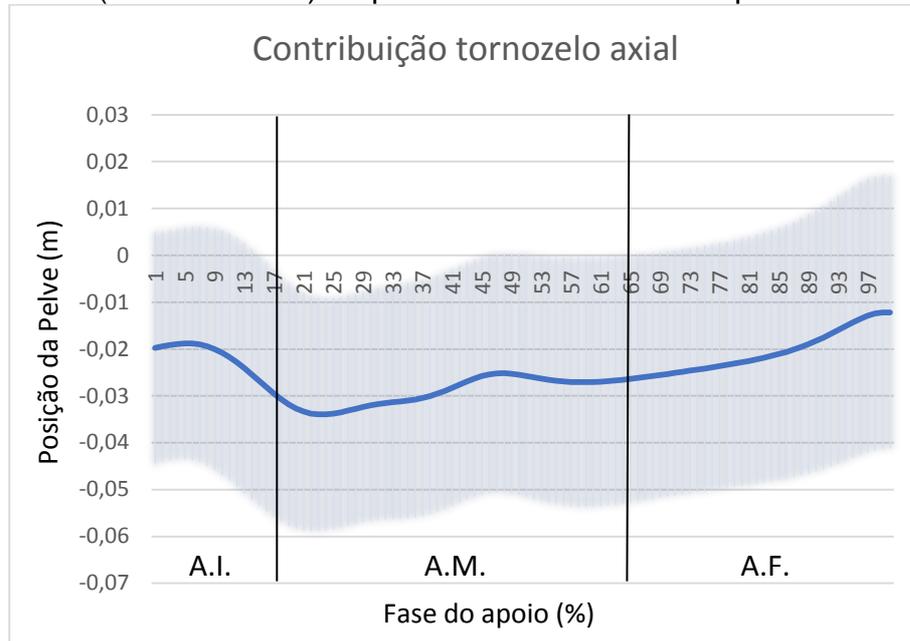
Legenda: A.I.: apoio inicial; A.M.: apoio médio; A.F.: apoio final. A linha azul representa a média dos ciclos dos voluntários e a nuvem azul representa o desvio padrão. As linhas verticais representam as médias dos eventos apoio do antepé e retirada do retropé.

Gráfico 7: contribuição do tornozelo no plano sagital para a produção da posição ântero-posterior (deslocamento) da pelve durante a fase de apoio.



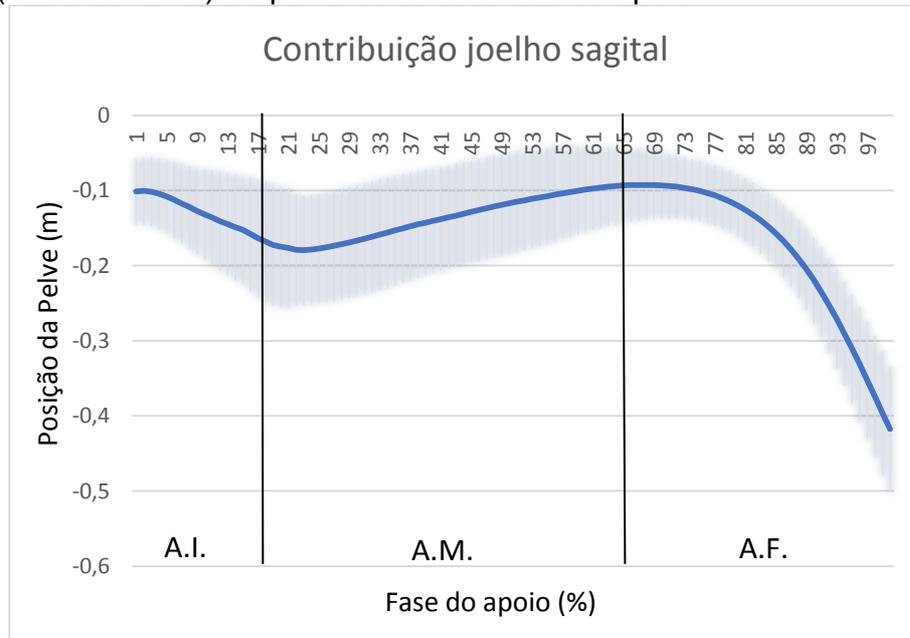
Legenda: A.I.: apoio inicial; A.M.: apoio médio; A.F.: apoio final. A linha azul representa a média dos ciclos dos voluntários e a nuvem azul representa o desvio padrão. As linhas verticais representam as médias dos eventos apoio do antepé e retirada do retropé.

Gráfico 8: contribuição do tornozelo no plano axial para a produção da posição ântero-posterior (deslocamento) da pelve durante a fase de apoio.



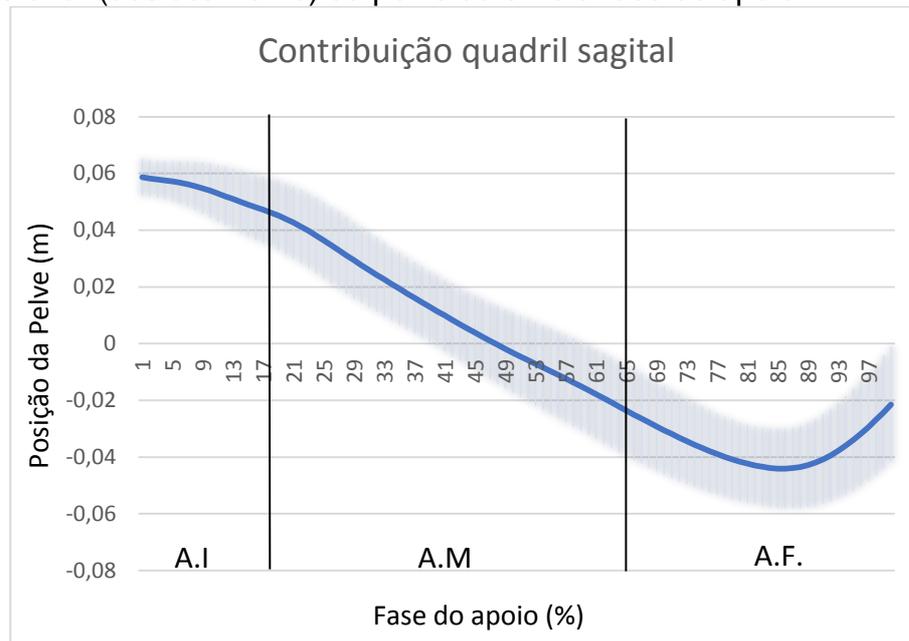
Legenda: A.I.: apoio inicial; A.M.: apoio médio; A.F.: apoio final. A linha azul representa a média dos ciclos dos voluntários e a nuvem azul representa o desvio padrão. As linhas verticais representam as médias dos eventos apoio do antepé e retirada do retropé.

Gráfico 9: contribuição do joelho no plano sagital para a produção da posição ântero-posterior (deslocamento) da pelve durante a fase de apoio.



Legenda: A.I.: apoio inicial; A.M.: apoio médio; A.F.: apoio final. A linha azul representa a média dos ciclos dos voluntários e a nuvem azul representa o desvio padrão. As linhas verticais representam as médias dos eventos apoio do antepé e retirada do retropé.

Gráfico 10: contribuição do quadril no plano sagital para a produção da posição ântero-posterior (deslocamento) da pelve durante a fase de apoio.



Legenda: A.I.: apoio inicial; A.M.: apoio médio; A.F.: apoio final. A linha azul representa a média dos ciclos dos voluntários e a nuvem azul representa o desvio padrão. As linhas verticais representam as médias dos eventos apoio do antepé e retirada do retropé.

### 3.5.1.3 Contribuições articulares para o deslocamento anteroposterior da pelve

#### 3.5.1.3.1 Coeficientes de influência de cada movimento articular para o deslocamento anteroposterior da pelve

Tabela 3: coeficientes de influência médios de cada movimento articular para o deslocamento da pelve.

Articulação	Média (cm/°)	DP (cm/°)
antepé-solo (sagital)	1,612	0,027
mediopé (sagital)	1,606	0,022
retropé-solo (sagital)	1,601	0,024
tornozelo (sagital)	0,225	0,184
joelho (sagital)	0,096	0,056
quadril (sagital)	0,105	0,010
tornozelo (axial)	0,231	0,008

Legenda: DP: desvio padrão; cm/°: centímetros / graus

3.5.1.3.2 Contribuições individuais dos movimentos articulares para o deslocamento anteroposterior da pelve, em valores discretos, na fase de apoio e nas suas subfases (inicial, médio e final).

Tabela 4: médias das contribuições dos movimentos articulares para o deslocamento da pelve, em metros (m) e em porcentagem (em relação à soma de todos os deslocamentos - %), em toda a fase de apoio.

Movimento articular	Deslocamento total		Deslocamento para frente		Deslocamento para trás	
	m	%	m	%	m	%
<b>Antepé-solo (sagital)</b>	1,13	33,94	1,10	55,31	-0,03	1,98
<b>Mediopé (sagital)</b>	0,51	15,49	0,10	5,17	-0,41	30,69
<b>Retropé-solo (sagital)</b>	0,25	7,64	0,25	12,71	0,00	0,10
<b>Tornozelo (sagital)</b>	0,69	20,73	0,36	17,99	-0,33	24,94
<b>Tornozelo (axial)</b>	0,06	1,85	0,04	1,78	-0,03	1,96
<b>Joelho (sagital)</b>	0,54	16,38	0,11	5,75	-0,43	32,35
<b>Quadril (sagital)</b>	0,13	3,97	0,03	1,30	-0,11	7,98

Tabela 5: médias das contribuições dos movimentos articulares para o deslocamento da pelve, em metros (m) e em porcentagem (em relação à soma de todos os deslocamentos - %), na subfase de apoio inicial.

Movimento articular	Deslocamento total		Deslocamento para frente		Deslocamento para trás	
	m	%	m	%	m	%
<b>Antepé-solo (sagital)</b>	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
<b>Mediopé (sagital)</b>	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
<b>Retropé-solo (sagital)</b>	0,28	54,67	0,28	92,63	0,00	0,11
<b>Tornozelo (sagital)</b>	0,13	25,64	0,01	1,97	-0,13	59,69
<b>Tornozelo (axial)</b>	0,01	2,44	0,00	0,68	-0,01	4,99
<b>Joelho (sagital)</b>	0,07	14,29	0,01	4,20	-0,06	28,76
<b>Quadril (sagital)</b>	0,02	2,95	0,00	0,52	-0,01	6,45

Tabela 6: médias das contribuições dos movimentos articulares para o deslocamento da pelve, em metros (m) e em porcentagem (em relação à soma de todos os deslocamentos - %), na subfase de apoio médio.

Movimento articular	Deslocamento total		Deslocamento para frente		Deslocamento para trás	
	m	%	m	%	m	%
<b>Antepé-solo (sagital)</b>	0,09	13,71	0,07	13,32	-0,03	15,17
<b>Mediopé (sagital)</b>	0,12	17,70	0,08	16,05	-0,04	22,46
<b>Retropé-solo (sagital)</b>	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
<b>Tornozelo (sagital)</b>	0,25	37,86	0,24	48,85	-0,01	5,39
<b>Tornozelo (axial)</b>	0,03	3,78	0,02	3,06	-0,01	5,88
<b>Joelho (sagital)</b>	0,11	16,82	0,09	18,69	-0,02	11,32
<b>Quadril (sagital)</b>	0,07	10,12	0,00	0,03	-0,07	39,77

Tabela 7: médias das contribuições dos movimentos articulares para o deslocamento da pelve, em metros (m) e em porcentagem (em relação à soma de todos os deslocamentos - %), na subfase de apoio final.

Movimento articular	Deslocamento total		Deslocamento para frente		Deslocamento para trás	
	m	%	m	%	m	%
<b>Antepé-solo (sagital)</b>	0,94	48,82	0,94	84,60	0,00	0,06
<b>Mediopé (sagital)</b>	0,29	14,80	0,02	1,95	-0,26	31,98
<b>Retropé-solo (sagital)</b>	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
<b>Tornozelo (sagital)</b>	0,29	15,20	0,10	9,01	-0,19	23,78
<b>Tornozelo (axial)</b>	0,02	1,19	0,02	1,70	0,00	0,51
<b>Joelho (sagital)</b>	0,34	17,52	0,01	0,59	-0,33	40,76
<b>Quadril (sagital)</b>	0,05	2,47	0,02	2,16	-0,02	2,90

### 3.5.2 Complementaridade funcional entre ciclos (passos) diferentes

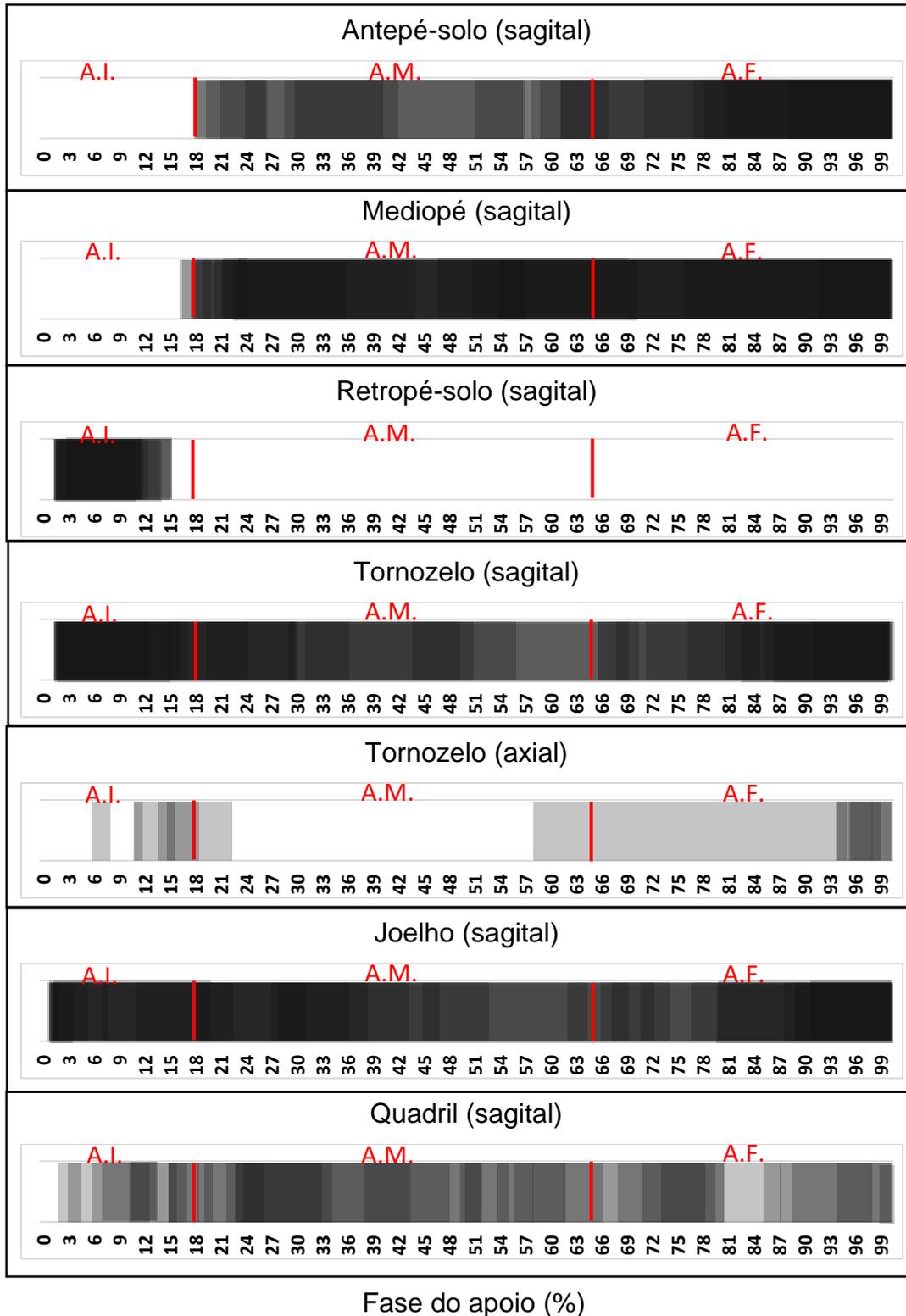
#### 3.5.2.1 Estabilidade da posição ântero-posterior da pelve entre passos diferentes

O erro (REQM) médio da variação da posição ântero-posterior da pelve entre passos diferentes foi  $0,013 \pm 0,0038$  metros, representando apenas 1,82% do deslocamento médio total da pelve durante a fase de apoio, o que mostrou que a posição pélvica foi estabilizada em diferentes passos.

### 3.5.2.2 Teste da complementaridade entre ciclos, para estabilizar a posição anteroposterior da pelve

Foram encontrados instantes da fase de apoio da marcha com a presença de covariações negativas e de grande magnitude ( $r > 0,5$ ), de cada contribuição com o somatório de todas as outras contribuições (Gráfico 11). Isso indicou que, nesses instantes, a variação entre passos de um ângulo articular é acompanhado por uma variação de outros ângulos articulares, de forma a estabilizar a posição da pelve, como compensações funcionais. Assim, foram identificadas quais articulações participam dessas compensações. Os momentos da fase de apoio (%) em que houve essa complementaridade funcional entre passos, juntamente com a frequência entre os indivíduos em que as complementaridades estão presentes, estão representados no Gráfico 11. O ângulo sagital do antepé-solo foi frequentemente complementar às outras na fase do apoio final, principalmente na fase final do apoio final (mais especificamente na fase de impulsão). O ângulo sagital do mediopé foi frequentemente complementar às outras durante toda a fase do apoio médio e final. O ângulo sagital do retropé-solo foi frequentemente complementar aos outros ângulos articulares em toda a fase do apoio inicial. O ângulo sagital do tornozelo foi frequentemente complementar aos outros ângulos articulares principalmente na fase do apoio inicial e final (prioritariamente na fase de impulsão). O ângulo axial do tornozelo foi complementar aos outros ângulos articulares principalmente no final da fase do apoio final (fase de impulsão). Apenas 8 indivíduos apresentaram essa complementaridade e em apenas alguns momentos da fase de apoio. O ângulo sagital do joelho foi frequentemente complementar aos outros ângulos articulares prioritariamente nas fases do apoio inicial, apoio médio (principalmente no início) e apoio final (principalmente na fase final, de impulsão). O ângulo sagital do quadril foi complementar aos outros ângulos articulares em todas as fases do apoio, porém, com frequência mais irregular.

Gráfico11: instantes da fase do apoio (%) em que houve complementaridade entre passos diferentes, analisando-se a contribuição de uma articulação em relação à soma das outras contribuições das outras articulações. Para isso, os momentos em que houve altas correlações, foram sombreadas nos Gráficos. Quanto mais escura a cor da sombra, mais voluntários apresentaram complementaridade entre ciclos naquele momento da fase de apoio, da articulação em análise em relação à soma das outras. As subfases do apoio: apoio inicial (A.I.), apoio médio (A.M.) e apoio final (A.F.) foram delimitadas por linhas vermelhas. Estas representam as médias dos eventos apoio do antepé e retirada do retropé.



#### 4 DISCUSSÃO

Este estudo investigou como são as contribuições das posições e movimentos angulares das articulações, nos planos sagital e axial, do membro inferior em apoio, para a produção da posição e deslocamento anteroposterior da pelve na fase de apoio da marcha e se essas contribuições são significativas. Além disso, investigou se as contribuições são complementares para produzir e estabilizar a posição anteroposterior da pelve, em um mesmo ciclo (mesmo passo) e entre ciclos diferentes (passos diferentes) e, sendo complementares, como e quando ocorrem as complementaridades. Todas as contribuições no plano sagital, do pé e das articulações do membro inferior (ângulos articulares no plano sagital do antepé-solo, complexo do mediopé, retropé-solo, tornozelo, joelho e quadril), e o ângulo articular no plano axial, do tornozelo, foram consideradas significativas para a produção da posição anteroposterior da pelve na marcha (i.e. em um mesmo ciclo).

Em relação às contribuições para o deslocamento anteroposterior da pelve, a maior contribuição foi gerada pelos movimentos sagitais do pé (movimentos sagitais do antepé-solo, complexo do mediopé e retropé-solo, considerados em conjunto). Foi encontrado um coeficiente de influência de 1,60 centímetros de deslocamento da pelve a cada 1 grau de movimento do pé. Yang e Pai (2014) encontraram um resultado similar, o pé também foi responsável pela maior contribuição no deslocamento anterior do corpo, tendo como resultado um coeficiente de influência de 1,62 centímetros de deslocamento da pelve a cada 1 grau de movimento do pé. Porém, esses autores avaliaram indivíduos idosos, não analisaram a significância das contribuições para a posição linear do corpo e utilizaram como referência o deslocamento do centro de massa do corpo. Além disso, eles não incluíram o complexo do mediopé, o que não permitiu avaliar a influência isolada desse complexo articular. A maior contribuição advinda dos movimentos sagitais do pé, para o deslocamento linear do corpo na marcha, pode ser explicada pela maior distância da pelve em relação ao pé. Ou seja, para uma mesma variação angular, quanto mais distante do eixo de rotação (articular) é um ponto (i.e pelve), maior o deslocamento linear desse ponto (IEZZI, 1977; NORKIN & LEVANGIE, 2001).

Ainda em relação as contribuições para o deslocamento linear do corpo, Lin *et al.* (2014) também investigaram as contribuições das articulações do membro inferior para o deslocamento anterior do corpo, no plano sagital. O único movimento considerado pelos autores como importante para o deslocamento anterior do corpo

foi o movimento do quadril no plano sagital (extensão). Lin, *et al.* (2014), calcularam curvas de contribuições para o deslocamento corporal linear, enquanto o presente estudo investigou as contribuições para o deslocamento da pelve por variáveis discretas. Utilizaram o centro de massa do corpo como a variável representativa do deslocamento linear na marcha e incluíram a fase de balanço na análise. Possivelmente, essas diferenças metodológicas podem justificar os aparentes resultados diferentes entre os dois estudos, em relação às contribuições das articulações para o deslocamento (inclinações observadas nas curvas de contribuição do presente estudo VS valores das curvas de contribuição de Lin, *et al.* (2014)). Além dessas diferenças, é importante destacar que Lin, *et al.* (2014) não verificaram se e quais articulações contribuíram significativamente, o que impede de concluir se as contribuições, principalmente as menores, foram relevantes. No presente estudo, a significância foi verificada, para a fase de apoio, demonstrando quais articulações influenciaram de maneira sistemática a posição anteroposterior da pelve.

Diferentemente dos movimentos articulares no plano sagital, a única contribuição no plano axial significativa para produzir a posição linear da pelve, em um mesmo ciclo, foi o movimento do tornozelo no plano axial. Isso sugere que esse movimento articular é predominante para determinar a posição angular da pelve no plano transversal (que permite que os movimentos no plano axial interfiram na posição linear da pelve). Isso coincide com o modelo de “parafuso e duas porcas e roscas” (FONSECA, *et al.*, 2007), que auxilia explicar a interação e interdependência entre o movimento da pelve e do complexo do tornozelo no plano transversal, sem grandes interferências das posições angulares de joelho e quadril, durante a fase de apoio da marcha. Em relação à contribuição para o deslocamento da pelve, foi encontrado no presente estudo um coeficiente de influência do movimento do tornozelo no plano axial de 0,23 centímetros a cada 1 grau de movimento. Yang e Pai (2014) não analisaram individualmente as contribuições de cada articulação no plano transversal para o deslocamento anterior do corpo, porém, encontraram um coeficiente de influência de contribuição do movimento pélvico no plano axial de 0,28 centímetros a cada 1 grau de movimento, valor similar ao coeficiente de influência encontrado para o tornozelo axial no presente estudo. Devido ao fato do movimento pélvico no plano axial ser o resultado da combinação dos movimentos no plano axial do membro inferior em apoio (LEVENS, *et al.*, 1948), e os movimentos do tornozelo

ser o único considerado significativo, é possível que esse valor encontrado no estudo de Yang e Pai (2014) corresponda, principalmente, à contribuição do tornozelo no plano transversal, o que justificaria o valor similar desses coeficientes de influência encontrados em ambos os estudos. Dessa forma, foi possível constatar a contribuição do movimento pélvico no plano transversal/axial para a posição e deslocamento anteroposterior da pelve, como hipotetizado anteriormente, advindo do movimento do tornozelo.

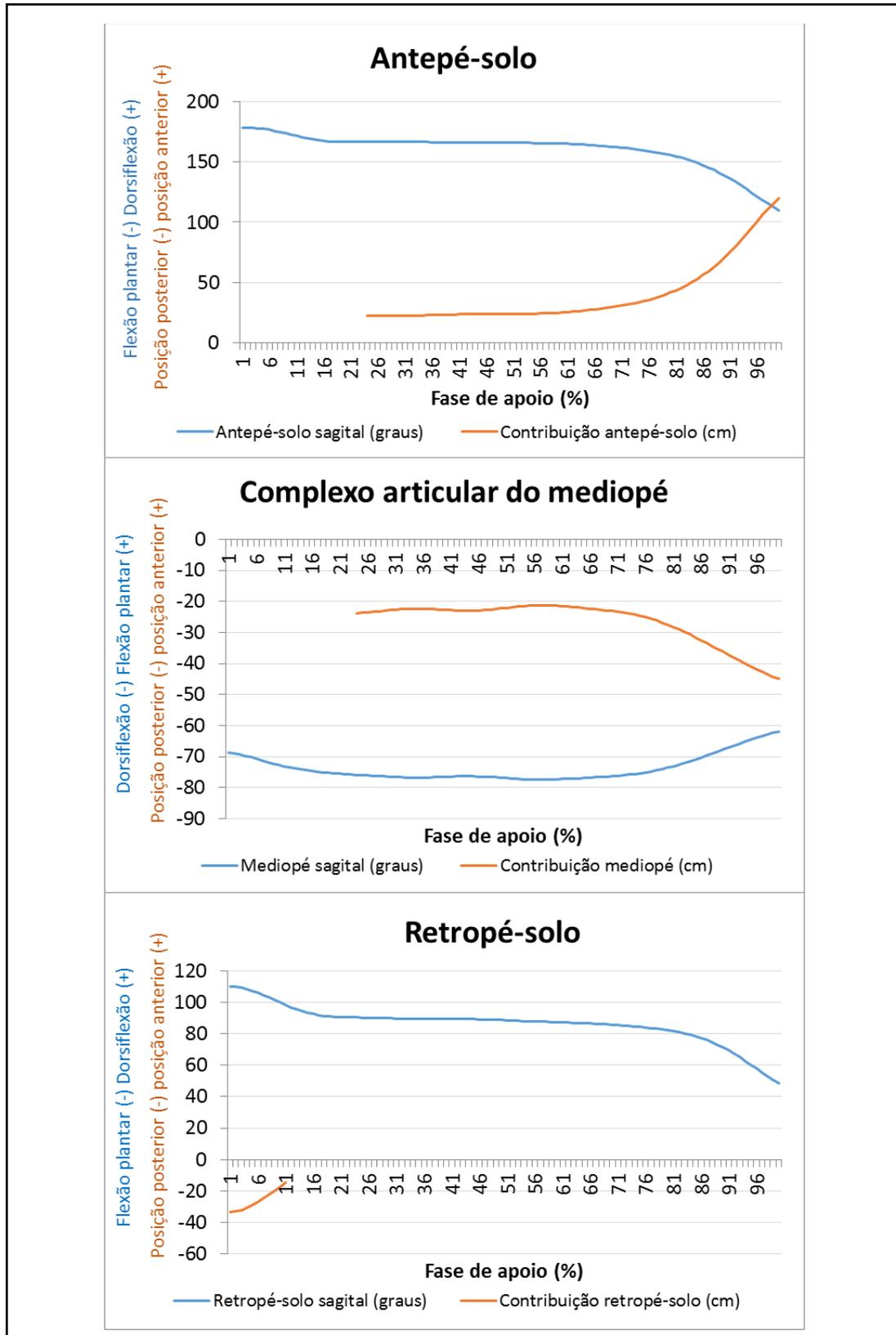
Na fase de apoio, os movimentos que mais contribuíram, tanto para o deslocamento pélvico para frente, como para o deslocamento pélvico para trás, (i.e total) em ordem da maior para menor contribuição, foram: movimentos no plano sagital do antepé-solo, tornozelo, joelho, mediopé, retropé-solo e quadril, e, em seguida, o movimento no plano axial do tornozelo. Somente o movimento do antepé-solo no plano sagital foi responsável por deslocar anteroposteriormente a pelve em 33,94% na marcha. Esse movimento contribuiu em 55,31% para o deslocamento à frente, sendo a maior contribuinte para esse deslocamento. Essa contribuição importante pode ser justificada pelo fato de o movimento do antepé-solo (a) ser o mais distante da pelve (IEZZI, 1977; NORKIN & LEVANGIE, 2001) e (b) ter apresentado os maiores valores angulares, no sentido da flexão plantar (com variação em torno de 90 graus no total, observado no Gráfico 14). Em contrapartida, os movimentos sagitais do joelho e do complexo do mediopé foram os que mais contribuíram para o deslocamento posterior da pelve, em toda a fase de apoio (32,35% e 30,69%, respectivamente). Os movimentos sagitais do joelho contribuíram para posições mais posteriores, prioritariamente na fase do apoio final, ao realizar flexão, tendo magnitude superior a 30 graus (Gráfico 14). Isso ocorre devido à elevação do calcanhar, advinda da flexão plantar do tornozelo, movendo a tíbia anteriormente e, conseqüentemente, ocorrendo flexão do joelho (PERRY, 2004), contribuindo com a mudança da posição da pelve para posterior. Analisando-se a curva de contribuição, juntamente com o movimento sagital do complexo do mediopé (Gráfico 14), pode-se perceber que a contribuição prioritária do complexo do mediopé, para posterior, foi também predominantemente na subfase do apoio final, no momento em que ocorre maior quantidade de flexão plantar desse complexo articular. Isso acontece porque, quando o calcanhar sai do solo, ocorre supinação do pé e redução na descarga de peso do corpo sobre arco longitudinal do

pé e, conseqüentemente, ocorre flexão plantar (NEUMANN, 2006), contribuindo para o deslocamento da pelve para trás.

Além disso, os resultados por subfases da marcha demonstraram, no apoio inicial, um destaque para o deslocamento pélvico advindo do movimento sagital do retropé-solo. Esta foi responsável por 54,67% do deslocamento total da pelve e 92,63% para o deslocamento anterior. Esse resultado encontrado pode ser justificado pelo fato do retropé-solo (a) ser a articulação mais distante da pelve nessa subfase (IEZZI, 1977; NORKIN & LEVANGIE, 2001), e (b) ter apresentado o maior deslocamento angular (em torno de 20 graus) nessa subfase (Gráfico 12). Além disso, todo o peso corporal nessa subfase está sendo transferido para o membro de apoio, por meio do rolamento do calcanhar no solo, no plano sagital (PERRY, 2004), mediante o movimento de flexão plantar do retropé (Gráfico 12). Além disso, outra articulação que se destacou na fase do apoio inicial foi o tornozelo, que foi responsável pelo predominate deslocamento posterior da pelve (59,69%). Nessa subfase, ao analisar o Gráfico 12, o movimento do tornozelo no plano sagital, ao realizar flexão plantar, é a maior contribuinte, em magnitude, para a mudança da posição (posterior) da pelve (em torno de 10 cm). O movimento de flexão plantar ocorre para direcionar o antepé para o apoio no solo (PERRY, 2004), tendendo a deslocar a pelve posteriormente. No apoio médio, o tornozelo se destacou em sua contribuição para o deslocamento anteroposterior da pelve (37,86%) e também para o deslocamento anterior (48,85%). Esse resultado indica que nessa subfase a progressão anterior do corpo é realizada primariamente pelo rolamento do tornozelo (dorsiflexão), avançando a tíbia anteriormente (PERRY, 2004). É possível analisar o movimento de dorsiflexão do tornozelo, com o conseqüente deslocamento anterior do corpo, no Gráfico 12. Nessa mesma subfase, o quadril se destacou em sua contribuição para deslocar a pelve posteriormente (39,77%). Ou seja, nessa subfase do apoio médio, ocorre redução da inclinação anterior da pelve, realizada pelo movimento de extensão do quadril (PERRY, 2004) (Gráfico 12). No apoio final, o antepé-solo se destacou na contribuição para o deslocamento anteroposterior da pelve (48,82%) e para posições anteriores (84,6%). Esse destaque se deve ao fato de que é por intermédio do rolamento do antepé no solo, no sentido da flexão plantar (acompanhado por dorsiflexão das articulações metatarsofalangeanas (NORKIN & LEVANGIE, 2001)), que é possível o corpo avançar além da base de suporte, direcionando o corpo à frente (PERRY, 2004). Esse movimento de flexão plantar,

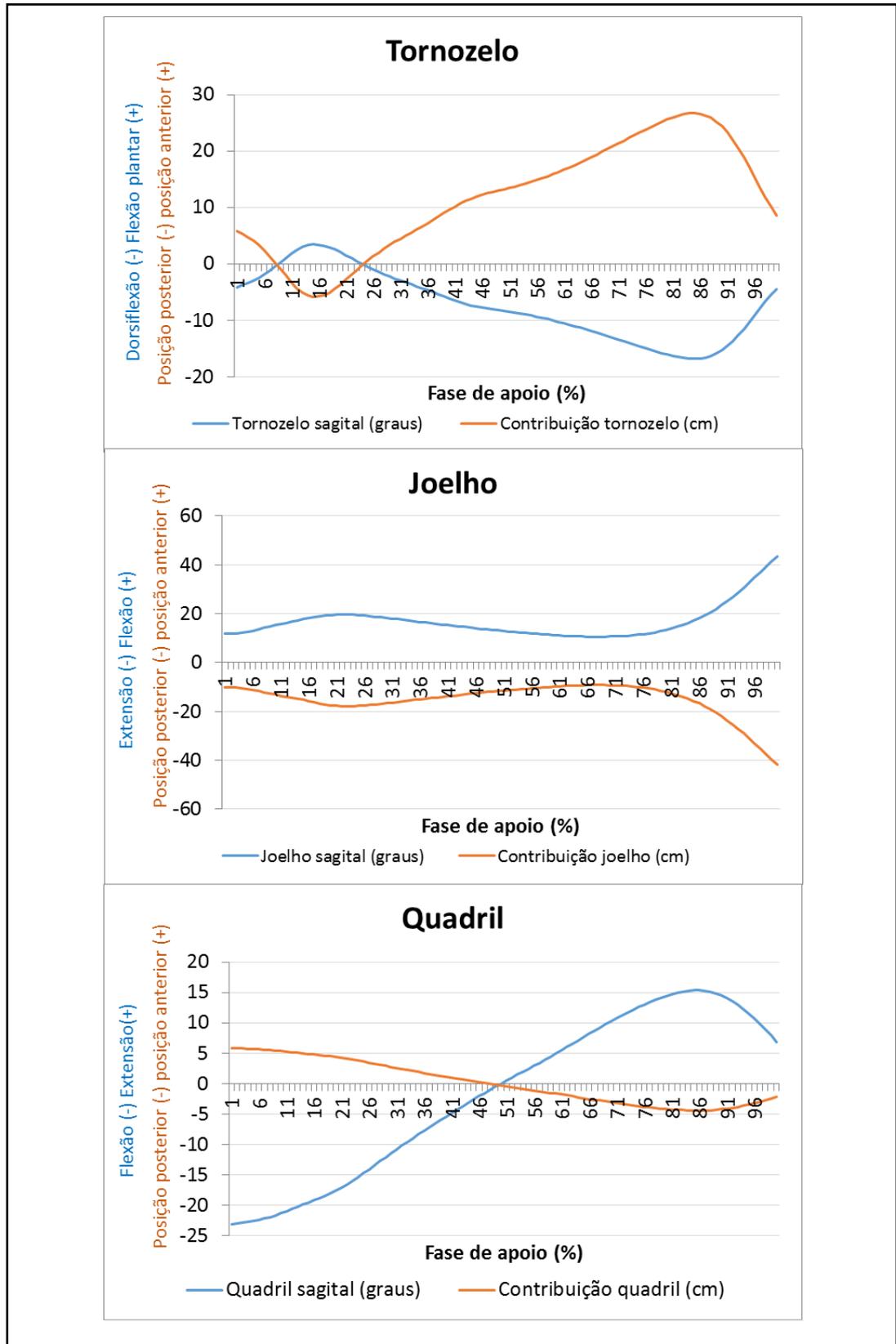
associado ao deslocamento anterior do corpo, é demonstrado no Gráfico 12. O joelho se destacou em sua contribuição para deslocar a pelve posteriormente (40,76%) na subfase do apoio final, bem como na análise de toda a fase de apoio, exemplificado anteriormente.

Gráfico 12: Gráficos contendo os movimentos angulares das articulações (linha em azul), associados às contribuições para as posições anteroposteriores dessas articulações (linha em laranja).



Legenda: cm: centímetros

Continuação do Gráfico 12: Gráficos contendo os movimentos angulares das articulações (linha em azul), associados às contribuições para as posições anteroposteriores das articulações (linha em laranja).



Legenda: cm: centímetros

Além das contribuições individuais para as gerações das posições e deslocamentos pélvicos das articulações, os resultados desse estudo demonstraram que essas articulações em um mesmo ciclo (mesmo passo), são complementares para a função de produzir a posição anteroposterior da pelve na fase de apoio da marcha. Isso foi constatado mediante a alta predição encontrada (CMD médio: 0,897), dada pelas contribuições das articulações somadas, em um mesmo ciclo. A inclusão do complexo articular do mediopé no modelo utilizado no presente estudo permitiu uma boa predição da posição anteroposterior real da pelve, sem precisar modelar o pé utilizando o centro de pressão do pé (LIN, *et al.*, 2014; YANG & PAI, 2014) e nem como um “mata borrão” (superfície inferior do pé convexa) (KUO, 2007). Isso reforça a importância do complexo articular do mediopé para determinar a posição anteroposterior da pelve. A complementaridade intra-passo pode ser observada por meio das curvas de contribuição em conjunto (Gráfico 3), mostrando como as articulações se comportam para gerar a posição linear da pelve. Por exemplo, na fase do apoio final, as posições angulares sagitais do antepé-solo e tornozelo contribuíram para posicionar a pelve anteriormente. Para compartilhar a função de produzir a posição anteroposterior da pelve, as posições sagitais do mediopé, joelho e quadril e a posição axial do tornozelo contribuíram para posicionar posteriormente a pelve. Portanto, o presente estudo revelou a interdependência entre as articulações do membro inferior em apoio, para a função de produzir a posição anteroposterior da pelve na marcha, o que ainda não havia sido demonstrado na literatura.

A análise em ciclos diferentes revelou a complementaridade entre ciclos (passos) diferentes. Inicialmente, foi observado que as posições anteroposteriores reais da pelve são estabilizadas em fases de apoio de diferentes passos, com uma variabilidade entre-ciclos muito baixa (erro médio: 1,3 cm; que representa apenas 1,82% da amplitude total média de deslocamento linear da pelve). Assim, pôde-se considerar covariações negativas altas (PORTNEY & WATKINS, 2009), entre a contribuição de uma articulação e as contribuições somadas das outras articulações, como indicativas de participação de cada articulação nas complementaridades funcionais entre-passos. Foi encontrado que, em determinados momentos da fase de apoio, cada articulação contribuiu para a estabilização da posição anteroposterior da pelve. Ou seja, a variação entre-passos de uma articulação estabilizou a posição linear da pelve frente à variação entre-passos das outras articulações em ciclos

diferentes, e vice-versa. Como exemplo, em 7 dos 11 participantes, a contribuição do complexo articular do mediopé, no plano sagital, foi complementar às outras contribuições das outras articulações em todo o momento (subfase do apoio médio e final), demonstrando sua relevância para a estabilização da posição linear da pelve na marcha, em ciclos diferentes (Gráfico 11). Similarmente, em 10 dos 11 participantes, a contribuição articular sagital do retropé-solo foi complementar a todas as outras em todo o momento (subfase do apoio inicial) (Gráfico 11). Diferentemente, nem todos os participantes do estudo apresentaram complementaridade da contribuição do tornozelo, no plano axial, em relação às outras, esta sendo apenas em alguns momentos da fase de apoio, de 8 dos 11 participantes (Gráfico 11). Foi possível observar essa baixa frequência da complementaridade entre-passos do tornozelo, no plano axial, no Gráfico 11, devido às cores claras dos hachurados. Essa complementaridade foi mais frequente principalmente no fim da fase de apoio final (fase de impulsão). A menor frequência da complementaridade do tornozelo no plano axial para a estabilização anteroposterior do corpo pode ocorrer uma vez que nem todos os indivíduos podem necessitar compensar variações dos movimentos e posições articulares no plano sagital com variações nos movimentos e posições do tornozelo no plano axial, e vice-versa. Dessa forma, pessoas diferentes podem utilizar estratégias cinemáticas compensatórias diferentes (GORDON, *et al.*, 2013; BRUENING, *et al.*, 2015; STEVENS, *et al.*, 2016).

Assim como o presente estudo, Papi *et al.* (2015) observaram complementaridade das articulações entre ciclos diferentes, somente analisando o plano sagital (e sem a inclusão do complexo do mediopé), por meio da análise de *Uncontrolled Manifold* (LATASH, 2002; LATASH, 2007). Entretanto, esses autores não analisaram as contribuições das articulações no plano axial nessa complementaridade. Além disso, Papi *et al.* (2015) não verificaram a validade do modelo geométrico e se as contribuições das articulações incluídas (plano sagital) na análise são significativas. Apesar de sugerir a existência da complementaridade, não foram especificadas quais articulações se compensam, dentre todas as articulações estudadas, e nem em quais instantes do apoio acontecem essas compensações funcionais. Assim sendo, com os resultados encontrados no presente estudo, sabendo-se as possíveis compensações de movimento para a estabilização da posição linear do corpo em ciclos diferentes, em determinados

momentos da fase de apoio, pode-se compreender melhor o papel das articulações para essa função. Essa compreensão pode facilitar o entendimento dos processos patológicos que possam ser decorrentes dessas possíveis compensações cinemáticas durante a marcha, que podem levar a padrões de movimento alterados e, assim, aumentar estresses mecânicos aplicados repetitivamente sobre estruturas musculoesqueléticas (FONSECA, *et al.*, 2007; MUELLER & MALUF, 2002; SAHRMANN, 2002).

Analisando os resultados do presente estudo, é possível realizar raciocínios clínicos. Exemplificando uma possível implicação clínica, caso uma das articulações esteja com algum tipo de perda funcional, como por exemplo, uma redução da amplitude de movimento, uma ou mais articulações tendem a compensar. Essas compensações podem ocorrer a fim de produzir e estabilizar certa posição anteroposterior do corpo, durante a marcha (GORDON, *et al.*, 2013; BRUENING, *et al.*, 2015; STEVENS, *et al.*, 2016). Isso pode acarretar em um aumento do estresse mecânico nessas articulações (FONSECA, *et al.*, 2007; MUELLER & MALUF, 2002; SAHRMANN, 2002). Por exemplo, na subfase do apoio final, as articulações que contribuíram para posicionar a pelve para trás, considerando-se um mesmo ciclo, foram as articulações: mediopé, joelho e quadril, no plano sagital, e o tornozelo, no plano axial. Dessa forma, caso o tornozelo esteja com redução estrutural de amplitude de movimento de flexão plantar (movimento que gera posições posteriores da pelve), o joelho poderia aumentar sua flexão (movimento que também gera posições posteriores da pelve), com o intuito de evitar posições pélvicas excessivamente anteriorizadas. Isso poderia acarretar em um aumento de estresses na articulação do joelho, desencadeando um possível processo patológico. Para esse tipo de raciocínio, é necessário ter conhecimento das contribuições das articulações, em conjunto, reveladas no presente estudo. Em outro exemplo, caso haja alguma lesão em alguma articulação, com prejuízos funcionais para a marcha, conhecendo-se os coeficientes de influência de cada articulação e as contribuições individuais (em metros e porcentagem), é possível compreender melhor em qual ou quais momentos da fase de apoio possivelmente ocorrerão prejuízos da função. Com o método usado nesse estudo, é possível estimar quantitativamente a perda da contribuição cinemática funcional da articulação acometida durante a marcha.

Além de possíveis implicações clínicas analisando-se um mesmo ciclo, podem também ser feitos raciocínios analisando-se as complementaridades em

ciclos diferentes. Conhecendo os momentos da fase de apoio em que cada articulação tende a compensar as variações dos movimentos advindos das outras articulações, em ciclos diferentes, é possível compreender e hipotetizar em qual subfase do apoio cada articulação acopla-se funcionalmente com as outras restantes. Uma lesão em alguma articulação pode ser consequente a estresses relacionados a compensações de movimento ocorridas (FONSECA, *et al.*, 2007; MUELLER & MALUF, 2002; SAHRMANN, 2002) a fim de estabilizar a posição anteroposterior na marcha, em ciclos distintos. Caso a lesão seja, por exemplo, no tornozelo, isso poderia direcionar uma avaliação clínica da marcha para a subfase do apoio inicial, no plano sagital, uma vez que essa articulação apresentou acoplamento com as outras articulações mais frequentemente nos indivíduos nessa subfase (representado no Gráfico 11 por uma coloração mais escura do hachurado). Dos 11 participantes, 10 apresentaram acoplamento funcional do tornozelo com as outras articulações em toda a subfase do apoio inicial. Com isso, essa lesão poderia ser explicada por uma compensação de movimento da articulação do tornozelo na fase do apoio inicial, advinda da variação de uma ou mais articulações.

Os resultados do presente estudo podem ser aplicados a outros estudos que abordam as compensações de movimento na marcha. Gordon, *et al.* (2013), por exemplo, avaliaram as compensações cinemáticas na marcha de indivíduos com redução de movimento de extensão do quadril. Esses indivíduos apresentavam alguma condição ortopédica, comparando com indivíduos sem patologias e com mobilidade preservada. Uma das compensações encontradas, no plano sagital, na fase de apoio (prioritariamente no apoio médio), advinda da redução da extensão de quadril, foi a redução da dorsiflexão do tornozelo. Fazendo-se uma análise usando os nossos resultados, em um mesmo ciclo, a extensão do quadril contribui para posicionar o corpo posteriormente, e a dorsiflexão do tornozelo contribui com o posicionamento anterior do corpo. Sendo assim, a redução da extensão do quadril tende a reduzir a posteriorização do corpo e, para que o corpo tenda a não variar a progressão relativamente estável do corpo para frente, o tornozelo possivelmente reduziu a quantidade de dorsiflexão e, conseqüentemente, reduziu a sua contribuição para posições anteriores do corpo. Assim sendo, a complementaridade sugerida por Gordon *et al.* (2013) corrobora a complementaridade demonstrada no presente estudo, analisando-se um mesmo ciclo, principalmente na subfase do médio apoio. Além disso, ao analisar entre ciclos diferentes, o momento em que

Gordon, *et al.* (2013) demonstraram maior frequência (da média dos indivíduos) da complementaridade sugerida entre quadril e tornozelo, foi predominantemente na subfase do apoio médio. Diferentemente, os nossos resultados demonstraram maior frequência da complementaridade entre ciclos, nos diferentes dos indivíduos, nas subfases de apoio inicial e final. Porém, todos os 11 participantes apresentaram a complementaridade em algum momento da fase do apoio médio, corroborando o achado de Gordon, *et al.* (2013). Isso sugere que os movimentos do tornozelo no plano sagital podem ser acoplados com os movimentos do quadril no plano sagital, na fase do apoio médio, compensando as variações de movimentos entre ciclos diferentes.

Este estudo apresentou algumas limitações. Uma delas foi a não realização do cálculo amostral *à priori*, para as comparações de pares usadas para investigar a significância das contribuições de cada articulação. Porém, o resultado que poderia ter sido influenciado por uma amostra menor que a adequada é a significância da contribuição do ângulo axial do joelho, por ter tido tamanho de efeito moderado, igual a 0,62 (PORTNEY & WATKINS, 2009), com o poder estatístico baixo, de 0,43 (a Tabela com os cálculos foi apresentada no apêndice 1). Outra limitação foi a utilização de esteira para a coleta cinemática, uma vez que há redução da rotação pélvica no plano transversal na marcha (STASZKIEWICZ, *et al.*, 2012). Isso pode ter subestimado as contribuições dos movimentos e ângulos axiais presentes na marcha em solo. Por outro lado, o número predominante de mulheres na amostra deste estudo pode ter contribuído para se obter maior movimento pélvico médio no plano transversal, uma vez que as mulheres apresentam esse movimento em maior magnitude em comparação com homens (BRUENING, *et al.*, 2015). Além das mulheres apresentarem maior movimento pélvico no plano transversal, apresentam também maiores mobilidades no plano transversal do quadril e no plano sagital do tornozelo. Com isso, essas diferenças cinemáticas entre os sexos podem ter afetado a capacidade dos resultados do presente estudo de serem generalizados para ambos os sexos. Neste estudo, houve também uma baixa confiabilidade do valor discreto da contribuição do movimento do antepé-solo no plano sagital para o deslocamento posterior da pelve, na fase de apoio final, com valor de CCI de 0,32. Esse valor baixo parece ter sido influenciado pela variabilidade entre indivíduos extremamente baixa dessa variável, sendo que para a maioria dos indivíduos essa variável apresentou valor igual ou próximo de 0. O CCI é reduzido quando se tem

baixa variabilidade entre indivíduos da variável analisada, o que pode não refletir a reprodutibilidade observada (PORTNEY & WATKINS, 2009). Vale destacar que a diferença média entre as repetições, da contribuição do antepé-solo para trás, no plano sagital, foi de apenas 0,00058 metros (0,058 cm), o que sugere reprodutibilidade adequada.

## 5 CONCLUSÃO

As articulações do membro inferior, no plano sagital, e o tornozelo no plano axial, são funcionalmente complementares para a geração da posição e para o deslocamento anteroposterior do corpo (pelve) na fase do apoio da marcha, em um mesmo ciclo (mesma fase de apoio) e em ciclos diferentes (fases de apoio diferentes). Em um mesmo ciclo, as seguintes articulações contribuíram significativamente para o deslocamento anteroposterior da pelve, em ordem de maior contribuição para menor contribuição: antepé-solo, tornozelo, joelho, mediopé, retropé-solo e quadril, no plano sagital, e o tornozelo, no plano axial. Nas análises em um mesmo ciclo e em ciclos diferentes, em geral, as articulações mais distais contribuíram em maior quantidade e frequência para a complementaridade. Isso parece estar relacionado aos maiores valores dos coeficientes de influência dessas articulações do complexo do pé, devido aos maiores deslocamentos lineares advindos das maiores distâncias em relação à pelve. Assim sendo, foram reveladas as contribuições funcionais individuais e complementares das articulações do membro inferior em apoio. Isso permitiu caracterizar compensações funcionais de movimento, em um mesmo ciclo e em ciclos diferentes, o que auxilia a nortear futuras pesquisas e o raciocínio clínico para abordar essas compensações e disfunções possivelmente relacionadas a elas. O conhecimento das complementaridades encontradas pode auxiliar na identificação de possíveis fatores causais de lesões e sintomas; i.e. as compensações funcionais que produzem e estabilizam a posição anteroposterior da pelve e contribuem para seu deslocamento durante a fase de apoio da marcha.

## 6 REFERÊNCIAS

ARAÚJO V. L. **Efeito do fortalecimento de músculos do quadril e tronco sobre a cinemática dos membros inferiores durante a descida de degrau.** 2013. 72f. Dissertação (Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação) - Universidade Federal de Minas Gerais, 2013.

\_\_\_\_\_.; SOUZA T. R.; CARVALHAIS, V. O. C.; CRUZ, A. C.; FONSECA S. T. Effects of hip and trunk muscle strengthening on hip function and lower limb kinematics during step-down task. **Clinical Biomechanics**, v. 44, p. 28-35, 2017.

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

BRUENING, D. A.; FRIMENKO, R. E.; GOODYEAR, C. D.; BOWDEN, D. R.; FULLENKAMP, A. M. Sex differences in whole body gait kinematics at preferred speeds. **Gait and Posture**, v. 41, n. 2, p. 540-545, 2015.

CAPPOZZO, A.; CATANI, F.; CROCE, U. D.; LEARDINI, A. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. **Clinical Biomechanics**, v. 10, n. 4, p. 171-178, 1995.

\_\_\_\_\_.; DELLA, C. U.; LEARDINI, A.; CHIARI, L. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background. **Gait Posture**, v. 21, n. 2, p. 186-196, 2005.

CHANG, R.; RODRIGUES, P. A.; VAN EMMERIK, R. E. A.; HAMILL, J. Multi-segment foot kinematics and ground reaction forces during gait of individuals with plantar fasciitis. **Journal of Biomechanics**, v. 47, n. 11, p. 2571-2577, 2014.

DIETZ, V. Neurophysiology of gait disorders: Present and future applications. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 103, n. 3, p. 333-355, 1997.

FARKAS, G. J.; CVETANOVICH, G. L.; RAJAN, K. B.; ORÍAS, A. A. E.; NHO, S. J. Impact of Femoroacetabular Impingement Morphology on Gait Assessment in Symptomatic Patients. **Sports health**, v. 7, n. 5, p. 429-36, 2015.

FONSECA, S. T.; OCARINO, J. M.; SILVA, P. L. P.; AQUINO, C. F. Integration of Stresses and their Relationship to the Kinetic Chain. In: MAGEE, D.J.; ZACHAZEWSKI, J.E.; QUILLEN, W.S. (Org.). **Scientific Foundations and Principles of Practice in Musculoskeletal Rehabilitation**. St Louis: Saunders Elsevier; p.476-486, 2007.

GHOUSSAYNI, S.; STEVENS, C.; DURHAM, S.; EWINS, D. Assessment and validation of a simple automated method for the detection of gait events and intervals. **Gait & Posture**, v.20, n.3, p.266-72, 2004.

GORDON, A. B.; MCMULKIN, M. L.; TOMPKINS, B.; CASKEY, P.; BAIRD, G. O. Gait Findings in the Adolescent Subject With a Stiff Hip. **J. Pediatr. Orthop.**, v. 33, n. 2, p. 139-144, 2013.

GRABLI, D.; KARACHI, C.; WELTER, M-L.; LAU, B.; HIRSCH, E. C.; VIDAILHET, M.; FRANÇOIS, C. Normal and pathological gait: what we learn from Parkinson's disease. **Journal of neurology, neurosurgery, and psychiatry**, v. 83, n. 10, p. 979-85, 2012.

HAMILL, J; SELBIE, W. S.; KEPPLER, T. M.; Three Dimensional Kinematics In: Robertson D. G. E. *et al.*, **Research Methods Biomechanics**. 2<sup>a</sup> ed. Human Kinetics Publishers, 2013. Cap. 02, p.36-57.

HESAR, N. G. Z.; GINCKEL, A. V.; COOLS, A.; PEERSMAN, W.; ROOSEN, P., CLERCQ, D. D.; WITVROUW, E. A prospective study on gait-related intrinsic risk factors for lower leg overuse injuries. **Br J Sports Med**, v. 43, n. 13, p. 1057-1061, 2009.

IEZZI, G.; MURAKAMI, C. **Fundamentos de Matemática Elementar 3: Trigonometria**. São Paulo: Editora Atual, 1977. Cap. 1, p. 1-9

INMAN, V. T.; LOCOMOTION, H. Human Locomotion. **Can Med Assoc J**, v. 94, n. 20, p. 1047-1054, 1966.

JANKOVIC, J. Gait disorders. **Neurologic Clinics**, v. 33, n. 1, p. 249-268, 2015.

KADABA, M. P.; RAMAKRISHNAN, H. K.; WOOTTEN, M. E.; GAINEY, J.; GORTON, G.; COCHRAN, G. V. Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. **J Orthop Res**, v. 7, n. 6, p. 849-860, 1989.

KARAS, M. A.; HOY, D. J. Compensatory midfoot dorsiflexion in the individual with heelcord tightness: implications for orthotic device designs. **Journal of Prosthetics and Orthotics**, v. 14, n. 2, p. 82-93, 2002.

KUO, A. D. The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy: A dynamic walking perspective. **Human Movement Science**, v. 26, n. 4, p. 617-656, 2007.

KUTNER, M. H; NACHTSHEIM, C. J.; NETER, J.; LI, W. **Applied Linear Statistical Models Fifth Edition**. New York: McGraw-Hill/Irwin, 2005. Cap. 6, 214-254

LATASH, M. L.; SCHOLZ, J. P.; SCHÖNER, G. Motor control strategies revealed in the structure of motor variability. **Exercise and sport sciences reviews**, v. 30, n. 1, p. 26-31, 2002.

\_\_\_\_\_.; SCHOLZ, J.P.; SCHONER, G. Toward a new theory of motor synergies. **Motor Control**, v.11, n.3, p.276-308, 2007.

LEDEBT, A.; BRIL, B. Acquisition of upper body stability during walking in toddlers. **Developmental Psychobiology**, v. 36, n. 1, p. 311-324, 2000.

LEVENS, A. S.; INMAN, V. T.; BLOSSER, J. A. Transverse rotation of the segments of the lower extremity in locomotion. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 30A, n. 4, p. 859-870, 1948.

LIN, Y. C.; GFOEHLER, M.; PANDY, M. G. Quantitative evaluation of the major determinants of human gait. **Journal of biomechanics**, v. 47, n. 6, p. 1324-31, 2014.

MANAL, K.; MCCLAY, I. ; STANHOPE, S. ; RICHARDS, J. ; GALINAT, B. Comparison of surface mounted markers and attachment methods in estimating tibial rotations during walking: an in vivo study. **Gait Posture**, v. 11, n. 1, p. 38-45, 2000.

MENZ, H. B.; DUFOUR, A. B.; RISKOWSKI, J. L.; HILLSTROM H. J.; HANNAN M. T. Foot posture, foot function and low back pain: the Framingham Foot Study. **Rheumatology**, v. 52 ,n. 12 , p. 2275-2282, 2013.

MIREK, E.; RUDZIŃSKA, M.; SZCZUDLIK, A. The assessment of gait disorders in patients with Parkinson's disease using the three-dimensional motion analysis system Vicon. **Neurologia i Neurochirurgia Polska**, v. 41, n. 2, p. 128-133, 2007

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

MULAVARA, A. P.; BLOOMBERG, J. J. Identifying head-trunk and lower limb contributions to gaze stabilization during locomotion. **Journal of vestibular research : equilibrium & orientation**, v. 12, n. 5,6, p. 255-269, 2002/2003.

\_\_\_\_\_.; VERSTRAETE, M. C.; BLOOMBERG, J. J. Modulation of head movement control in humans during treadmill walking. **Gait and Posture**, v. 16, n. 3, p. 271–282, 2002.

NADEAU, S.; AMBLARD, B.; MESURE, S.; BOURBONNAIS, D. Head and trunk stabilization strategies during forward and backward walking in healthy adults. **Gait and Posture**, v. 18, n. 3, p. 134–142, 2003.

NEUMANN, D. A. **Cinesiologia do Aparelho Musculoesquelético - Fundamentos para a Reabilitação Física**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006. Cap. 10, p. 315-356.

NORKIN, C. C.; LEVANGIE, P. K. **Articulações estrutura e função: uma abordagem prática e abrangente**. 2. ed. Rio de Janeiro: Revinter, 2001, p. 1-54, 373-410, 441-487.

PAPI, E.; ROWE, P. J.; POMEROY, V. M. Analysis of gait within the uncontrolled manifold hypothesis: Stabilisation of the centre of mass during gait. **Journal of Biomechanics**, v. 48, n. 2, p. 324-331, 2015.

PORTNEY, L. G.; WATKINS, M. P. Statistical Inference. In: **Foundations of clinical research: applications to practice**. New Jersey: Prentice Hall Health; 2009. Cap.18, p. 405-429.

ROSENTHAL, J. A. Qualitative Descriptors of Strength of Association and Effect Size. **Journal of Social Service Research**, v. 21, n. 4, p. 37–59, 1996.

SAHRMANN, S. A. **Diagnosis and Treatment of Movement Impairment Syndromes**. St Louis: Mosby, 2002. Cap. 2, p. 9-49.

SARASWAT, P. *et al.* Kinematics and kinetics of normal and planovalgus feet during walking. **Gait and Posture**, v. 39, n. 1, p. 339-345, 2014.

SAUNDERS, J. B.; INMAN, V. T.; EBERHART, H. D. The major determinants in normal and pathological gait. **Journal of Bone and Joint Surgery american**, v.35-A, n.3, p.543-58, 1953.

SCHACHE, A. G.; BAKER, R.; LAMOREUX, L. W. Influence of thigh cluster configuration on the estimation of hip axial rotation. **Gait and Posture**, v. 27, n. 1, p. 60-69, 2008.

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

SOUZA, R. B.; POWERS, C. M. Predictors of hip internal rotation during running: an evaluation of hip strength and femoral structure in women with and without patellofemoral pain. **The American journal of sports medicine**, v. 37, n. 3, p. 579–587, 2009.

SOUZA T. R.; MANCINI, M. C. ; ARAÚJO, V. L.; CARVALHAIS, V. O. C.; OCARINO, J. M.; SILVA, P. L.; FONSECA, S. T. Clinical measures of hip and footeankle mechanics as predictors of rearfoot motion and posture. **Manual Therapy**, v. 19, n. 5, p. 379-385. 2014a.

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

STASZKIEWICZ, R.; CHWAŁA, W.; FORCZEK, W.; LASKA, J. Three-dimensional analysis of the pelvic and hip mobility during gait on a treadmill and on the ground. **Acta of Bioengineering and Biomechanics**, v. 14, n. 2, p. 83–89, 2012.

STEVENS, J.; MEIJER, K.; BIJNENS, W.; FUCHS, M. C. H. W.; RHIJN, L. W. V.; HERMUS, J. P.S.; HOEVE, S. V.; POEZE, M.; WITLOX, A. M. Gait Analysis of Foot Compensation After Arthrodesis of the First Metatarsophalangeal Joint. **Foot & Ankle International**, v. 38, n. 2, p. 181–191, 2016.

TIBERIO, D. Pathomechanics of structural foot deformities. **Physical therapy**, v. 68, n. 12, p. 1840–1849, 1988.

TUDOR-LOCKE, C.; BASSETT, D.R., JR. How many steps/day are enough? Preliminary pedometer indices for public health. **Sports Medicine**, v.34, n.1, p.1-8, 2004.

VACHRANUKUNKIET, T.; ESQUENAZI, A. Pathophysiology of gait disturbance in neurologic disorders and clinical presentations. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America**, v. 24, n. 2, p. 233–246, 2013.

VISUAL 3D WIKI DOCUMENTATION. Disponível em: <[https://www.c-motion.com/v3dwiki/index.php/Thigh\\_using\\_Greater\\_Trochanter](https://www.c-motion.com/v3dwiki/index.php/Thigh_using_Greater_Trochanter)>. Acesso em: 15 maio 2017a.

\_\_\_\_\_. Disponível em: <[https://www.c-motion.com/v3dwiki/index.php/Visual3D\\_Pelvis](https://www.c-motion.com/v3dwiki/index.php/Visual3D_Pelvis)> . Acesso em: 15 maio 2017b.

WILLEMS, T.; WITVROUW, E.; DELBAERE, K.; COCK, A. D.; CLERCQ, D. D. Relationship between gait biomechanics and inversion sprains: A prospective study of risk factors. **Gait and Posture**, v. 21, n. 4, p. 379-387, 2005.

WILLEMS, T. M. *et al.* A prospective study of gait related risk factors for exercise-related lower leg pain. **Gait and Posture**, v. 23, n. 1, p. 91-98, 2006.

WINTER, D. A. **Biomechanics and motor control of human movement**. Hoboken: Wiley, 2005. Cap. 2, p. 13-57.

YANG, F.; PAI, Y. -C. Adaptive control of center of mass (global) motion and its joint (local) origin in gait, **Journal of biomechanics**, v. 47, n. 11, p. 2797-2800, 2014.

ZIJLSTRA, W. *et al.* Voluntary and involuntary adaptation of walking to temporal and spatial constraints. **Gait and Posture**, v. 3, n. 1, p. 13-18, 1995.

## APÊNDICE 1

### Cálculo à posteriori do tamanho de efeito e poder estatístico

Contribuição	Tamanho de efeito	Poder estatístico
Antepé-solo (axial)	0,28	0,13
Antepé-solo (sagital)	4,38	1,00
Mediopé (axial)	0,06	0,05
Mediopé (sagital)	1,42	0,98
Retropé-solo (axial)	0,10	0,06
Retropé-solo (sagital)	1,54	0,99
Tornozelo (axial)	0,81	0,65
Tornozelo (sagital)	1,60	1,00
Joelho (axial)	0,62	0,43
Joelho (sagital)	2,11	1,00
Quadril (axial)	0,24	0,11
Quadril (sagital)	1,11	0,90

## APÊNDICE 2

### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

**Título do Estudo:** Efeito do fortalecimento dos músculos do quadril e do tronco e efeito do uso de uma órtese de quadril sobre a cinemática dos membros inferiores durante a marcha e a descida de degrau

**Investigadores Principais:** Thales Rezende de Souza e Vanessa Lara de Araújo

**Orientador:** Prof. Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca

Gostaríamos de convidá-lo a participar de nosso estudo. O nosso objetivo é investigar o efeito do uso de uma cinta elástica no seu quadril e o efeito de um programa de fortalecimento dos músculos do tronco e do quadril no padrão de movimento durante a caminhada e a descida de degrau. Assim, este estudo pretende demonstrar se o uso da cinta elástica no quadril e se a realização de exercícios para fortalecimento muscular são capazes de melhorar o movimento de suas pernas e de seu tronco durante a realização de atividades do dia a dia.

**Procedimentos:** Os testes serão realizados no Laboratório de Desempenho Motor e Funcional Humano (sala 1108) e no Laboratório de Análise do Movimento (sala 1107) da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG). Inicialmente, as seguintes medidas serão realizadas: peso, altura, comprimentos de sua perna e pé, quantidade de movimento do seu quadril e alinhamento do seu pé. Logo após, serão colocados eletrodos descartáveis sobre a sua pele, na região do quadril direito, para que seja registrada a quantidade de contração dos músculos dessa região. Antes da colocação desses eletrodos, sua pele será limpa com algodão e álcool e, se necessário, será feita a retirada dos pêlos, apenas nas regiões onde os eletrodos serão colocados, utilizando uma lâmina de barbear descartável. Em seguida, serão afixados, com fita dupla face, pequenos marcadores em seu tronco, pelve, perna e pé, sendo que esse procedimento é indolor. Você será orientado a caminhar em uma esteira por aproximadamente um minuto e a descer um degrau cinco vezes para que o seu movimento seja avaliado por um sistema de câmeras. Uma cinta elástica (órtese) será afixada no seu quadril e você será orientado a caminhar e descer o degrau novamente.

Após essa fase, você será posicionado deitado de barriga para baixo sobre um aparelho e sua perna será fixada à alavanca desse aparelho. Essa alavanca irá mover a sua perna e, conseqüentemente, o seu quadril. Nesse momento, você deverá manter-se o mais relaxado possível, sem resistir ou ajudar o movimento da alavanca. Durante esse teste, você terá em sua mão um dispositivo do equipamento, o qual permitirá que você interrompa o movimento da alavanca a qualquer momento, caso ache necessário. Três repetições do movimento do seu quadril serão realizadas em duas diferentes condições: com e sem o uso da cinta elástica de quadril. Em seguida, você realizará dois testes de força máxima dos músculos do seu quadril. No primeiro teste, você será posicionado de barriga para baixo e no segundo, você ficará deitado de lado. Em ambos os testes, a alavanca será fixada à sua perna e você será encorajado a mover essa alavanca, realizando sua força máxima, por cinco repetições. Ambos os testes serão realizados três vezes. Um teste de força máxima dessas musculaturas também será realizado fora do equipamento e contra a resistência manual do examinador.

Após a realização dessa avaliação inicial, você irá escolher em qual dos grupos (1 ou 2) você quer ser incluído.

**GRUPO 1:** Se você for incluído neste grupo, deverá comparecer no Laboratório de Prevenção e Reabilitação de Lesões Esportiva (LAPREV) no prazo máximo de uma semana após o teste inicial para começar o programa de fortalecimento dos músculos do seu quadril e tronco. O programa será constituído de exercícios rotineiramente realizados em um aparelho de musculação (*cross-over*). Os exercícios serão realizados três vezes por semana durante oito semanas e serão feitos nos dois lados do corpo. A carga dos exercícios será suficiente para causar um cansaço muscular durante a realização dos mesmos e será aumentada progressivamente, segundo sua tolerância. Os horários para realização dos fortalecimentos serão estabelecidos de acordo com sua disponibilidade e com a disponibilidade dos examinadores envolvidos na pesquisa, pois todas as sessões de fortalecimento serão acompanhadas por algum dos examinadores. Uma semana após o término do programa de fortalecimento, você deverá retornar ao laboratório para repetir os procedimentos do teste inicial.

**GRUPO 2:** Se você for incluído neste grupo, não será submetido aos exercícios e deverá continuar realizando suas atividades rotineiras normalmente. Após oito semanas da avaliação inicial, você retornará ao laboratório para repetir os procedimentos da avaliação inicial. Se for de seu interesse, após a realização do teste final, você poderá participar do mesmo programa de exercícios oferecido ao grupo 1, sob supervisão de um dos examinadores envolvidos na pesquisa.

Independente do grupo em que participar, você deverá comparecer ao laboratório em duas ocasiões, sendo que o tempo previsto para cada dia é três horas. Além disso, é necessário que você não realize exercícios de fortalecimento, além daqueles realizados na presença do examinador. O tempo previsto para realização do programa de fortalecimento é de 40 minutos.

**Riscos e desconfortos:** A sua participação no estudo oferece riscos mínimos à sua saúde. Pode ocorrer uma pequena irritação na pele devido ao procedimento de limpeza, retirada de pêlos e colocação dos eletrodos. Essa irritação, caso ocorra, desaparecerá em poucos dias. Além disso, você poderá sentir um leve desconforto muscular após a realização dos testes de força máxima e nos dois primeiros dias após a progressão da carga dos exercícios de fortalecimento (apenas participantes do grupo 1). Se sentir esse desconforto, você pode solicitar à pesquisadora (fisioterapeuta) que utilize algum recurso fisioterapêutico para alívio.

**Benefícios esperados:** Os participantes do grupo 1 poderão ser beneficiados pela realização do programa de fortalecimento do tronco e quadril, pois a maior força dessas musculaturas pode melhorar o movimento de suas pernas e tronco durante a realização de atividades do seu dia-a-dia, como caminhada e descida de escada. Após o término da avaliação final, os participantes do grupo 2 poderão requerer a realização do mesmo programa de fortalecimento feito pelos participantes do grupo 1, objetivando alcançar os possíveis benefícios. Caso não seja evidenciado benefício do programa de fortalecimento, não serão esperados benefícios diretos em decorrência da participação na pesquisa. Porém, os resultados desse estudo ajudarão os terapeutas a entender melhor como os músculos do corpo atuam durante a realização de atividades do dia-a-dia, o que irá contribuir para o avanço do conhecimento na área da fisioterapia.

**Confidencialidade:** Para garantir a confidencialidade da informação obtida, seu nome não será utilizado em qualquer publicação ou material relacionado ao estudo.

**Recusa ou desistência da participação:** Sua participação é inteiramente voluntária e você está livre para recusar participar ou desistir do estudo em qualquer momento sem que isso possa lhe acarretar qualquer prejuízo.

**Gastos:** Caso você necessite deslocar-se para universidade apenas para participar da pesquisa, os gastos com o seu transporte para comparecer ao laboratório ou à academia de musculação serão de responsabilidade dos pesquisadores. Se for do seu interesse, será oferecido um lanche nos dias de realização da avaliação no laboratório.

Você pode solicitar mais informações ao longo do estudo com os pesquisadores responsável pelo projeto (Thales ou Vanessa), por meio dos telefones 8813-0512 ou 9942-8285. 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.

### TERMO DE CONSENTIMENTO

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

_____	_____
Assinatura do Voluntário	Data
_____	_____
Thales Rezende de Souza – Doutorando	Data
_____	_____
Vanessa Lara de Araújo – Mestranda	Data
_____	_____
Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca - Orientador	Data

#### **COEP – Comitê de Ética em Pesquisa/UFMG**

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

### APÊNDICE 3

Derivada parcial do ângulo sagital do antepé-solo (apoios médio e final):

$$\begin{aligned} \partial Y_{(pelve)} / \partial \theta s_{(antepé)} = & \\ & (-\text{sen}(\theta s_{(antepé)_i}) \times L_{\text{antepé}}(\text{longitudinal})) + \\ & (-\text{sen}(\theta s_{(antepé)_i} + \Phi s_{(CA \text{ do mediopé})_i}) \times L_{\text{retropé}}(\text{longitudinal})) + \\ & (-\text{sen}(\theta s_{(antepé)_i} + \Phi s_{(CA \text{ do mediopé})_i} + \Phi s_{(tornozelo)_i}) \times L_{\text{perna}}(\text{longitudinal})) + \\ & (-\text{sen}(\theta s_{(antepé)_i} + \Phi s_{(CA \text{ do mediopé})_i} + \Phi s_{(tornozelo)_i} + \Phi s_{(joelho)_i}) \times L_{\text{coxa}}(\text{longitudinal})) + \\ & (-\text{sen}(\theta s_{(antepé)_i} + \Phi s_{(CA \text{ do mediopé})_i} + \Phi s_{(tornozelo)_i} + \Phi s_{(joelho)_i} + \Phi s_{(joelho)_i}) \times L_{\text{pelve}}(\text{longitudinal})) \end{aligned}$$

Derivada parcial do ângulo sagital do complexo articular do mediopé (apoios médio e final):

$$\begin{aligned} \partial Y_{(pelve)} / \partial \theta s_{(mediopé)} = & \\ & (-\text{sen}(\theta s_{(antepé)_i} + \Phi s_{(CA \text{ do mediopé})_i}) \times L_{\text{retropé}}(\text{longitudinal})) + \\ & (-\text{sen}(\theta s_{(antepé)_i} + \Phi s_{(CA \text{ do mediopé})_i} + \Phi s_{(tornozelo)_i}) \times L_{\text{perna}}(\text{longitudinal})) + \\ & (-\text{sen}(\theta s_{(antepé)_i} + \Phi s_{(CA \text{ do mediopé})_i} + \Phi s_{(tornozelo)_i} + \Phi s_{(joelho)_i}) \times L_{\text{coxa}}(\text{longitudinal})) + \\ & (-\text{sen}(\theta s_{(antepé)_i} + \Phi s_{(CA \text{ do mediopé})_i} + \Phi s_{(tornozelo)_i} + \Phi s_{(joelho)_i} + \Phi s_{(joelho)_i}) \times L_{\text{pelve}}(\text{longitudinal})) \end{aligned}$$

Derivada parcial do ângulo sagital do retropé-solo (resposta à carga):

$$\begin{aligned} \partial Y_{(pelve)} / \partial \theta s_{(retropé)} = & \\ & (-\text{sen}(\theta s_{(retropé)_i}) \times L_{\text{retropé}}(\text{longitudinal})) + \\ & (-\text{sen}(\theta s_{(retropé)_i} + \Phi s_{(tornozelo)_i}) \times L_{\text{perna}}(\text{longitudinal})) + \\ & (-\text{sen}(\theta s_{(antepé)_i} + \Phi s_{(CA \text{ do mediopé})_i} + \Phi s_{(tornozelo)_i} + \Phi s_{(joelho)_i}) \times L_{\text{coxa}}(\text{longitudinal})) + \\ & (-\text{sen}(\theta s_{(antepé)_i} + \Phi s_{(CA \text{ do mediopé})_i} + \Phi s_{(tornozelo)_i} + \Phi s_{(joelho)_i} + \Phi s_{(joelho)_i}) \times L_{\text{pelve}}(\text{longitudinal})) \end{aligned}$$

Derivada parcial do ângulo sagital do tornozelo sagital (resposta à carga):

$$\begin{aligned} \partial Y_{(pelve)} / \partial \theta s_{(tornozelo)} = & \\ & (-\text{sen}(\theta s_{(retropé)_i} + \Phi s_{(tornozelo)_i}) \times L_{\text{perna}}(\text{longitudinal})) + \\ & (-\text{sen}(\theta s_{(retropé)_i} + \Phi s_{(tornozelo)_i} + \Phi s_{(joelho)_i}) \times L_{\text{coxa}}(\text{longitudinal})) + \\ & (-\text{sen}(\theta s_{(retropé)_i} + \Phi s_{(tornozelo)_i} + \Phi s_{(joelho)_i} + \Phi s_{(joelho)_i}) \times L_{\text{pelve}}(\text{longitudinal})) \end{aligned}$$

Derivada parcial do ângulo sagital do tornozelo (apoios médio e final):

$$\begin{aligned} \partial Y_{(pelve)} / \partial \theta s_{(tornozelo)} = & \\ & (-\text{sen}(\theta s_{(antepé)_i} + \Phi s_{(CA \text{ do mediopé})_i} + \Phi s_{(tornozelo)_i}) \times L_{\text{perna}}(\text{longitudinal})) + \end{aligned}$$

$$(-\text{sen}(\theta_{s(\text{antepé})i} + \Phi_{s(\text{CA do mediopé})i} + \Phi_{s(\text{tornozelo})i} + \Phi_{s(\text{joelho})i}) \times L_{\text{coxa}(\text{longitudinal})}) +$$

$$(-\text{sen}(\theta_{s(\text{antepé})i} + \Phi_{s(\text{CA do mediopé})i} + \Phi_{s(\text{tornozelo})i} + \Phi_{s(\text{joelho})i} + \Phi_{s(\text{joelho})i}) \times L_{\text{pelve}(\text{longitudinal})})$$

Derivada parcial do ângulo sagital do joelho (resposta à carga):

$$\partial Y_{(\text{pelve})} / \partial \theta_{s(\text{joelho})} =$$

$$(-\text{sen}(\theta_{s(\text{retropé})i} + \Phi_{s(\text{tornozelo})i} + \Phi_{s(\text{joelho})i}) \times L_{\text{coxa}(\text{longitudinal})}) +$$

$$(-\text{sen}(\theta_{s(\text{retropé})i} + \Phi_{s(\text{tornozelo})i} + \Phi_{s(\text{joelho})i} + \Phi_{s(\text{joelho})i}) \times L_{\text{pelve}(\text{longitudinal})})$$

Derivada parcial do ângulo sagital do joelho (apoios médio e final):

$$\partial Y_{(\text{pelve})} / \partial \theta_{s(\text{joelho})} =$$

$$(-\text{sen}(\theta_{s(\text{antepé})i} + \Phi_{s(\text{CA do mediopé})i} + \Phi_{s(\text{tornozelo})i} + \Phi_{s(\text{joelho})i}) \times L_{\text{coxa}(\text{longitudinal})}) +$$

$$(-\text{sen}(\theta_{s(\text{antepé})i} + \Phi_{s(\text{CA do mediopé})i} + \Phi_{s(\text{tornozelo})i} + \Phi_{s(\text{joelho})i} + \Phi_{s(\text{joelho})i}) \times L_{\text{pelve}(\text{longitudinal})})$$

Derivada parcial do ângulo sagital do quadril (resposta à carga):

$$\partial Y_{(\text{pelve})} / \partial \theta_{s(\text{quadril})} =$$

$$(-\text{sen}(\theta_{s(\text{retropé})i} + \Phi_{s(\text{tornozelo})i} + \Phi_{s(\text{joelho})i} + \Phi_{s(\text{quadril})i}) \times L_{\text{pelve}(\text{longitudinal})})$$

Derivada parcial do ângulo sagital do quadril (apoios médio e final):

$$\partial Y_{(\text{pelve})} / \partial \theta_{s(\text{quadril})} =$$

$$(-\text{sen}(\theta_{s(\text{antepé})i} + \Phi_{s(\text{CA do mediopé})i} + \Phi_{s(\text{tornozelo})i} + \Phi_{s(\text{joelho})i} + \Phi_{s(\text{quadril})i}) \times$$

$$L_{\text{pelve}(\text{longitudinal})})$$

Derivadas parciais dos ângulos axiais do antepé-sole, complexo articular do mediopé, tornozelo, joelho e quadril (apoios médio e final):

$$\partial Y_{(\text{pelve})} / \partial \theta_{a} =$$

$$(-\text{sen}(\theta_{a(\text{antepé})i} + \Phi_{a(\text{CA do mediopé})i} + \Phi_{a(\text{tornozelo})i} + \Phi_{a(\text{joelho})i} + \Phi_{s(\text{quadril})i}) \times L_{\text{pelve}(\text{medial-lateral})})$$

Derivadas parciais dos ângulos axiais do retropé, tornozelo, joelho e quadril (resposta à carga):

$$\partial Y_{(\text{pelve})} / \partial \theta_{a} =$$

$$(-\text{sen}(\theta_{a(\text{retropé})i} + \Phi_{a(\text{tornozelo})i} + \Phi_{a(\text{joelho})i} + \Phi_{s(\text{quadril})i}) \times L_{\text{pelve}(\text{medial-lateral})})$$

## APÊNDICE 4

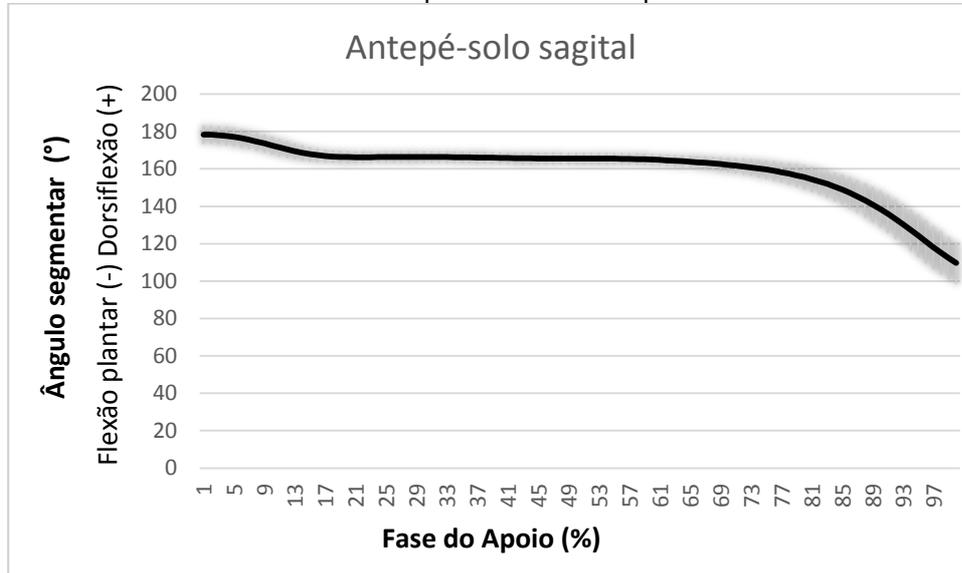
Confiabilidade das curvas dos ângulos das contribuições articulares e seus respectivos erros / desvios padrões

<b>Articulação</b>	<b>CMC - Média (DP)</b>	<b>REQM (°) - Média (DP)</b>
Antepé-solo (sagital)	0,987 (0,015)	2,141 (1,325)
Antepé-solo (axial)	0,778 (0,180)	3,311 (3,557)
Mediopé (sagital)	0,958 (0,025)	1,252 (0,267)
Mediopé (axial)	0,783 (0,151)	2,621 (0,596)
Retropé-solo (sagital)	0,991 (0,007)	1,459 (0,425)
Retropé-solo (axial)	0,624 (0,214)	1,504 (0,368)
Tornozelo (sagital)	0,977 (0,014)	1,334 (0,299)
Tornozelo (axial)	0,840 (0,091)	1,716 (0,418)
Joelho (sagital)	0,972 (0,022)	1,591 (0,522)
Joelho (axial)	0,858 (0,185)	1,974 (2,298)
Quadril (sagital)	0,995 (0,003)	1,249 (0,243)
Quadril (axial)	0,882 (0,042)	1,177 (0,213)

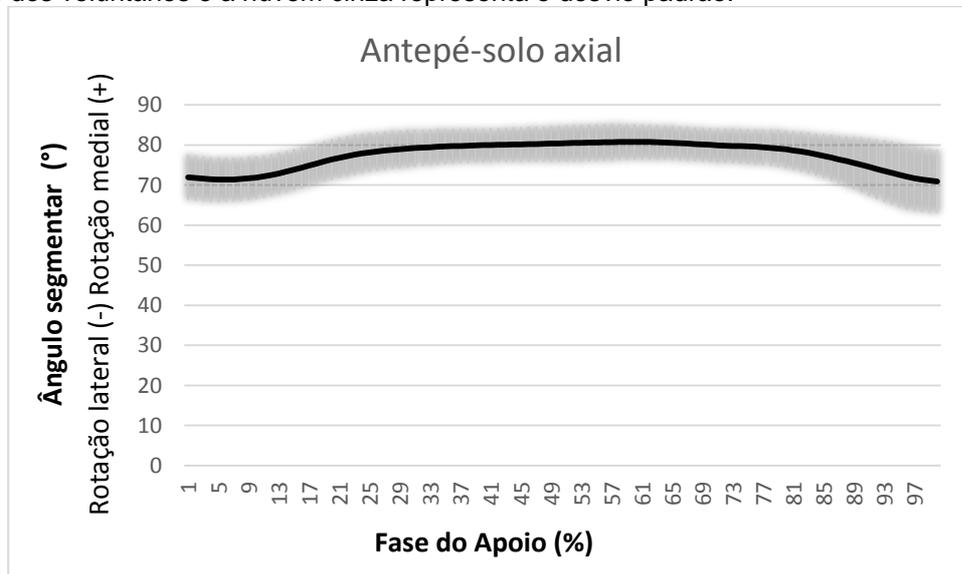
Legenda: CMC: Coeficiente de múltipla correlação; DP: Desvio Padrão; REQM: raiz do erro quadrático médio; (°): grau.

- Representações gráficas das curvas (séries temporais) angulares das articulações

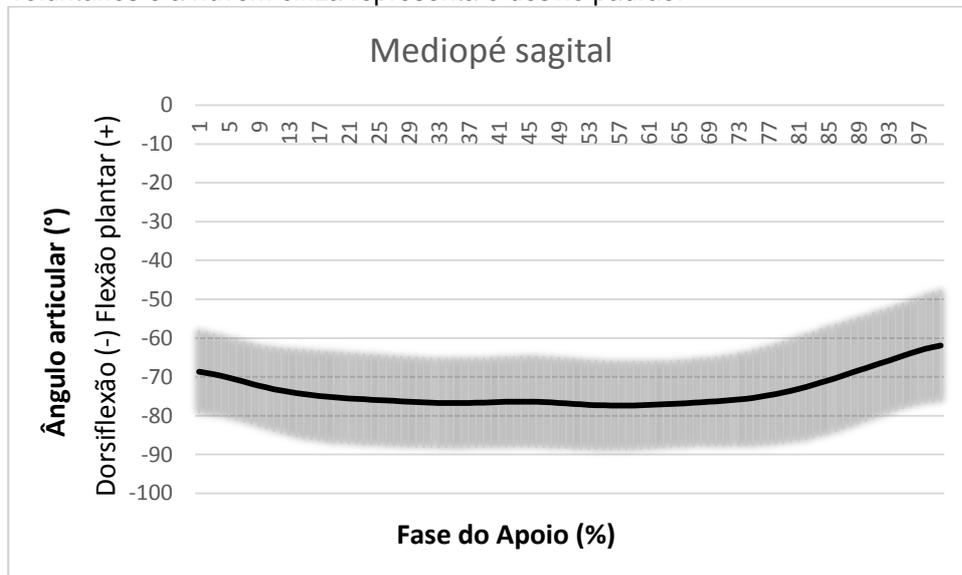
Ângulo articular do antepé-solo em relação ao solo no plano sagital. A linha preta representa a média dos ciclos dos voluntários e a nuvem cinza representa o desvio padrão.



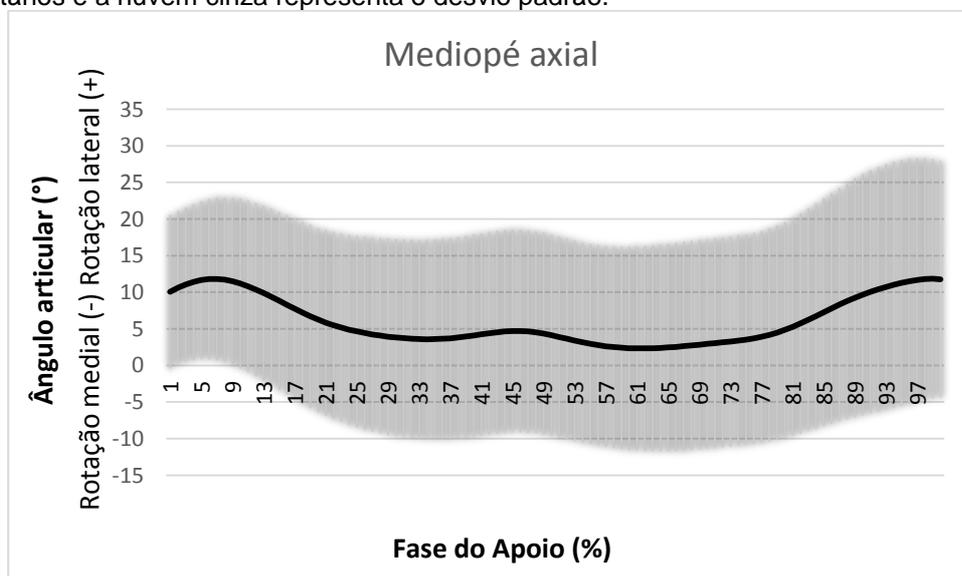
Ângulo articular do antepé-solo em relação ao solo no plano axial. A linha preta representa a média dos ciclos dos voluntários e a nuvem cinza representa o desvio padrão.



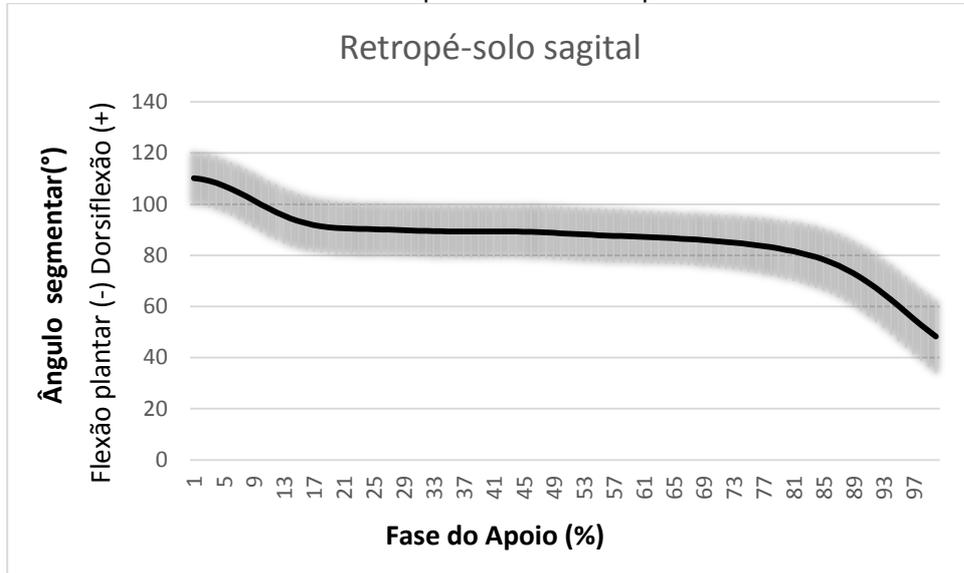
Ângulo articular do complexo do mediopé no plano sagital. A linha preta representa a média dos ciclos dos voluntários e a nuvem cinza representa o desvio padrão.



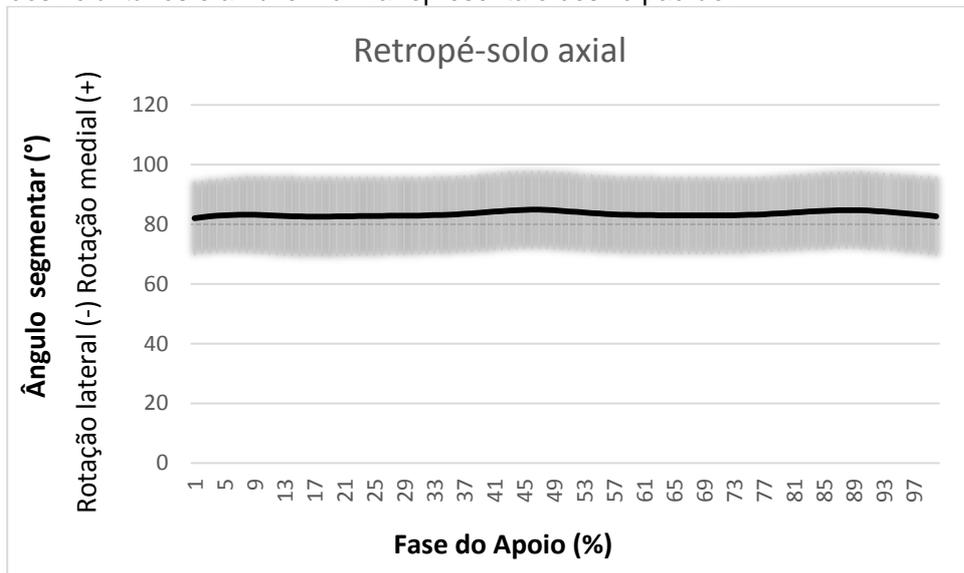
Ângulo articular do complexo do mediopé no plano axial. A linha preta representa a média dos ciclos dos voluntários e a nuvem cinza representa o desvio padrão.



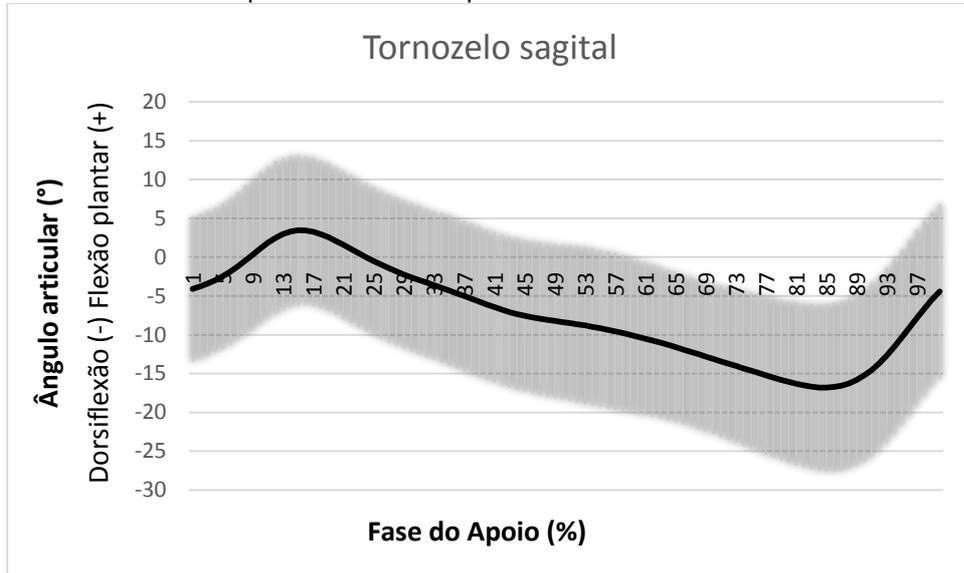
Ângulo articular do retropé-solo em relação ao solo no plano sagital. A linha preta representa a média dos ciclos dos voluntários e a nuvem cinza representa o desvio padrão.



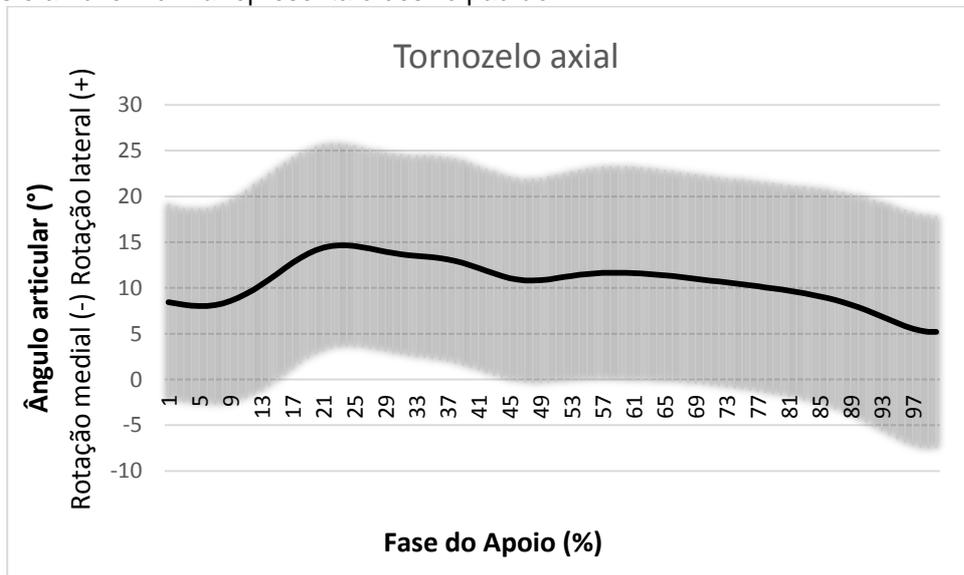
Ângulo articular do retropé-solo em relação ao solo no plano axial. A linha preta representa a média dos ciclos dos voluntários e a nuvem cinza representa o desvio padrão.



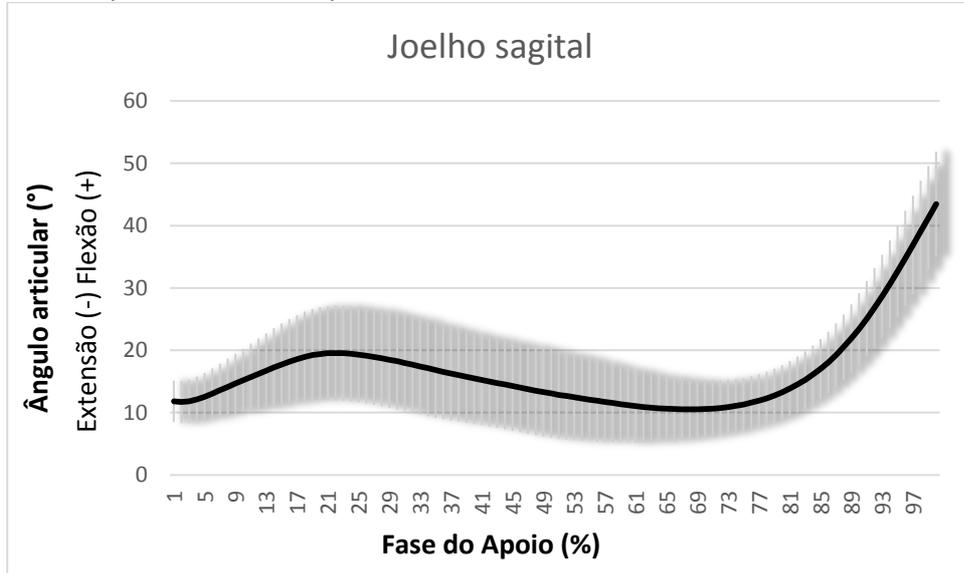
Ângulo articular do tornozelo no plano sagital. A linha preta representa a média dos ciclos dos voluntários e a nuvem cinza representa o desvio padrão.



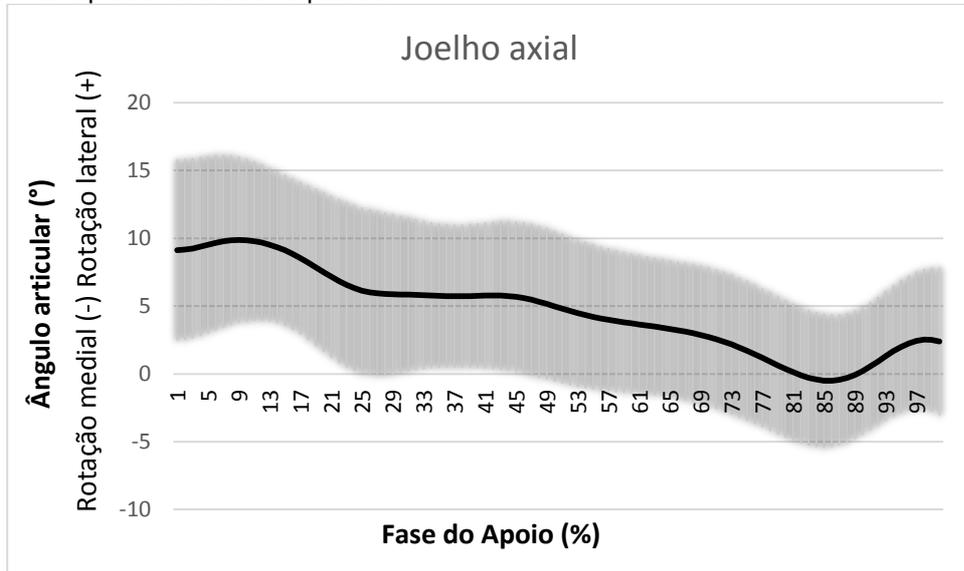
Ângulo articular do tornozelo no plano axial. A linha preta representa a média dos ciclos dos voluntários e a nuvem cinza representa o desvio padrão.



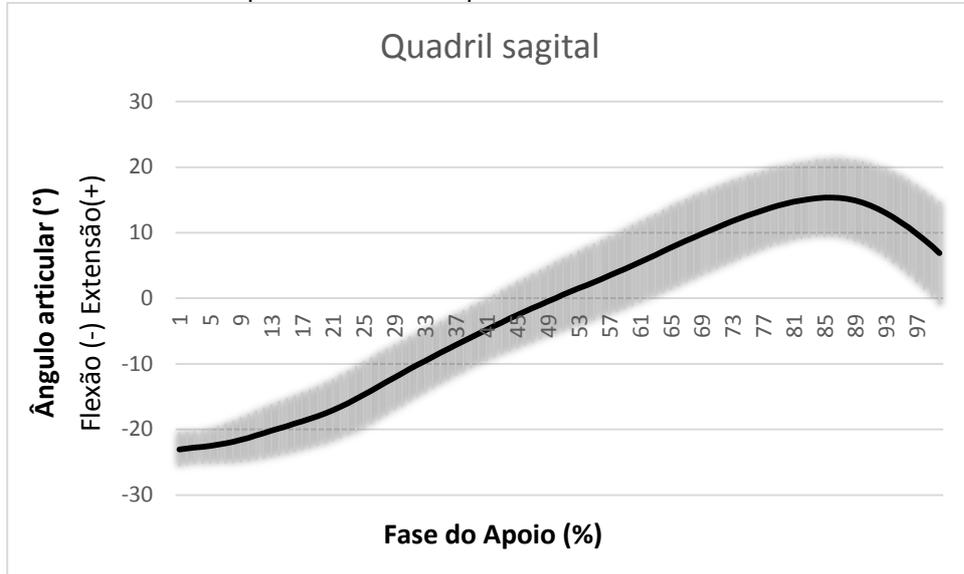
Ângulo articular do joelho no plano sagital. A linha preta representa a média dos ciclos dos voluntários e a nuvem cinza representa o desvio padrão.



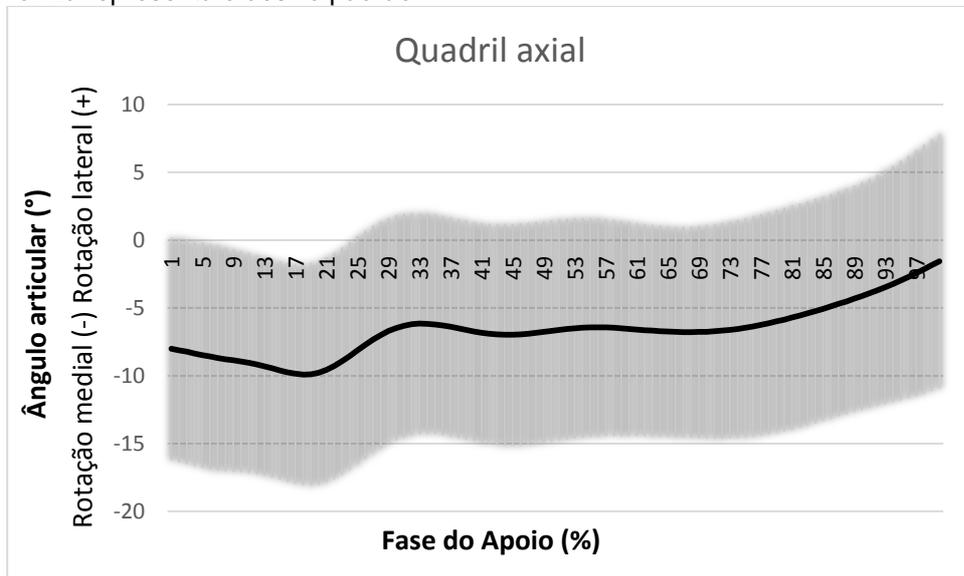
Ângulo articular do joelho no plano axial. A linha preta representa a média dos ciclos dos voluntários e a nuvem cinza representa o desvio padrão.



Ângulo articular do quadril no plano sagital. A linha preta representa a média dos ciclos dos voluntários e a nuvem cinza representa o desvio padrão.



Ângulo articular do quadril no plano axial. A linha preta representa a média dos ciclos dos voluntários e a nuvem cinza representa o desvio padrão.



## APÊNDICE 5

### - Teste de normalidade dos dados – erro das predições

A análise da significância do teste Shapiro-Wilk, e dos Gráficos “Q-Q-plot” e Gráficos de dispersão da tendência da distribuição dos dados, dos erros das predições das contribuições das articulações, resultaram em tendência de distribuição não normal para a maioria dos erros das predições.

Significância do teste de distribuição dos dados dos erros das predições advindas das contribuições das articulações.

<b>Erro da predição</b>	<b>p</b>
Erro da predição com todas as contribuições	0,000
Erro da predição sem a contribuição axial do antepé-solo	0,000
Erro da predição sem a contribuição sagital do antepé-solo	0,918
Erro da predição sem a contribuição axial do mediopé	0,695
Erro da predição sem a contribuição sagital do mediopé	0,074
Erro da predição sem a contribuição axial do retropé-solo	0,147
Erro da predição sem a contribuição sagital do retropé-solo	0,033
Erro da predição sem a contribuição axial do tornozelo	0,193
Erro da predição sem a contribuição sagital do tornozelo	0,118
Erro da predição sem a contribuição axial do joelho	0,018
Erro da predição sem a contribuição sagital do joelho	0,917
Erro da predição sem a contribuição axial do quadril	0,001
Erro da predição sem a contribuição sagital do quadril	0,314

Legenda: p: significância

## ANEXO

Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa (COEP) da UFMG:



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

Projeto: CAAE – 0427.0.203.000-11

Interessado(a): Prof. Sérgio Teixeira da Fonseca  
Departamento de Fisioterapia  
EEFTO - UFMG

### DECISÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprovou, no dia 05 de outubro de 2011, o projeto de pesquisa intitulado **"Efeito do fortalecimento dos músculos do quadril e do tronco e efeito do uso de uma órtese de quadril sobre a cinemática dos membros inferiores durante a marcha e decida de degrau "** bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

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

**Prof. Maria Teresa Marques Amaral**  
Coordenadora do COEP-UFMG