

Thiago Ribeiro Teles dos Santos

**AJUSTES NA RIGIDEZ DINÂMICA DAS ARTICULAÇÕES DO MEMBRO  
INFERIOR EM RESPOSTA A DIFERENTES CONDIÇÕES DE MARCHA**

Belo Horizonte  
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional  
Universidade Federal de Minas Gerais  
2016

Thiago Ribeiro Teles dos Santos

**AJUSTES NA RIGIDEZ DINÂMICA DAS ARTICULAÇÕES DO MEMBRO  
INFERIOR EM RESPOSTA A DIFERENTES CONDIÇÕES DE MARCHA**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do título de Doutor em Ciências da Reabilitação.

Área de Concentração: Desempenho Funcional Humano

Linha de Pesquisa: Estudos do Desempenho Motor e Funcional Humano

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Teixeira Fonseca

Coorientador: Prof. Dr. Kenneth G. Holt

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional

Universidade Federal de Minas Gerais

2016

S237a Santos, Thiago Ribeiro Teles dos  
2016 Ajustes na rigidez dinâmica das articulações do membro inferior em resposta a diferentes condições de marcha. [manuscrito] / Thiago Ribeiro Teles dos Santos - 2016.

131f., enc.:il.

Orientador: Sérgio Teixeira da Fonseca  
Coorientador: Kenneth G. Holt

Doutorado (tese) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional.

Bibliografia: f. 111-117

1. Biomecânica - Teses. 2. Membros inferiores - Teses. 3. Articulações – Amplitude do movimento - Teses. 4. Marcha – Teses. I. Fonseca, Sérgio Teixeira da. II. Holt, Kenneth G. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. IV. Título.

CDU: 796.015

**Ficha catalográfica elaborada pela equipe de bibliotecários da Biblioteca da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais.**

ATA DE NÚMERO 59 (CINQUENTA E NOVE) DA SESSÃO DE ARGUIÇÃO E DEFESA DE TESE APRESENTADA PELO CANDIDATO **THIAGO RIBEIRO TELES DOS SANTOS** DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO.

Ao 1º (primeiro) dia do mês de julho do ano de dois mil e dezesseis, realizou-se na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, a sessão pública para apresentação e defesa da Tese de Doutorado intitulada: “AJUSTES NA RIGIDEZ DINÂMICA DAS ARTICULAÇÕES DO MEMBRO INFERIOR EM RESPOSTA A DIFERENTES CONDIÇÕES DE MARCHA”. A comissão examinadora foi constituída pelos seguintes Professores Doutores: Sérgio Teixeira da Fonseca, Juliana de Melo Ocarino, Renan Alves Resende, Renata Noce Kirkwood e Renato Guilherme Trede Filho, sob a Presidência do primeiro. Os trabalhos iniciaram-se às 13h30min com apresentação oral da candidata, seguida de arguição dos membros da Comissão Examinadora. Após avaliação, os examinadores consideraram o candidato *aprovado e apto a receber o título de Doutor após a entrega da versão definitiva da Tese*. 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, 01 de julho de 2016.

Professor Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca \_\_\_\_\_

Professor Dr. Renan Alves Resende \_\_\_\_\_

Professora Dra. Juliana de Melo Ocarino \_\_\_\_\_

Professora Dra. Renata Noce Kirkwood \_\_\_\_\_

Professora Dra. Renato Guilherme Trede Filho \_\_\_\_\_

Marilane Soares – SIAPE: 084190

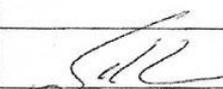
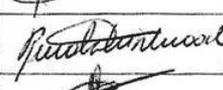
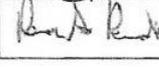
Secretária do Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
 COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS  
 DA REABILITAÇÃO / EEFFTO

AV. ANTONIO CARLOS, Nº 6627 - CAMPUS UNIVERSITÁRIO  
 PATRIMÔNIO: LEF 51270-901 - BH/MG

**PARECER**

Considerando que a Tese de Doutorado de **THIAGO RIBEIRO TELES DOS SANTOS** intitulada **“AJUSTES NA RIGIDEZ DINÂMICA DAS ARTICULAÇÕES DO MEMBRO INFERIOR EM RESPOSTA A DIFERENTES CONDIÇÕES DE MARCHA”** defendida junto ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, nível: Doutorado cumpriu sua função didática, atendendo a todos os critérios científicos, a Comissão Examinadora **APROVOU** a Tese de doutorado, conferindo-lhe as seguintes indicações:

Nome do Professor (a)/Banca	Aprovação	Assinatura
Professor Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca	Aprovado	
Professora Dra. Juliana de Melo Ocarino	Aprovado	
Professora Dra. Renata Noce Kirkwood	Aprovado	
Professor Dr. Renato Guilherme Trede Filho	Aprovado	
Professor Dr. Renan Alves Resende	Aprovado	

Belo Horizonte, 01 de Julho de 2016.

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

## AGRADECIMENTOS

Agradeço ao Professor Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca pela orientação, pelos ensinamentos e por todo o incentivo durante o doutorado. A sua atuação como pesquisador e professor inspira a minha vida acadêmica.

Ao Professor Dr Kenneth G Holt pela orientação e pelos ensinamentos de biomecânica. Obrigado por me proporcionar a oportunidade de trabalhar em um ambiente multidisciplinar durante o doutorado sanduíche.

Aos Professores Dr Conor Walsh e Dr<sup>a</sup> Cara Lewis pelos ensinamentos durante a execução dos estudos desta tese. A toda a equipe do Harvard Biodesing Lab pelo aprendizado e pelo convívio. Aprendi bastante nesse ambiente multidisciplinar e com essa equipe de excelentes profissionais! À equipe da Boston University pelos ensinamentos para enfrentar os desafios de coleta e processamento de dados.

A minha família, pelo apoio incondicional mesmo diante dos desafios da rotina do dia-a-dia. Enfrentar os desafios acadêmicos é mais fácil com todo o suporte que vocês me proporcionam! À Bida, pelo companheirismo e por me proporcionar tranquilidade, mesmo em momentos de estresse.

À Isa, pelo apoio e por me ajudar no direcionamento frente a decisões difíceis. Obrigado por me ouvir, por estar ao meu lado e pela compreensão da minha ausência em tantos momentos.

À Vanessa Lara de Araújo por participar ativamente em todas as fases deste projeto. Obrigado pelo apoio durante o doutorado sanduíche e pela amizade. Aprendi muito com a sua maneira de trabalhar! À Viviane Otoni do Carmo Carvalhais (Vivi) pela amizade e por contribuir especialmente durante o primeiro ano de doutorado.

Ao grupo de amigos de Boston pelos momentos de diversão e de apoio durante o doutorado sanduíche. À Mariana Angélica Peixoto de Souza, pela amizade e pelas conversas após um dia intenso de trabalho. Enfrentar os desafios de Boston ficou mais fácil tendo Mariana e Vanessa como *roomates*!

A todos os alunos de iniciação científica que contribuíram com a coleta e a análise dos dados. Obrigado pela dedicação e pelo esforço!

Aos professores do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação pelos ensinamentos. Em especial, aos professores do grupo de pesquisa com quem trabalhei, Professora Juliana Ocarino, Professora Paula Lanna, Professor Thales Souza, Professor Renan Resende e Professora Paula Arantes. Obrigado pelas diversas parcerias nas atividades acadêmicas!

Aos amigos e colegas da pós-graduação, com quem pude encontrar diversão e apoio.

Aos funcionários do colegiado de Ciências da Reabilitação, Marilane e Nathália pela disposição e ajuda a superar os processos burocráticos. Aos funcionários do Wyss Institute, em especial a Frehiwot Tesfaye (Frey), por toda a ajuda durante o doutorado sanduíche.

Aos voluntários, muito obrigado pela disponibilidade e por toda a contribuição!

*Why is there something instead of nothing?*

G. W. Leibniz

*Don't fight forces, use them.*

R. B. Fuller

## PREFÁCIO

Esta tese foi elaborada de acordo com as regras do formato opcional do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Universidade Federal de Minas Gerais. Nesse formato, a primeira parte da tese é composta da introdução, em que é realizada uma revisão bibliográfica, problematização do tema, justificativa e são apresentados os objetivos do projeto de doutorado realizado. A segunda parte consiste na descrição detalhada dos materiais e método utilizados nos estudos que compõem esta tese. As seções que se seguem correspondem aos dois artigos desenvolvidos. O primeiro artigo foi elaborado de acordo com as regras da *Gait & Posture* (ISSN 0966-6362) e o segundo artigo, de acordo com as regras da *Human Movement Science* (ISSN 0167-9457). Por fim, são apresentadas as considerações finais do projeto de doutorado realizado.

## RESUMO

Os estudos apresentados nesta tese objetivaram investigar como ocorrem os ajustes realizados na rigidez dinâmica das articulações do membro inferior em situações que impõem um aumento da demanda sobre o sistema musculoesquelético. O primeiro estudo investigou esses ajustes frente ao aumento de carga transportada ao andar. Especificamente, foi analisada a rigidez dinâmica das articulações do membro inferior e a orientação do centro de massa total do sistema (participante e mochila –  $CM_{T\SIS}$ ) com relação ao tornozelo e ao joelho. Treze participantes foram avaliados em duas condições de marcha: sem carga e com carga (carga correspondente a 30% da massa corporal). A rigidez dinâmica foi calculada como a inclinação da curva momento articular x ângulo articular durante as principais fases de absorção de potência articular do tornozelo, joelho e quadril no plano sagital. Foram calculados dois ângulos no plano sagital: (1) entre a vertical e um vetor que liga a localização do  $CM_{T\SIS}$  ao tornozelo ( $CM_{T\SIS}$ -tornozelo) e (2) entre a vertical e um vetor que liga a localização do  $CM_{T\SIS}$  ao joelho ( $CM_{T\SIS}$ -joelho). Esses ângulos foram analisados durante as fases de absorção de potência articular de tornozelo e joelho, assim como na retirada do pé do solo. A rigidez dinâmica de tornozelo e joelho aumentaram similarmente durante a marcha com carga. A rigidez dinâmica do quadril não modificou entre as condições. Os ângulos  $CM_{T\SIS}$ -tornozelo e  $CM_{T\SIS}$ -joelho não modificaram no início da fase de absorção da potência articular e na retirada do pé. O segundo estudo investigou os ajustes de rigidez dinâmica frente ao aumento de velocidade de marcha. Trinta e cinco indivíduos foram avaliados em duas condições randomizadas: velocidade autosselecionada e velocidade 25% superior a autosselecionada. A rigidez dinâmica articular e os ângulos entre a vertical e o vetor do centro de massa corporal (CM) ao tornozelo (CM-tornozelo) e ao joelho (CM-joelho) no plano sagital foram calculados semelhantemente ao primeiro estudo. Diferentes padrões de curva momento articular x ângulo articular de tornozelo foram observadas e os sujeitos foram categorizados de acordo com o padrão adotado entre as condições. O sexo do participante foi considerado durante a análise. A mudança da rigidez dinâmica do tornozelo com o aumento da velocidade foi dependente do padrão adotado. O padrão com maior potencial de aproveitamento de energia mecânica no tornozelo apresentou aumento de rigidez

dinâmica nessa articulação. O joelho apresentou o maior aumento de rigidez entre as articulações. Foi observado aumento na rigidez dinâmica do quadril. O sexo do participante influenciou somente a rigidez dinâmica de tornozelo, em que os homens apresentaram maiores valores que as mulheres. Os ângulos CM-tornozelo e CM-joelho aumentaram com o aumento da velocidade na maior parte dos eventos analisados. Os achados de ambos os estudos indicam que as articulações do membro inferior mudaram a rigidez dinâmica diferentemente. A compreensão desses ajustes na rigidez dinâmica pode contribuir com o entendimento de disfunções de marcha e com o desenvolvimento de implementos de auxílio a locomoção.

**Palavras-chave:** Locomoção, rigidez e biomecânica

## ABSTRACT

The studies presented in this dissertation aimed to investigate how the lower limb joints adjust their dynamic stiffness during situations that impose a high demand in the musculoskeletal system. The first study investigated this adjust in response to increased load carried while walking. Specifically, this study analyzed the changes in dynamic stiffness of lower limb joints and the orientation between the center of mass of the total system (subject plus backpack -  $COM_{TSYS}$ ) to ankle and knee. Thirteen subjects were evaluated under two walking conditions: unloaded and loaded (load corresponding to 30% of body mass). Joint dynamic stiffness was calculated as the linear slope of the regression line of the joint internal moment *versus* joint angle curve during the major power absorption phase of ankle, knee and hip in the sagittal plane. Two angles were calculated in the sagittal plane: (1) the angle between the vertical and a vector from  $COM_{TSYS}$  to ankle ( $COM_{TSYS}$ -ankle) and (2) the angle between the vertical and a vector from  $COM_{TSYS}$  to knee ( $COM_{TSYS}$ -knee). Ankle and knee dynamic stiffness increased by similar amounts during load carriage. These angles were analyzed during the ankle and knee power absorption phases and at toe-off. Ankle and knee dynamic stiffness increased similarly during load carriage. Hip dynamic stiffness remained constant between conditions. The angles  $COM_{TSYS}$ -ankle and  $COM_{TSYS}$ -knee did not differ between conditions at the onset of joint absorption phases and toe-off. The second study investigated the adjustment of dynamic joint stiffness in response to increase walking speed. Thirty-five subjects were evaluated in two randomized conditions: self-selected speed and 25% greater than the self-selected speed. Joint dynamic stiffness and the angle between the vertical and a vector from COM to ankle (COM-ankle) and knee (COM-knee) in the sagittal plane were calculated similarly to the first study. Different patterns of ankle internal moment *versus* angle curve were observed and the subjects were categorized according to the pattern adopted between walking conditions. The sex of the participant was considered during the analysis. The change of ankle stiffness following speed increase depended on the pattern of motion adopted. The pattern with more potential to take advantage of the mechanical energy around the ankle increased the stiffness. Knee presented the greatest increase in stiffness among the joints. Hip also increased its stiffness. The sex of the participant influenced only the

ankle dynamic stiffness, in which men presented greater stiffness than women. COM-ankle and COM-knee angles increased in the faster speed in most of analyzed events. The findings of both studies demonstrated that the lower limb joints changed their dynamic stiffness differently. The comprehension of the adjustments of dynamic joint stiffness can contribute to understanding gait dysfunctions and to the development of walking assistive devices.

**Keywords:** Locomotion, stiffness and biomechanics

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	14
1.1 Rigidez .....	15
1.2 Rigidez dinâmica e função das articulações do membro inferior durante a locomoção .....	20
1.3 Marcha carregando mochila com carga .....	24
1.4 Marcha em diferentes velocidades .....	26
1.4.1 Rigidez dinâmica das articulações do membro inferior em diferentes velocidades de marcha .....	28
<b>2 OBJETIVOS</b> .....	30
2. 1 Objetivo geral .....	30
2.2 Objetivos específicos .....	30
2.2.1 Estudo I .....	30
2.2.2 Estudo II .....	31
<b>3 HIPÓTESES</b> .....	32
3.1 Estudo I .....	32
3.2 Estudo II .....	32
<b>4 MATERIAIS E MÉTODO</b> .....	33
4.1 Estudo I .....	33
4.1.1 Delineamento .....	33
4.1.2 Amostra .....	33
4.1.3 Instrumentos .....	34
4.1.4 Procedimentos .....	35
4.1.5 Redução dos dados .....	39
4.1.6 Análise Estatística .....	48
4.2 Estudo II .....	48
4.2.1 Delineamento .....	48
4.2.2 Amostra .....	49

4.2.3 Instrumentos.....	49
4.2.4 Procedimentos .....	50
4.2.5 Redução dos dados .....	53
4.2.6 Análise Estatística .....	59
<b>5 ARTIGO 1 .....</b>	<b>61</b>
<b>6 ARTIGO 2 .....</b>	<b>81</b>
<b>7 CONSIDERAÇÕES FINAIS .....</b>	<b>107</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>111</b>
<b>APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO DO ESTUDO I .....</b>	<b>118</b>
<b>APÊNDICE B – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO DO ESTUDO I .....</b>	<b>127</b>

## 1 INTRODUÇÃO

A locomoção é uma tarefa cíclica e dissipativa realizada por um indivíduo que explora e interage com o meio ambiente. Por ser dissipativa, o sucesso nessa tarefa é dependente das estratégias adotadas pelo indivíduo para conservar energia mecânica e, assim, minimizar a quantidade de energia necessária para ser reposta a cada ciclo (HOLT; HAMILL; ANDRES, 1990). Essas estratégias podem ser representadas pelo padrão de movimento que emerge da interação dos recursos dinâmicos disponíveis ao indivíduo, em um determinado contexto, para se locomover (HOLT; WAGENAAR; SALTZMAN, 2010). Recursos dinâmicos compreendem as fontes de geração e conservação de energia (e.g. força muscular e retorno de energia elástica dos tecidos moles) que estão disponíveis no indivíduo para realizar a tarefa (HOLT; FONSECA; LAFIANDRA, 2000; FONSECA *et al.*, 2001; FONSECA *et al.*, 2004). Para ter sucesso em realizar a marcha, o indivíduo deve se organizar para utilizar os recursos dinâmicos disponíveis. Essa organização se reflete na trajetória sinusoidal do deslocamento vertical do centro de massa corporal (CM), que permite a troca entre energia cinética e potencial e, assim, conservação de energia mecânica, semelhante a um pêndulo (SAUNDERS; INMAN; EBERHART, 1953; WATERS; MULROY, 1999). A maior parte da energia que é dispendida durante cada ciclo de marcha ocorre ao impulsionar o CM a frente e para cima, ao final da fase de apoio (KUO; DONELAN; RUINA, 2005). Diferentes contextos de marcha podem desafiar esse ótimo deslocamento do CM e podem requerer que o indivíduo modifique sua estratégia para manter uma ótima impulsão do CM para frente e para cima. A rigidez dinâmica das articulações do membro inferior pode indicar como o indivíduo se organiza para tirar o máximo de vantagem dos recursos dinâmicos disponíveis no seu sistema musculoesquelético durante a marcha. Frente a diferentes contextos, o indivíduo pode modificar a rigidez dinâmica de suas articulações do membro inferior para ter sucesso na tarefa. Nesta tese, hipotetiza-se que essa modificação não seja similar entre as articulações do membro inferior devido a diferenças na função dessas articulações durante a marcha. Dessa forma, os estudos desenvolvidos nesta tese se propõem a investigar os ajustes realizados na rigidez dinâmica das articulações do membro inferior e na orientação do CM em relação a essas articulações em diferentes contextos de marcha.

A seção da introdução foi organizada para apresentar a natureza e o escopo do problema investigado. Inicialmente, será revisado o conceito de rigidez e como essa variável tem sido operacionalizada em estudos de locomoção. Após isso, será apresentado o referencial teórico que suporta a interpretação dos pesquisadores para as diferenças observadas nas curvas momento articular x deslocamento articular entre as articulações do membro inferior, durante a locomoção e assim, para as diferenças nos valores de rigidez dinâmica. Por fim, será revisada a literatura que fundamenta a escolha das condições experimentais investigadas.

### 1.1 Rigidez

A rigidez tecidual é uma propriedade mecânica que reflete o comportamento dos tecidos biológicos em resposta às forças que os deformam. Especificamente, essa propriedade está relacionada à resistência oferecida pelos tecidos a deformação (LATASH; ZATSIORSKY, 1993). Níveis adequados de rigidez tecidual garantem que o tecido seja capaz de absorver energia para ser reaproveitada posteriormente pelo sistema musculoesquelético (BUTLER; CROWELL; DAVIS, 2003; FONSECA *et al.*, 2007). A relação entre a rigidez tecidual e a capacidade de absorver e retornar energia pode ser melhor compreendida a partir da curva estresse-deformação (FIG. 1) (FONSECA, *et al.*, 2007). A área abaixo dessa curva representa a quantidade de energia que o tecido pode absorver e a inclinação da curva indica o nível de rigidez tecidual (ÖZKAYA; NORDIN, 1999a). Nessa perspectiva, um tecido biológico com baixa rigidez (curva com menor inclinação) deforma excessivamente antes da ruptura e absorve menos energia (menor área abaixo da curva) (FIG. 1 – Curva A). Tecidos com níveis moderados de rigidez irão deformar e absorver uma maior quantidade de energia (área moderada abaixo da curva) (FIG. 1 – Curva B). Por fim, tecidos com níveis excessivos de rigidez irão deformar pouco antes de se romperem e, assim, também possuem uma menor área abaixo da curva (FIG. 1 – Curva C). Nessa perspectiva, níveis não adequados de rigidez tecidual podem tornar o tecido menos efetivo para absorver e retornar energia. Estudos já indicaram que tanto níveis baixos quanto níveis excessivos de rigidez estão relacionados com lesões do sistema musculoesquelético (BUTLER;

CROWELL; DAVIS, 2003; SANTOS *et al.*, 2013). Por exemplo, estudos indicam que corredores que apresentavam história de fratura por estresse tibial possuíam menor rigidez dinâmica do tornozelo (MILNER *et al.*, 2006) e maior rigidez dinâmica do joelho (MILNER; HAMILL; DAVIS, 2007; MILNER *et al.*, 2006). Os resultados desses estudos podem sugerir que a maior complacência do tornozelo demande uma maior ativação muscular para gerar torque durante o gesto esportivo, o que proporcionaria maior estresse tibial nos pontos de inserção muscular (SANTOS *et al.*, 2013). Além disso, a maior rigidez de joelho pode indicar que a tíbia fique em posições mais verticalizadas e assim, sendo exposta a maiores forças axiais (MILNER; HAMILL; DAVIS, 2007; SANTOS *et al.*, 2013). Dessa forma, a rigidez tecidual é uma propriedade relacionada aos recursos dinâmicos disponíveis ao indivíduo para executar uma tarefa, sendo que alterações no nível de rigidez podem alterar o fluxo de energia no sistema musculoesquelético e assim, favorecer o surgimento de lesões.

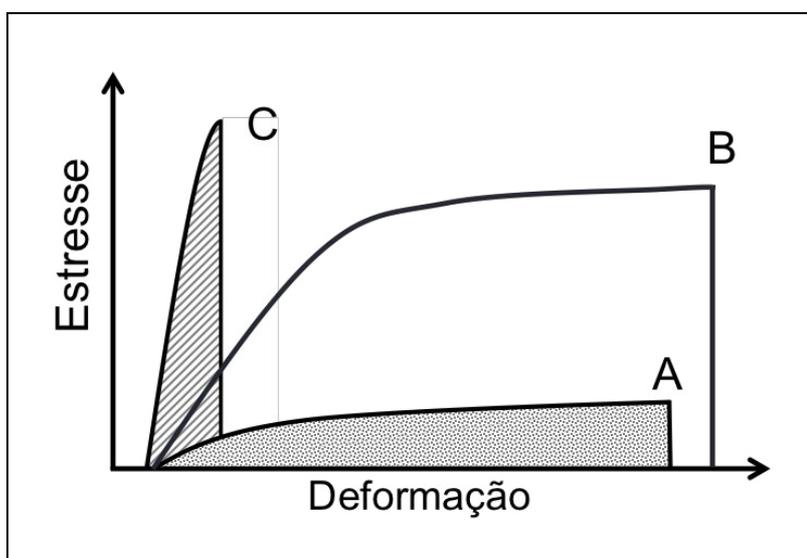


FIGURA 1 – Curva estresse-deformação de três tecidos representativos: (A) Tecido com baixa rigidez, (B) Tecido com rigidez moderada e (C) Tecido com rigidez alta.

Fonte: FONSECA *et al.*, 2007, p. 482. (Modificado).

Durante a locomoção, a rigidez tem sido analisada por meio de modelos que analisam o comportamento dos tecidos do membro inferior como o comportamento de uma mola. Por exemplo, estudos que utilizam o modelo massa e mola para investigar a corrida (BLICKHAN, 1989; FARLEY; GONZÁLEZ, 1996) e os que

utilizam o modelo híbrido de pêndulo invertido e mola na investigação da marcha de crianças com paralisia cerebral (FONSECA *et al.*, 2001; FONSECA *et al.*, 2004). Em linhas gerais, esses estudos estimam a rigidez a partir da variação da altura do CM, do ângulo em que o membro inferior interage com o solo e da força vertical (BUTLER; CROWELL; DAVIS, 2003). A rigidez também tem sido investigada durante a locomoção por meio do cálculo de rigidez das articulações do membro inferior (denominada rigidez dinâmica ou rigidez torsional) (CRENNA; FRIGO, 2011; DAVIS; DELUCA, 1996; FRIGO; CRENNA; JENSEN, 1996). Farley *et al.* (1998), ao modelar o sistema musculoesquelético como um sistema de massa e mola, identificaram que ajustes na rigidez dinâmica articular estão relacionados à mudança de rigidez do membro inferior. A rigidez dinâmica pode ser calculada a partir da mudança do momento articular dividido pela mudança no ângulo articular, geralmente no plano sagital (BUTLER; CROWELL; DAVIS, 2003). Esse procedimento para cálculo da rigidez será utilizado nesta tese e, assim, será revisado em mais detalhes a seguir. Latash e Zatsiorsky (1993) indicam que o termo quase-rigidez (do termo inglês *quasi-stiffness*) seria o mais adequado para nomear a variável calculada por esse procedimento, uma vez que representa o comportamento de diversos componentes (e.g. tendões, ligamentos e músculos), sem diferenciá-los. Além disso, esses autores argumentam que esse termo seria mais apropriado, uma vez que a medida é feita com o corpo modificando o seu estado de movimento (ou seja, o objeto não está em equilíbrio estático ou dinâmico, uma vez que a soma das forças que agem sobre esse objeto não é nula) (LATASH; ZATSIORSKY, 1993). Para esses autores, o termo rigidez deve ser empregado quando a medida é realizada com o corpo em equilíbrio (LATASH; ZATSIORSKY, 1993). Nesta tese, optou-se pelo uso do termo rigidez dinâmica a fim de fazer contato com a literatura da área, mas a operacionalização dessa variável segue o termo quase-rigidez introduzido por Latash e Zatsiorsky (1993).

A análise da rigidez dinâmica permite sumarizar a relação existente entre o dado cinemático e cinético e, assim, identificar uma informação que não é prontamente observada na análise desses dados isoladamente (FRIGO; CRENNA; JENSEN, 1996). Essa rigidez é calculada a partir da regressão linear de porções relativamente lineares da curva momento articular x ângulo articular. O padrão dessa curva é diferente de acordo com cada articulação do membro inferior e é caracterizado por ser não linear, mas com fases em que a inclinação da curva é

relativamente linear (FIG. 2). A análise dessas curvas permite identificar que em algumas fases da marcha há aumento da resistência ao deslocamento (aumento do momento articular em uma direção e do deslocamento angular em outra direção, e.g. aumento do momento interno flexor plantar e aumento de dorsiflexão do tornozelo). Essas fases da marcha são seguidas por outras fases em que não é observada resistência ao deslocamento (aumento do momento articular e do deslocamento angular na mesma direção, e.g. redução do momento flexor plantar interno e redução da dorsiflexão do tornozelo). Esse comportamento se assemelha ao de uma mola e está relacionado às propriedades elásticas dos tecidos biológicos, notavelmente devido ao colágeno e à elastina, presente em fásia, músculos, tendões, entre outros tecidos (ÖZKAYA; NORDIN, 1999b). Ressalta-se que o músculo oferece tensão à deformação não só por seus componentes passivos (componentes passivos em paralelo: endomísio, perimísio e epimísio; componente passivo em série: tendão), mas também pelo seu componente ativo (i.e. sarcômero) (ÖZKAYA; NORDIN, 1999b). Assim, tanto a tensão gerada pelos componentes passivos (tensão passiva) como a tensão gerada pelo componente ativo (tensão ativa) do músculo influenciarão a resistência à deformação observada na curva momento articular x ângulo articular.

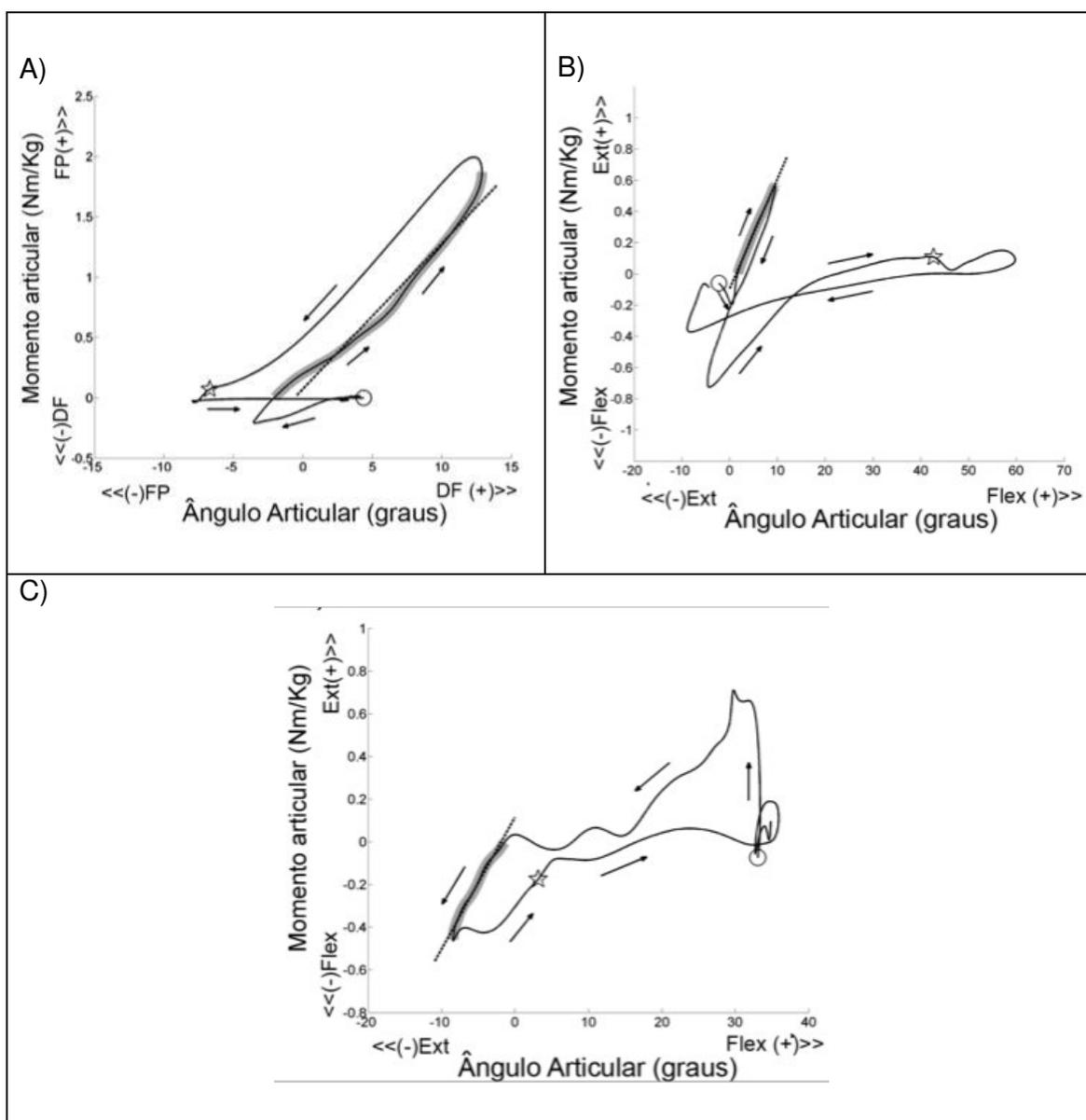


FIGURA 2 – Curva momento articular x ângulo articular do tornozelo (A), joelho (B) e quadril (C), no plano sagital, durante a marcha. O momento foi calculado como o momento interno articular. A área cinza indica porções relativamente lineares da curva; a linha pontilhada é a linha de regressão linear. O = Contato inicial, ☆ = Retirada do pé, DF = Dorsiflexão, FP = Flexão plantar, Ext = Extensão, Flex = Flexão. As setas indicam a direção na curva para análise temporal dos dados (i.e. análise com início no contato inicial até o período logo antes do próximo contato inicial).

A rigidez dinâmica é produzida pelos torques (momentos) gerados por estruturas passivas e ativas do sistema musculoesquelético, sem diferenciar a contribuição de cada estrutura. Nessa perspectiva, essa rigidez não é necessariamente relacionada a habilidade do sistema musculoesquelético para deformar ou para armazenar energia elástica (LATASH; ZATSIORSKY, 1993). A rigidez dinâmica está relacionada à capacidade do sistema musculoesquelético de

absorver ou gerar energia mecânica (CRENNA; FRIGO, 2011). A energia mecânica pode ser categorizada em energia cinética e potencial e é descrita como a capacidade de um sistema de realizar trabalho mecânico (ÖZKAYA; NORDIN, 1999c). Em um sistema em deslocamento angular, o trabalho angular realizado por uma força será dado pelo produto da magnitude dessa força pelo deslocamento angular correspondente e está relacionado à mudança de energia cinética rotacional desse sistema (ÖZKAYA; NORDIN, 1999d). Aplicando essa definição ao cálculo de rigidez dinâmica, o trabalho mecânico seria a integral do momento ao longo da amplitude de movimento articular (CRENNA; FRIGO, 2011). Ou seja, o trabalho mecânico seria representado como a área abaixo da curva momento articular x ângulo articular (CRENNA; FRIGO, 2011). Nas fases dessa curva em que há aumento da resistência à deformação (aumento do momento articular em uma direção e do deslocamento angular em outra direção), a área abaixo da curva representa o trabalho absorvido pelas estruturas articulares (CRENNA; FRIGO, 2011). Por outro lado, nas fases em que não é observada resistência à deformação (aumento do momento articular e do deslocamento angular na mesma direção), a área abaixo da curva representa o trabalho gerado pelas estruturas articulares, essencialmente pelas estruturas musculares (CRENNA; FRIGO, 2011). Dessa forma, a análise da curva momento articular x ângulo articular informa sobre as trocas de energia mecânica realizadas em torno da articulação, durante a locomoção.

## 1.2 Rigidez dinâmica e função das articulações do membro inferior durante a locomoção

Os valores de rigidez dinâmica no plano sagital podem diferir entre as articulações do membro inferior devido a diferenças nas funções de absorção e geração de potência articular durante a locomoção. As funções das articulações do membro inferior podem ser globalmente definidas como (1) absorção da carga logo após o contato inicial, (2) suporte de carga sobre um membro inferior e (3) impulsão do corpo à frente (PERRY, 1992). No início da fase de apoio, o peso corporal está sendo transferido para o membro inferior que acabou de realizar o contato inicial

(PERRY, 1992). A carga tende a aumentar o deslocamento articular de quadril, joelho e tornozelo no plano sagital e assim, aumentar a excursão inferior do CM (HOLT *et al.*, 2003). Ou seja, a carga tenderia a gerar o colapso desse membro inferior (PERRY, 1992). Nesse momento, as articulações minimizam o estresse excessivo por meio da absorção de energia que será reutilizada posteriormente, sem deixar o membro inferior colapsar. A principal articulação nessa função é o joelho, cuja flexão que ocorre logo após o contato inicial, favorece a absorção de energia pelo quadríceps que será reutilizada para estender essa articulação na fase de apoio médio (SADEGHI *et al.*, 2002; SAWICKI; LEWIS; FERRIS, 2009). Essa função pode ser visualizada graficamente por meio da absorção de potência no joelho, logo após o contato inicial (FIG. 3, área K1). Na fase de apoio médio, o peso de todo o corpo é suportado somente em um membro inferior (PERRY, 1992). Nas fases de apoio terminal e pré-balanço, observa-se a geração de energia para impulsionar o corpo e realizar o balanço do membro inferior à frente (PERRY, 1992). Essa função é realizada principalmente por meio do tornozelo e do quadril (SADEGHI *et al.*, 2001; SAWICKI; LEWIS; FERRIS, 2009). Logo após o aplainamento do pé que ocorre no final da fase de contato inicial, a perna avança à frente com o pé em contato com o solo (PERRY, 1992). A dorsiflexão do tornozelo nesse período favorece a absorção de energia pelos flexores plantares (SALSICH; MUELLER, 2000), visualizada graficamente por meio da absorção de potência no tornozelo (FIG. 3; área A1). Essa energia é liberada logo após a retirada do calcanhar, o que contribui para a impulsão do corpo à frente (FIG. 3; área A2) (SALSICH; MUELLER, 2000). Além disso, logo após o apoio médio, observa-se extensão do quadril, que favorece a absorção de energia pelos flexores do quadril (KERRIGAN; TODD; DELLA CROCE, 1998; WHITTINGTON *et al.*, 2008), visualizada graficamente por meio da absorção de potência nessa articulação (FIG. 3; área H2). Essa energia é liberada após a retirada do pé, o que favorece o balanço do membro inferior à frente (FIG. 3; área H3) (WHITTINGTON *et al.*, 2008). Assim, o movimento no plano sagital nas articulações do membro inferior favorece a absorção e liberação de energia mecânica em diferentes fases da marcha com o objetivo final de impulsionar o corpo à frente. Níveis adequados de rigidez nas articulações do membro inferior garantem que essa função ocorra efetivamente. Ressalta-se que por ser uma atividade dissipativa, a transferência de energia não é suficiente para manter o ciclo da marcha, sendo

necessária a geração de energia pelo corpo por meio de contração muscular, principalmente do tipo concêntrica.

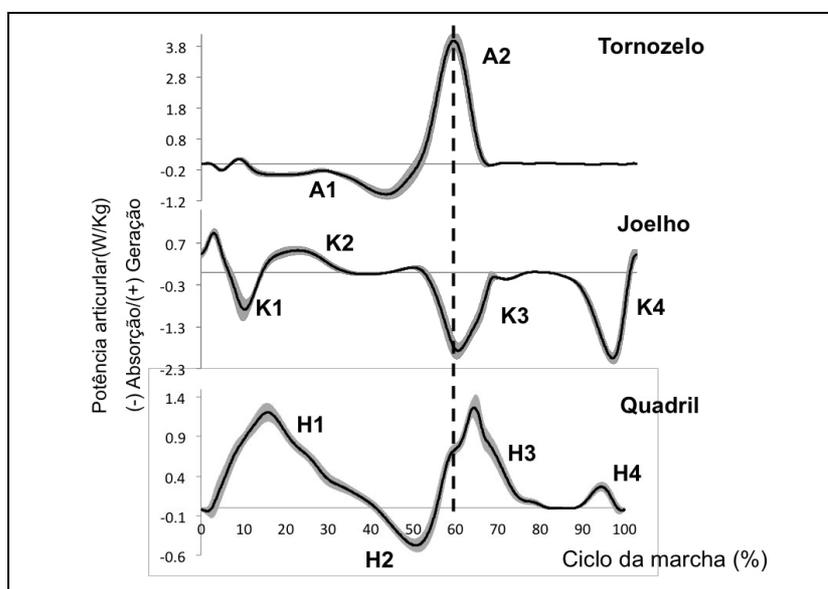


FIGURA 3 – Gráficos de potência articular de um ciclo da marcha. Linha pontilhada = retirada dos dedos; letras seguidas de números (p.ex. A1) indicam áreas de absorção ou geração de potência.

Níveis adequados de rigidez das articulações do membro inferior minimizam o deslocamento excessivo do CM durante a fase de apoio da marcha. Logo após o contato inicial, o CM atinge o seu posicionamento vertical mínimo (FIG. 4A), para depois deslocar à frente e para cima e atingir o seu posicionamento vertical máximo no apoio médio (FIG. 4B) (PERRY, 1992). Nessa perspectiva, níveis adequados de rigidez dinâmica nas articulações do membro inferior, principalmente do joelho, previnem o colapso do membro inferior e assim, garantem que o CM não se desloque excessivamente para baixo. Após o apoio médio, há um deslocamento inferior e para frente do CM (PERRY, 1992). Durante a fase de apoio terminal e pré-balanço, o adequado alinhamento das articulações do membro inferior em relação ao CM garante que a energia gerada (tanto pela liberação de energia elástica pelos tecidos moles, como pela energia gerada por contração muscular, com destaque para a contração do tríceps sural) impulse o CM para cima e para frente (FIG. 4C) (CARON *et al.*, 2013). A influência desse alinhamento articular para impulsão do CM para cima e para frente pode ser visualizada a partir do posicionamento do vetor vertical da força de reação do solo em relação ao CM (FIG. 4C). Na fase de apoio

terminal e pré-balanço, na medida em que o tornozelo está realizando flexão plantar (fase de geração de potência articular no tornozelo, identificada como área A2 na FIG. 3), o alinhamento do membro inferior favorece para que o vetor vertical da força de reação do solo esteja direcionado ao CM (FIG. 4C) (CARON *et al.*, 2013). Em outras palavras, a força de reação do solo está alinhada para impulsionar o CM para cima e para frente. No final da fase de apoio, o CM estará deslocando novamente para cima, atingindo a altura máxima no balanço médio (apoio médio do membro inferior contralateral) (PERRY, 1992). Estudos demonstraram que a trajetória do CM durante a marcha está relacionada com uma troca ótima entre energia cinética e potencial (SAUNDERS; INMAN; EBERHART, 1953; WATERS; MULROY, 1999). Além disso, as alterações nessa trajetória podem aumentar o custo metabólico da marcha (GORDON; FERRIS; KUO, 2009; ORTEGA; FARLEY, 2005). Dessa forma, níveis adequados de rigidez dinâmica nas articulações do membro inferior e o alinhamento adequado das articulações em relação ao CM estão relacionados à efetividade de transferência de energia mecânica e, assim, minimizam o custo metabólico da marcha. Nessa perspectiva, contextos que aumentam a demanda sobre o indivíduo durante a tarefa da marcha podem requerer que este faça ajustes na rigidez dinâmica das articulações do membro inferior para contribuir com a manutenção do deslocamento ótimo do CM, assim como do adequado posicionamento do CM em relação aos centros articulares do membro inferior.

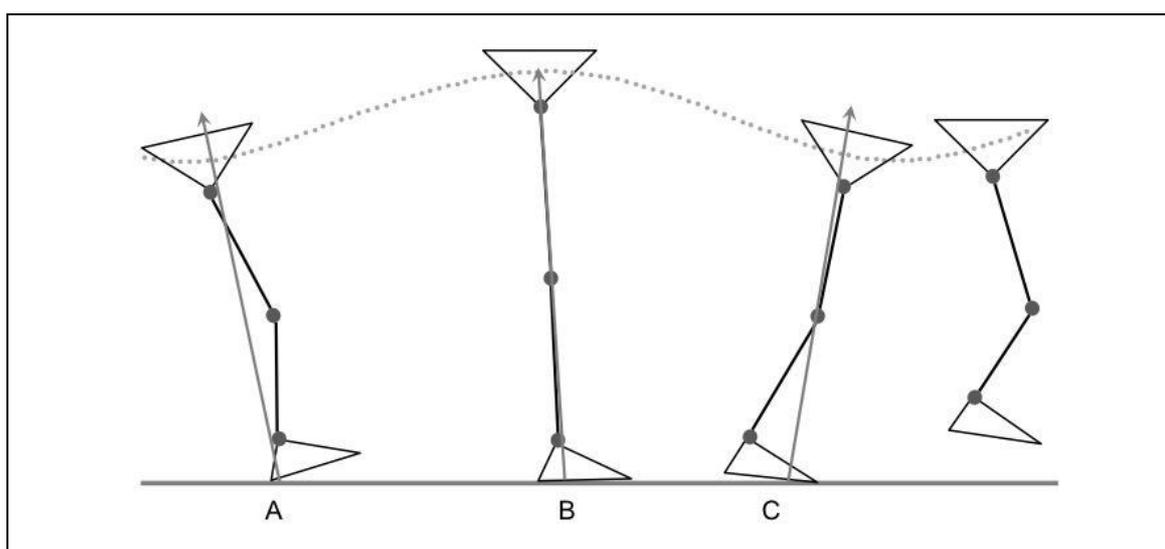


FIGURA 4 – Deslocamento do centro de massa corporal (linha pontilhada), alinhamento do membro inferior e posicionamento do vetor vertical da força de reação do solo (seta) durante o ciclo da marcha. (A) Fase de resposta a carga; (B) Fase de apoio médio; (C) Fase de pré-balanço.

A partir do exposto, as investigações apresentadas nesta tese tiveram como base que os níveis de rigidez dinâmica nas articulações do membro inferior refletem as estratégias utilizadas pelo indivíduo para realizar a marcha. Assim, modificações na demanda necessária para executar a tarefa, resultariam em ajustes na rigidez dinâmica das articulações durante as fases de absorção de potência articular. Além disso, a modificação na rigidez dinâmica deveria ser diferente entre as articulações, devido a especificidades da função dessas articulações durante a marcha. Por fim, a relação entre o CM e as articulações do membro inferior deveria permanecer constante mesmo com modificações na demanda da tarefa a fim de manter o ótimo fluxo de energia entre as articulações do membro inferior e o CM. Dessa forma, nesta tese, foram realizados dois estudos que investigaram os ajustes na rigidez dinâmica das articulações do membro inferior e o alinhamento do CM em relação a essas articulações durante modificações da demanda necessária para executar a marcha. No primeiro estudo, aumentou-se a demanda por meio do aumento de carga que o indivíduo deveria carregar durante a marcha e no segundo estudo, modificou-se a velocidade em que o indivíduo deveria andar. A seguir, será apresentado o referencial teórico que suportou a escolha dessas tarefas.

### 1.3 Marcha carregando mochila com carga

A marcha carregando mochila com carga é uma tarefa relacionada a atividades recreativas e ocupacionais (KNAPIK; HARMAN; REYNOLDS, 1996). Por exemplo, mochileiros realizam longas caminhadas carregando vários suprimentos na mochila. Essa tarefa também é rotineira entre militares que frequentemente carregam mochilas pesadas por longas distâncias (KNAPIK; REYNOLDS; HARMAN, 2004). As mudanças no padrão de marcha provocadas por essa tarefa são associadas a lesões como disfunções de joelho e dor lombar (KNAPIK; HARMAN; REYNOLDS, 1996; KNAPIK; REYNOLDS; HARMAN, 2004). Ao carregar uma mochila com carga há aumento da força de reação do solo e assim, dos momentos articulares (BIRRELL; HOOPER; HASLAM, 2007). Devido a isso, no início da fase de apoio da marcha, a carga tenderia a aumentar a flexão do quadril e joelho e a dorsiflexão de tornozelo, o que promoveria uma maior excursão inferior do CM

(HOLT *et al.*, 2003). Em outras palavras, a carga transportada aumentaria a tendência de colapso do membro inferior durante o início da fase de apoio. Além disso, há necessidade de aumento na geração de energia para impulsionar o corpo à frente. Nesse sentido, o corpo deve aumentar a rigidez dinâmica nas articulações do membro inferior quando comparado à marcha sem carga para evitar o colapso do membro inferior e permitir a transferência de energia para impulsionar o corpo à frente. Possivelmente, esse aumento na rigidez é diferente entre as articulações do membro inferior devido às suas diferentes funções durante a marcha. Hipotetiza-se que o aumento de rigidez dinâmica no joelho e tornozelo será maior que o do quadril. Essa hipótese se baseia no fato que o joelho protagoniza a função de evitar o colapso do membro inferior no início da fase de apoio e o tornozelo, a função de impulsionar o corpo a frente (tanto por meio da energia absorvida nessa articulação durante o avanço da perna a frente quanto por meio da contração concêntrica de flexores plantares).

A rigidez do membro inferior e o alinhamento do CM em relação às articulações do membro inferior já foram investigados durante a tarefa de marcha carregando mochila com carga. Dois estudos estimaram o aumento de rigidez do membro inferior por meio do modelo híbrido de pêndulo invertido e mola e pelo modelo de mola vertical (CARON *et al.*, 2015; HOLT *et al.*, 2003). Nesses estudos, a rigidez foi investigada durante condições de aumento de carga transportada (12,5% a 40% da massa corporal) (CARON *et al.*, 2015; HOLT *et al.*, 2003) e de aumento de velocidade (0,6 a 1,6 m/s) (HOLT *et al.*, 2003). Os resultados desses estudos indicaram um aumento de rigidez com o aumento de carga, assim como com o aumento da velocidade de marcha (CARON *et al.*, 2015; HOLT *et al.*, 2003). Um desses estudos investigou a rigidez dinâmica, mas essa análise se restringiu ao joelho, no qual foi observado um aumento da rigidez com o aumento de carga (aumento médio de 22% da rigidez dinâmica do joelho) (HOLT *et al.*, 2003). Apesar do aumento de carga na condição experimental desse estudo, não foram observadas diferenças significativas na amplitude de movimento do joelho (HOLT *et al.*, 2003). Os autores argumentam que a não diferença nessa amplitude está relacionada ao aumento de rigidez dinâmica do joelho (HOLT *et al.*, 2003). Dessa forma, os achados desses estudos sugerem que ajustes na rigidez fazem parte da estratégia utilizada para lidar com o aumento da demanda decorrente do carga transportada durante a marcha.

Outro estudo identificou que o alinhamento do CM de todo o sistema (indivíduo e mochila,  $CM_{TSS}$ ) em relação ao joelho e tornozelo não se modificava no contato inicial, apoio médio e retirada do pé do solo com o aumento de carga (CARON *et al.*, 2013). A não modificação desse alinhamento com o aumento de carga indica que não houve um aumento da distância perpendicular (i.e. do braço de momento) entre a linha da gravidade do  $CM_{TSS}$  e os eixos do joelho e do tornozelo (CARON *et al.*, 2013). Além disso, a não alteração desse alinhamento, especialmente na fase de retirada do pé do solo, foi sugerido como uma maneira de manter uma ótima transferência de energia para acelerar o  $CM_{TSS}$  à frente e assim, manter a sua trajetória sinusoidal (CARON *et al.*, 2013). O aumento de rigidez do membro inferior com o aumento da carga seria o fator que contribuiria para a não modificação da relação  $CM_{TSS}$  e articulações do membro inferior (CARON *et al.*, 2015). Assim, apesar dos achados de investigações indicarem que ajustes na rigidez do membro inferior contribuem para que o corpo lide com a carga que está sendo transportada, não se sabe a contribuição da rigidez de cada articulação do membro inferior. A investigação dessa contribuição pode não só aprofundar no entendimento das estratégias adotadas pelo indivíduo como também no entendimento das lesões típicas dessa tarefa.

#### 1.4 Marcha em diferentes velocidades

Durante a marcha em velocidade habitual, o custo metabólico é mínimo quando comparado a velocidades inferiores ou superiores a essa (RALSTON, 1958; ZARRUGH; TODD; RALSTON, 1974). Isso ocorre uma vez que a velocidade habitual reflete um comprimento e frequência de passo ótimos para o indivíduo (HOLT *et al.*, 1995). Esse comprimento e frequência ótimos são o resultado dos recursos dinâmicos do indivíduo para realizar a marcha. Em outras palavras, o resultado da interação entre fatores como tamanho das alavancas dos segmentos dos membros inferiores, rigidez dos tecidos moles e capacidade de geração de força muscular. Na marcha em velocidade habitual, o mecanismo de absorção e reutilização de energia elástica pelos tecidos moles consegue prover boa parte da energia necessária para executar a tarefa (NEPTUNE; SASAKI; KAUTZ, 2008). O

aumento da velocidade de marcha gera aumento no custo metabólico (WATERS; MULROY, 1999). Esse aumento é o resultado da maior geração de trabalho muscular para acelerar o CM (GRIFFIN; ROBERTS; KRAM, 2003; NEPTUNE; SASAKI; KAUTZ, 2008). Além disso, com o aumento da velocidade de marcha, há aumento no deslocamento do CM (ORENDURFF *et al.*, 2004). Tanto o aumento do trabalho muscular quanto do deslocamento do CM estão relacionados a marcha em velocidade mais rápida, mas eles devem ser minimizados para não aumentar excessivamente o custo metabólico. Ajustes na rigidez dinâmica das articulações do membro inferior em determinadas fases da marcha também podem fazer parte da estratégia utilizada durante a marcha em velocidade rápida para minimizar esses dois fatores.

A rigidez do membro inferior foi investigada em diferentes velocidades. Um estudo modelou o membro inferior com uma mola e um amortecedor e identificou aumento na rigidez do membro inferior com o aumento de velocidade (KIM; PARK, 2011). A rigidez dinâmica das articulações do membro inferior em diferentes velocidades já foi investigada. Contudo, não foram identificados estudos que compararam a magnitude das mudanças da rigidez dinâmica entre as articulações do membro inferior de acordo com a velocidade de marcha. Além disso, existe distinções entre os estudos quanto a forma de definir as regiões relativamente lineares da curva momento articular x ângulo articular. Em linhas gerais, os estudos identificaram que a rigidez dinâmica de cada articulação do membro inferior modifica de acordo a fase da marcha analisada e com a velocidade de marcha. Assim como na marcha com carga quando comparada a marcha sem carga, espera-se que a mudança na rigidez dinâmica com o aumento da velocidade seja diferente entre as articulações do membro inferior. O aumento da velocidade de marcha requer maior impulsão do CM e maior absorção do impacto logo após o contato inicial. Dessa forma, pode-se hipotetizar que o aumento na rigidez do joelho e tornozelo durante a fase de absorção de potência articular será maior do que o aumento na rigidez do quadril.

A seguir, será realizada uma revisão dos estudos que investigaram a modificação da rigidez dinâmica das articulações do membro inferior em diferentes velocidades de marcha.

#### 1.4.1 Rigidez dinâmica das articulações do membro inferior em diferentes velocidades de marcha

O tornozelo apresenta modificação de diferentes porções da sua curva momento articular x ângulo articular e, assim, da sua rigidez dinâmica com a velocidade de marcha (FRIGO; CRENNNA; JENSEN, 1996; HANSEN *et al.*, 2004; SHAMAEI; SAWICKI; DOLLAR, 2013; SAFAEPOUR *et al.*, 2014). Hansen *et al.* (2004) identificaram que, com o aumento na velocidade<sup>1</sup>, a porção da curva entre o contato inicial do membro inferior analisado e o contato inicial do membro contralateral torna-se não linear. Esse comportamento também foi observado por Shamaei, Sawicki e Dollar (2013). Frigo, Crenna e Jensen (1996) identificaram aumento na rigidez dinâmica de tornozelo entre a velocidade lenta e a velocidade autosselecionada<sup>2</sup> de marcha em três porções lineares da curva momento articular x ângulo articular. Essas porções correspondem aproximadamente às fases de apoio médio, apoio terminal e balanço da marcha. Esses autores observaram ainda aumento na rigidez dinâmica de tornozelo entre a velocidade autosselecionada e a velocidade rápida de marcha somente na fase de balanço. Safaeepour *et al.* (2014) identificaram que somente a inclinação da porção da curva definida entre flexão plantar máxima no início da fase de apoio e o máximo de dorsiflexão durante o apoio médio (correspondente à Fase A1 da FIG. 3) modificou entre velocidade lenta, autosselecionada e rápida de marcha<sup>3</sup>. Essa modificação na inclinação indica que a rigidez dinâmica aumentou com o aumento na velocidade de marcha. Portanto, a rigidez dinâmica de tornozelo parece aumentar com o aumento da velocidade de marcha.

O joelho apresentou modificação da rigidez dinâmica em diferentes fases da marcha de acordo com a velocidade da marcha (BAYRAM; CHIEN; DAVIS, 2014; ZENI JR; HIGGINSON, 2009; FRIGO; CRENNNA; JENSEN, 1996). Frigo, Crenna e Jensen (1996) identificaram aumento na rigidez dinâmica do joelho em três porções

---

<sup>1</sup> Foram investigadas três velocidades autosselecionadas: velocidade baixa ( $0,90 \pm 0,18$  m/s), habitual ( $1,35 \pm 0,20$  m/s) e rápida ( $1,78 \pm 0,23$  m/s).

<sup>2</sup> Foram investigadas três velocidades autosselecionadas: velocidade baixa ( $0,90 \pm 0,05$  m/s), habitual ( $1,35 \pm 0,04$  m/s) e rápida ( $1,91 \pm 0,07$  m/s).

<sup>3</sup> Foram investigadas quatro velocidades autosselecionadas: velocidade muito baixa ( $0,95 \pm 0,07$  m/s), baixa ( $1,06 \pm 0,09$  m/s), habitual ( $1,25 \pm 0,13$  m/s) e rápida ( $1,58 \pm 0,12$  m/s).

analisadas da curva momento articular x ângulo articular, principalmente entre a velocidade autosselecionada de marcha e velocidade rápida de marcha<sup>2</sup>. Essas porções correspondem aproximadamente às fases de resposta à carga, apoio médio e balanço da marcha. A magnitude desse aumento foi maior na primeira porção da curva, que representa majoritariamente a fase de resposta à carga (Fase K1 da FIG. 3). Bayram, Chien e Davis (2014) não identificaram diferença na rigidez dinâmica do joelho na primeira fase de geração de energia entre a velocidade lenta, autosselecionada e rápida de marcha<sup>4</sup> (Fase K2 da FIG. 3). Além disso, os autores identificaram diferença na fase de absorção de energia (Fase K3 da FIG. 3) somente entre a velocidade lenta e rápida de marcha, em que houve redução da rigidez com o aumento na velocidade. Zeni Jr e Higginson (2009) identificaram que a rigidez dinâmica na fase de resposta à carga no joelho (Fase K1 da Figura 3) aumenta com o aumento da velocidade, na comparação entre velocidade autosselecionada e velocidade rápida de marcha<sup>5</sup>. Assim, os estudos indicam resultados variados em relação à modificação de rigidez dinâmica do joelho com o aumento da velocidade de marcha, o que pode estar relacionado às diferentes fases da marcha investigadas.

O quadril também apresentou modificação da rigidez dinâmica em diferentes fases da marcha de acordo a velocidade de marcha (FRIGO; CRENNNA; JENSEN, 1996). Frigo, Crenna e Jensen (1996) identificaram aumento na rigidez dinâmica do quadril com o aumento na velocidade de marcha<sup>6</sup> na primeira porção e na porção final da curva momento articular x ângulo articular. Essas porções correspondem aproximadamente ao início da fase de apoio médio e fase de balanço, respectivamente. Dessa forma, somente um estudo investigou a rigidez dinâmica do quadril, indicando aumento da rigidez com o aumento da velocidade de marcha.

---

<sup>4</sup> Foram investigadas a velocidade autosselecionada habitual ( $1,38 \pm 0,18$  m/s), velocidade 25% abaixo da habitual (i.e. velocidade lenta;  $1,08 \pm 0,16$  m/s) e velocidade 25% superior a habitual (i.e. velocidade rápida;  $1,67 \pm 0,25$  m/s).

<sup>5</sup> Foram investigadas a velocidade autosselecionada habitual ( $1,25 \pm 0,20$  m/s) e a velocidade mais rápida de marcha que o participante conseguia desenvolver sem correr ( $1,75 \pm 0,21$  m/s).

<sup>6</sup> Foram investigadas três velocidades autosselecionadas: velocidade baixa ( $0,90 \pm 0,05$  m/s), habitual ( $1,35 \pm 0,04$  m/s) e rápida ( $1,91 \pm 0,07$  m/s).

## 2 OBJETIVOS

### 2.1 Objetivo geral

Considerando que mudanças na demanda da tarefa da marcha requerem que o indivíduo mude o seu padrão de movimento para garantir sucesso na tarefa, os estudos realizados nesta tese objetivaram investigar como ocorrem os ajustes realizados na rigidez dinâmica das articulações do membro inferior em condições que aumentam a demanda sobre o sistema musculoesquelético. Esses ajustes podem refletir como o indivíduo se organiza para conseguir o máximo de vantagem dos recursos dinâmicos disponíveis no seu sistema musculoesquelético. Os ajustes na rigidez dinâmica das articulações do membro inferior podem contribuir com o adequado alinhamento do centro de massa corporal em relação a essas articulações, o que é necessário para uma ótima transferência de energia durante o ciclo da marcha e, assim, para executar a tarefa com mínimo gasto metabólico. A compreensão desses ajustes contribuirá com o entendimento das estratégias utilizadas para o adequado desempenho motor durante a locomoção. Esse conhecimento pode ser utilizado no raciocínio clínico para o entendimento de disfunções da marcha, assim como para o desenvolvimento de órteses e próteses que possam auxiliar a locomoção.

### 2.2 Objetivos específicos

#### 2.2.1 Estudo I

- Investigar as mudanças na rigidez dinâmica das articulações do membro inferior durante as fases de absorção de potência articular em resposta ao aumento de carga durante a marcha.

- Investigar a orientação do centro de massa de todo o sistema (indivíduo e mochila) em relação ao tornozelo e joelho durante as fases de absorção de potência articular e retirada do pé do solo em resposta ao aumento de carga durante a marcha.

### 2.2.2 Estudo II

- Investigar as mudanças na rigidez dinâmica das articulações do membro inferior durante as fases de absorção de potência articular em resposta ao aumento de velocidade da marcha.
- Investigar a orientação do centro de massa corporal em relação ao tornozelo e joelho durante as fases de absorção de potência articular e retirada do pé do solo em resposta ao aumento de velocidade da marcha.

### 3 HIPÓTESES

#### 3.1 Estudo I

H1: A rigidez dinâmica nas articulações do membro inferior será maior na condição marcha com mochila com carga quando comparado à marcha sem carga.

H2: O aumento na rigidez dinâmica será maior no tornozelo e no joelho do que no quadril.

H3: A orientação do centro de massa de todo o sistema (indivíduo e mochila) em relação ao tornozelo e joelho permanecerá constante no início e fim das fases de absorção de potência articular, assim como na retirada do pé do solo.

#### 3.2 Estudo II

H1: A rigidez dinâmica nas articulações do membro inferior será maior na condição marcha em velocidade rápida quando comparado à marcha em velocidade autosselecionada.

H2: O aumento na rigidez dinâmica será maior no tornozelo e no joelho do que no quadril.

H3: A orientação do centro de massa corporal em relação ao tornozelo e joelho permanecerá constante no início e fim das fases de absorção de potência articular, assim como na retirada do pé do solo.

## 4 MATERIAIS E MÉTODO

A fim de investigar os objetivos expostos na seção anterior, foram realizados dois estudos. O primeiro estudo investigou as mudanças da rigidez das articulações de membro inferior e da orientação do centro de massa em relação ao tornozelo e joelho ao aumentar a carga carregada em uma mochila durante a marcha. O segundo estudo investigou essas mudanças ao aumentar a velocidade de marcha.

### 4.1 Estudo I

#### 4.1.1 Delineamento

Foi realizado um estudo de medidas repetidas, em que o voluntário realizou duas condições: marcha sem carga e marcha carregando 30% do peso corporal em mochila. Essas duas condições experimentais não foram randomizadas. Este estudo foi realizado *no Motion Capture Laboratory do Hansjörg Wyss Institute for Biologically Inspired Engineering, Harvard University* e aprovado pelo comitê de ética em pesquisa da *Harvard Medical School* (Protocolo 22086).

#### 4.1.2 Amostra

Participaram deste estudo 13 homens saudáveis (idade  $30,5 \pm 4,9$  anos, massa corporal  $83,4 \pm 12,5$  kg e altura  $1,79 \pm 0,07$  m). Os critérios de elegibilidade foram possuir idade entre 18 e 50 anos e não apresentar diagnóstico ou auto-relatar presença de alguma desordem neuromuscular ou marcha patológica. Todos os participantes assinaram termo de consentimento livre e esclarecido (APÊNDICE A).

#### 4.1.3 Instrumentos

A altura do participante foi mensurada por meio de estadiômetro vertical fixo na parede e a massa corporal por meio de balança digital. As variáveis cinemáticas foram coletadas por meio do sistema de análise de movimento tridimensional Vicon (Oxford Metrics, Oxford, Reino Unido) e as variáveis cinéticas por meio de esteira instrumentada com duas plataformas de força (Bertec Corporation, Columbus, OH, Estados Unidos). O sistema Vicon utilizado consiste em um sistema passivo, em que as câmeras emitem luz infravermelha e captam o reflexo dessa luz em marcas esféricas reflexivas colocadas nos segmentos corporais dos participantes. Foram utilizadas nove câmeras, com o sistema configurado para rastrear a uma taxa de amostragem de 120 Hz e as plataformas de força para capturar dados a uma taxa de amostragem de 960 Hz. Os dados foram captados utilizando o software Vicon Nexus (Oxford Metrics, Oxford, Reino Unido). O sistema Vicon foi calibrado e as plataformas de força foram zeradas antes de cada coleta, conforme recomendações do fabricante.

A coleta de dados ocorreu com o participante utilizando botas (Nike Special Field Boot – Nike Inc., Beaverton, OR, Estados Unidos) (FIG. 5A) e uma mochila militar (Modular Lightweight Load-Carrying Equipment II Backpack, Special Defense Systems, Estados Unidos) (FIG. 5B). Pares de botas com numeração entre 37 e 44 foram utilizados de forma a oferecer ao participante aquele que melhor se ajustava ao seu pé. A mochila pesava 3,9 kg e possuía tiras na região da cintura, ombros e esterno. O ajuste dessas tiras permitia máximo conforto ao participante, assim como permitia que a maior parte da carga da mochila ficasse sobre a pelve. Caixas de papelão foram adaptadas de forma a criar dois compartimentos dentro da mochila. Esses compartimentos foram criados para que durante o acréscimo de carga, a maior parte dessa carga ficasse próximo ao tronco do participante e na parte inferior da mochila. Para o acréscimo de carga, os pesquisadores possuíam pesos (caneleiras e barras de metal) que variavam de 0,23 kg a 2,5 kg. Esses pesos eram sempre distribuídos igualmente látero-lateralmente. Além disso, a altura ocupada pela carga dentro de cada caixa de papelão foi registrada para cada participante a fim de que fosse considerada no cálculo do centro de massa da mochila.



FIGURA 5 – Bota (A) e mochila militar (B) utilizadas pelos participantes durante a coleta de dados do Estudo I.

#### 4.1.4 Procedimentos

Inicialmente, os voluntários foram informados de todos os procedimentos a serem realizados pelo pesquisador. Após o voluntário realizar leitura do termo de consentimento livre e esclarecido (APÊNDICE A) e consentir com todos os procedimentos, ele o assinou juntamente com o pesquisador em duas cópias. Dessa forma, uma cópia ficou com o voluntário e outra, com o pesquisador. Em seguida, foi solicitado que o voluntário vestisse short e camisa de poliéster/elastano, fornecidos pelo pesquisador, para permitir a melhor identificação das proeminências ósseas e visualização dos segmentos corporais. Após isso, a altura e a massa corporal dos participantes foram obtidas. Foi solicitado ainda que o voluntário calçasse a bota, no mesmo tamanho do calçado habitual. Caso o voluntário relatasse desconforto, foram oferecidas botas com outros tamanhos a fim de que verificasse o tamanho que melhor se adequava. O participante foi solicitado a colocar a mochila e suas tiras foram ajustadas conforme as características antropométricas do participante.

Os segmentos corporais do participante foram identificados por meio de marcas reflexivas anatômicas e de rastreamento para posterior criação do modelo biomecânico de corpos rígidos no software Visual 3D (C-Motion Inc, Germantown, MD, Estados Unidos) (FIG. 6). As marcas anatômicas são utilizadas nesse modelo para determinar o comprimento de cada segmento, a localização dos eixos

articulares e a orientação das coordenadas de cada segmento (i.e. sistema de coordenadas local) (CAPPOZZO *et al.*, 2005). Já as marcas de rastreamento são utilizadas para rastrear a trajetória de cada segmento durante o movimento (CAPPOZZO *et al.*, 2005). As marcas reflexivas foram colocadas por pesquisadores previamente treinados e com experiência em coleta de dados biomecânicos.

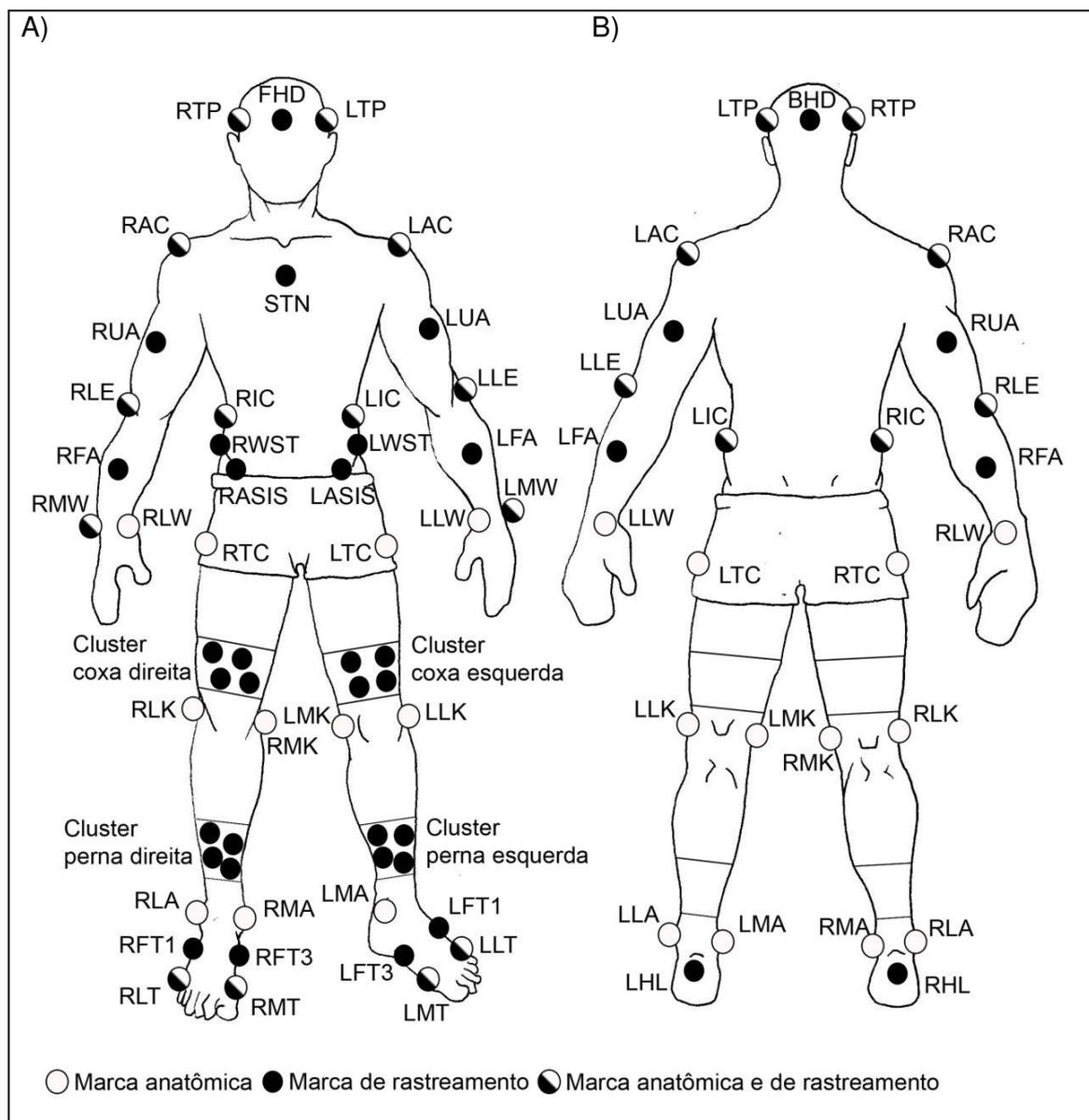


FIGURA 6 – Disposição de marcas reflexivas na visão anterior (A) e posterior (B). Marcas ◐ foram utilizadas tanto para definição de segmento (marcas anatômicas) quanto rastreamento (marcas de rastreamento). Marcas ● foram utilizadas somente para rastreamento. Marcas ○ foram utilizadas somente para definição do segmento. FHD = Ponto médio da testa; RTP = Osso temporal direito; LTP = Osso temporal esquerdo; BHD = Ponto médio do osso occipital; RAC = Acrômio direito; LAC = Acrômio esquerdo; RUA = Terço médio braço direito; LUA = Terço médio braço esquerdo; RLE = Epicôndilo lateral do úmero direito; LLE = Epicôndilo lateral do úmero esquerdo; RFA = Terço médio do antebraço direito; LFA = Terço médio do antebraço esquerdo; RLW = Processo estiloide do rádio

direito; LLW = Processo estiloide do rádio esquerdo; RMW = Processo estiloide da ulna direita; LMW = Processo estiloide da ulna esquerda; STN = Ponto logo abaixo da incisura jugular do esterno; RIC = Ponto sobre crista ilíaca direita alinhado com RTC; LIC = Ponto sobre crista ilíaca esquerda alinhado com LTC; RWST = Ponto sobre crista ilíaca direita; entre RASIS e RIC; LWST = Ponto sobre crista ilíaca esquerda, entre LASIS e LIC; RASIS = Espinha ilíaca ântero-superior direita; LASIS = Espinha ilíaca ântero-superior esquerda; RTC = Ponto lateral mais proeminente do trocânter maior do fêmur direito; LTC = Ponto lateral mais proeminente do trocânter maior do fêmur esquerdo; RTH1, RTH2, RTH3 e RTH4 = Marcas do cluster da coxa direita; LTH1, LTH2, LTH3 e LTH4 = Marcas do cluster da coxa esquerda; RLK = Epicôndilo lateral do fêmur direito; RMK = Epicôndilo medial do fêmur direito; LLK = Epicôndilo lateral do fêmur esquerdo; LMK = Epicôndilo medial do fêmur esquerdo; RSH1, RSH2, RSH3 e RSH4 = Marcas do cluster da perna direita; LSH1, LSH2, LSH3 e LSH4 = Marcas do cluster da perna esquerda; RLA = Maléolo lateral direito; LLA = Maléolo lateral esquerdo; RMA = Maléolo medial direito; LMA = Maléolo medial esquerdo; RHL = Calcânhar direito; LHL = Calcânhar esquerdo; RFT1 = Região pósterio-lateral da sola da bota direita; LFT1 = Região pósterio-lateral da sola da bota esquerda; RFT3 = Região pósterio-medial da sola da bota direita; LFT3 = Região pósterio-medial da sola da bota esquerda; RLT = Cabeça do quinto metatarso direito; LLT = Cabeça do quinto metatarso esquerdo; RMT = Cabeça do primeiro metatarso direito; LMT = Cabeça do primeiro metatarso esquerdo.

A disposição das marcas reflexivas estão especificadas abaixo de acordo com o segmento corporal:

- Pé: As marcas reflexivas foram colocadas sobre a bota. Especificamente, as marcas reflexivas foram colocadas sobre as cabeças do quinto (região súpero-lateral) e primeiro (região súpero-medial) metatarsos; região posterior do calcânhar; região pósterio-medial e pósterio-lateral da sola da bota.
- Perna: Marcas reflexivas foram colocadas sobre os maléolos lateral e medial. As marcas reflexivas colocadas sobre os maléolos foram afixadas sobre o cano da bota. Além disso, cluster rígido com quatro marcas reflexivas foi colocado com auxílio de faixa elástica no terço distal da perna.
- Coxa: Marca reflexiva foi colocada sobre o trocânter maior do fêmur (ponto lateral mais proeminente do trocânter maior do fêmur) assim como sobre os côndilos lateral e medial do fêmur. Além disso, cluster rígido com quatro marcas reflexivas foi colocado com auxílio de faixa elástica no terço distal da coxa.
- Pelve: Marcas reflexivas foram colocadas sobre a crista ilíaca (cada marca foi alinhada com àquela posicionada sobre o trocânter maior do fêmur ipsilateral) bilateralmente, espinha ilíaca ântero-superior e cintura (marca posicionada sobre a crista ilíaca, entre espinha ilíaca ântero-superior e crista ilíaca) bilateralmente.

- Tronco: Marcas reflexivas foram colocadas sobre os acrômios e o esterno (posicionada logo abaixo da incisura jugular).
- Braço: Marcas reflexivas foram colocadas sobre o epicôndilo lateral do úmero e porção média do braço (colocada de forma não colinear com as marcas reflexivas colocadas sobre o acrômio e epicôndilo lateral do úmero).
- Antebraço: Marcas reflexivas foram colocadas no processo estiloide do rádio e da ulna, assim como por uma marca colocada na porção média do antebraço (colocada de forma não colinear com as marcas reflexivas posicionadas sobre o epicôndilo lateral do úmero e processo estiloide da ulna).
- Cabeça: Marcas reflexivas sobre a cabeça foram dispostas sobre uma tira elástica colocada ao redor da cabeça do participante. Especificamente, marcas reflexivas foram colocadas sobre o osso temporal direito e esquerdo, logo acima do lóbulo da orelha; ponto médio da testa e ponto médio do osso occipital.
- Mochila (FIG. 7): Marcas reflexivas foram colocadas nos cantos direito e esquerdos da parte superior e da parte inferior da armação rígida da mochila para definição da mochila como corpo rígido. Além disso, duas marcas foram colocadas na região posterior da mochila

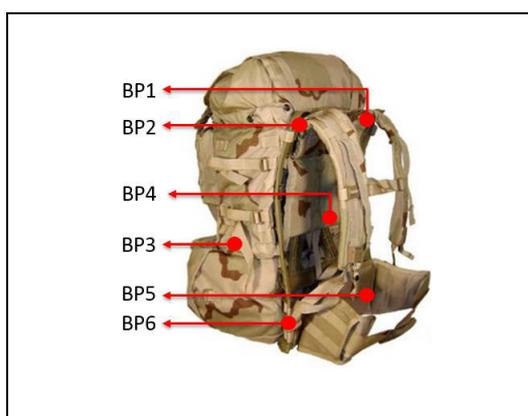


FIGURA 7 – Disposição de marcas na mochila.  
BP1 = Canto superior esquerdo;  
BP2 = Canto superior direito; BP3  
= Região posterior direita; BP4 =  
Região posterior esquerda; BP5 =  
Canto inferior esquerdo; BP6 =  
Canto inferior direito

Inicialmente, foi realizada uma primeira captura de sinal pelo sistema de análise de movimento com o voluntário em ortostatismo sobre a esteira para criação posterior do modelo biomecânico de corpos rígidos. Em seguida, o voluntário andou por dois minutos em velocidade de 1,25 m/s para familiarização. Após isso, o voluntário realizou a primeira condição do estudo (i.e. condição sem carga), em que andou por seis minutos a 1,25 m/s, com a mochila vazia. Em seguida, o voluntário descansou por cinco minutos. Após o período de descanso, os pesquisadores colocaram carga dentro da mochila (30% do peso corporal) e checaram o posicionamento das marcas reflexivas. Foi realizada nova coleta com o voluntário em ortostatismo sobre a esteira para criação posterior do segundo modelo biomecânico de corpos rígidos. A criação de dois modelos biomecânicos (i.e. um para a condição sem carga e outro para a condição com carga) permitiu estimar de forma mais acurada o posicionamento do centro de massa da mochila nessas condições. Além disso, caso alguma marca reflexiva se deslocasse durante o período de descanso do participante, isso introduziria erro nas estimativas das variáveis da segunda condição (i.e. condição com carga), baseadas no primeiro modelo biomecânico. Assim, a criação do segundo modelo permitiu evitar que esse erro ocorresse. Por fim, na segunda condição do estudo, o voluntário andou por seis minutos a 1,25 m/s com a mochila com carga.

#### 4.1.5 Redução dos dados

Os dados cinemáticos e cinéticos foram analisados durante o último minuto de cada condição (i.e. sem e com carga) usando o software Visual 3D. Um modelo biomecânico de corpos rígidos foi criado para cada condição investigada a partir da coleta de dados na posição ortostática. Esse modelo incluiu os seguintes segmentos corporais: cabeça, tronco, braços, antebraços, pelve, coxas, pernas e pés. As massas desses segmentos foram estimadas de acordo com as relações entre massa do segmento corporal com a massa corporal total descritas por Dempster (1955). Além disso, o modelo inclui a mochila, cuja massa foi definida como 3,9 kg na condição sem carga. Na condição com carga, a massa da mochila foi definida de acordo com a carga que cada participante carregou (i.e. 30% da massa corporal do

participante). O comprimento de cada segmento foi definido por meio de marcas reflexivas colocadas na extremidade proximal e distal de cada segmento corporal (i.e. marcas anatômicas). As propriedades inerciais de todos os segmentos foram estimadas de acordo com a massa de cada segmento e a forma geométrica dos segmentos (definida de acordo com a forma de objetos geométricos tridimensionais, e.g. cone, cilindro, esfera) (HANAVAN, 1964). Os segmentos do modelo biomecânico foram construídos a partir das marcas reflexivas colocadas no participante conforme detalhado a seguir para cada segmento:

- Pé: O pé foi definido como um segmento rígido e foram criados dois segmentos para o pé. O primeiro para a análise cinética e o segundo, denominado pé virtual, para a análise cinemática dos dados.
  - Segmento para análise cinética: O segmento foi definido a partir das marcas reflexivas (marcas anatômicas) colocadas sobre o maléolo lateral e medial, assim como sobre as cabeças do quinto e primeiro metatarsos. Essa definição garante que a parte proximal do segmento pé esteja conectada a parte distal do segmento perna. A conexão entre os segmentos é necessária para o cálculo de dinâmica inversa, utilizada para gerar as variáveis cinéticas. Contudo, nessa definição, a parte proximal do pé fica mais superior que a parte distal, o que faz com que o pé fique em posição de flexão plantar em relação à perna. Por exemplo, em ortostatismo, geralmente o pé está perpendicular em relação à perna, o que por convenção é considerada posição de zero graus do tornozelo. Mas, com a definição necessária para a análise cinética, o tornozelo estaria em flexão plantar, quando o participante está em ortostatismo. Dessa forma, para a análise cinemática, o pé foi definido de forma diferente, como descrito a seguir. Por fim, o rastreamento ocorreu pelas marcas reflexivas colocadas sobre as cabeças do quinto e primeiro metatarsos, região posterior do calcâneo, região póstero-medial e póstero-lateral da sola da bota.
  - Segmento para análise cinemática – Pé virtual (VISUAL 3D WIKI DOCUMENTATION, 2015a): Esse segmento foi normalizado de acordo com a perna. Nesse procedimento, a definição do sistema de coordenadas do pé é definido para ser o mesmo do sistema de coordenadas da perna. Assim, o ângulo do tornozelo é definido como

zero quando o participante está em ortostatismo. Para isso, as marcas anatômicas do pé foram definidas como sendo as mesmas utilizadas para a perna (descritas no próximo item). O rastreamento desse segmento ocorreu pelas mesmas marcas reflexivas utilizadas no segmento para análise cinética (i.e. cabeças do quinto e primeiro metatarsos, região posterior do calcânhar, região póstero-medial e póstero-lateral da sola da bota).

- Perna (VISUAL 3D WIKI DOCUMENTATION, 2015b): O segmento foi definido pelas marcas reflexivas (marcas anatômicas) colocadas sobre os côndilos lateral e medial do fêmur e sobre os maléolos lateral e medial. O rastreamento ocorreu por meio cluster rígido com quatro marcas reflexivas, colocado no terço distal da perna.
- Coxa (VISUAL 3D WIKI DOCUMENTATION, 2015b): A origem desse segmento foi definida lateralmente pela marca reflexiva colocada sobre o trocânter maior do fêmur e medialmente por marca virtual, cuja posição foi determinada a partir da seguinte fórmula:

*Distância entre trocânter maior do fêmur direito ao esquerdo*

4

A parte distal desse segmento foi definida por marcas reflexivas colocadas sobre os côndilos lateral e medial do fêmur. O rastreamento desse segmento ocorreu por meio do cluster rígido com quatro marcas reflexivas, colocado no terço distal da coxa.

- Pelve: O segmento foi definido pelas marcas reflexivas (marcas anatômicas) colocadas sobre o trocânter maior do fêmur e sobre a crista ilíaca (VISUAL 3D WIKI DOCUMENTATION, 2015b). O rastreamento foi realizado pelas marcas reflexivas colocadas sobre crista ilíaca, espinha ilíaca ântero-superior e cintura bilateralmente.
- Tronco: O segmento foi definido pelas marcas reflexivas (marcas anatômicas) colocadas sobre as cristas ilíacas e sobre os acrômios (VISUAL 3D WIKI DOCUMENTATION, 2015b). O rastreamento foi realizado pelas mesmas marcas reflexivas utilizadas para definição do segmento acrescido da marca reflexiva colocada sobre o esterno.

- Braço (VISUAL 3D WIKI DOCUMENTATION, 2015c): A definição do braço foi realizada de acordo com o modelo Golem, a partir da criação de marcas virtuais localizadas no centro articular do ombro e do cotovelo. Essas marcas virtuais são criadas a partir das marcas reflexivas colocadas no membro superior. A localização do centro articular do cotovelo é dependente da localização do centro articular do ombro e do punho. Segue abaixo a descrição detalhada de como foi realizada a criação de marcas virtuais nesses centros articulares:
  - Centro articular do ombro: A articulação do ombro foi criada a partir do plano definido por marca reflexiva colocada sobre o acrômio e pelo segmento tronco. O centro da articulação do ombro foi definido como um ponto inferior à marca reflexiva colocada sobre o acrômio, em uma distância vertical dada por:

$$0,09 * (\text{Distância entre os acrômios direito e esquerdo})$$

- Centro da articulação do punho: Esse centro foi definido como o ponto médio entre as marcas reflexivas colocadas no processo estiloide do rádio e da ulna.
- Centro articular do cotovelo: A articulação do cotovelo foi criada a partir de um plano definido pela marca reflexiva colocada sobre o epicôndilo lateral do úmero, centro da articulação do ombro e centro da articulação do punho. O centro articular do cotovelo foi definido como o ponto criado tendo como referência a marca reflexiva colocada sobre o epicôndilo lateral do úmero, em linha com o centro articular do ombro, no plano do centro articular do punho. Além disso, esse centro foi definido como a distância medial da marca de referência (i.e. marca reflexiva colocada sobre o epicôndilo lateral do úmero) dada por:

$$\frac{0,08 + 0,02}{2}$$

sendo 0,02, o diâmetro da marca reflexiva utilizada (dado em cm).

O braço foi definido apresentando sua origem no centro articular do cotovelo, eixo longitudinal definido pela linha que une os centros articulares do cotovelo e ombro e, por fim, por um eixo médio-lateral que une os centros articulares do punho e cotovelo. O rastreamento do segmento foi realizado a partir das marcas reflexivas colocadas sobre o acrômio, epicôndilo lateral do úmero e pela marca colocada na porção média do braço.

- Antebraço (VISUAL 3D WIKI DOCUMENTATION, 2015c): O antebraço também foi definido segundo o modelo de Golem, em que a sua origem é determinada no centro articular do punho, eixo longitudinal definido pela linha que une os centros articulares do punho ao cotovelo e por fim, apresentando uma marca lateral, definida como a marca reflexiva sobre o epicôndilo lateral do úmero. O rastreamento do segmento foi realizado a partir das marcas reflexivas colocadas no epicôndilo lateral do úmero, processo estiloide da ulna e pela marca colocada na porção média do antebraço.
- Cabeça: A parte proximal desse segmento foi definida pelas marcas reflexivas colocadas sobre os acrômios direito e esquerdo (VISUAL 3D WIKI DOCUMENTATION, 2015b). Além disso, a origem desse segmento foi deslocada superiormente a partir da seguinte fórmula:

$$0,052 * \textit{Altura do voluntário}$$

O resultado dessa fórmula corresponde ao comprimento longitudinal do pescoço do participante (WINTER, 2009a). A parte distal foi definida por marcas reflexivas colocadas sobre o osso temporal direito e esquerdo (VISUAL 3D WIKI DOCUMENTATION, 2015b). O rastreamento ocorreu por meio das marcas reflexivas colocadas sobre os ossos temporal direito e esquerdo, ponto médio da testa e ponto médio do osso occipital.

- Mochila (FIG. 7): A mochila foi definida como corpo rígido pelas marcas reflexivas colocadas nos cantos direito e esquerdos da parte superior e da parte inferior da armação rígida da mochila. O rastreamento ocorreu por meio dessas quatro marcas acrescido das marcas reflexivas colocadas na parte posterior da mochila. A posição do centro de massa da mochila vazia foi estimada considerando suas dimensões. Essa estimativa também foi

realizada para a mochila com carga, considerando o peso e posição da carga colocada dentro da mochila para cada participante.

As trajetórias das marcas reflexivas foram filtradas por filtro *Butterworth* passa baixa de quarta ordem com frequência de corte de 6 Hz (WINTER; SIDWALL; HOBSON, 1974; WINTER, 2009b). Os dados da plataforma de força foram filtrados por filtro *Butterworth* passa baixa de quarta ordem com frequência de corte de 12 Hz. A frequência de corte para os dados da plataforma de força foi determinada a partir da análise residual dos dados coletados (WINTER, 2009b). Os ângulos das seguintes articulações no plano sagital foram criados: tornozelo, definido como o movimento do pé virtual em relação à perna; joelho, definido como o movimento da perna em relação à coxa; quadril, definido como o movimento da coxa em relação à pelve. Para criação desses ângulos utilizou-se a seguinte sequência de Cardan: látero-medial, ântero-posterior e súpero-inferior. O momento interno articular foi definido considerando a articulação como sendo a extremidade proximal do segmento distal à articulação, definida anatomicamente. Ou seja, tornozelo, sendo a parte proximal do segmento pé criado para análise cinética; joelho, parte proximal da perna; quadril, parte proximal da coxa. Além disso, o momento articular foi resolvido com base no sistema de coordenadas do segmento proximal à articulação. Os momentos internos articulares foram calculados utilizando dinâmica inversa e normalizados de acordo com a massa corporal de cada participante acrescida pela massa da mochila em cada condição. Por fim, os seguintes ângulos no plano sagital foram calculados: ângulo entre a vertical e o vetor que conecta o centro de massa de todo o sistema (participante mais mochila –  $CM_{TSS}$ ) ao tornozelo ( $CM_{TSS}$ -tornozelo) e ângulo entre a vertical e o vetor que conecta o  $CM_{TSS}$  ao joelho ( $CM_{TSS}$ -joelho) (CARON *et al.*, 2013) (FIG. 9).

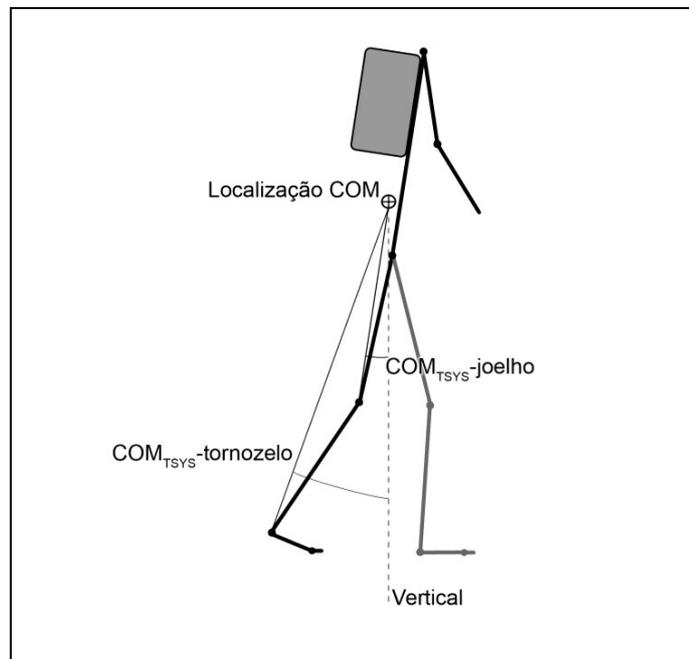


FIGURA 9 – Ângulo entre a vertical e o vetor que conecta o centro de massa de todo o sistema (participante e mochila -  $CM_{TSYS}$ ) ao tornozelo ( $CM_{TSYS-tornozelo}$ ) e ao joelho ( $CM_{TSYS-joelho}$ ) no plano sagital

Os eventos de contato inicial e retirada do pé foram determinados com base em rotina do Visual 3D (VISUAL 3D WIKI DOCUMENTATION, 2015d). De acordo com essa rotina, esses eventos são criados a partir da comparação da trajetória do centro de massa do segmento com o centro de pressão na plataforma de força. O segmento escolhido para essa rotina é aquele que apresenta a menor distância média em relação a força de reação do solo, que neste estudo é o pé. Além disso, essa rotina considera que a força de reação do solo deve ser superior a um valor mínimo para indicar contato. Esse valor mínimo foi determinado como 10 N. A determinação dos eventos a partir da plataforma de força garante que os dados analisados durante o intervalo desses eventos contêm somente dados quando o participante estava em contato com a plataforma, condição necessária para o cálculo do momento articular por meio de dinâmica inversa.

A rigidez dinâmica do tornozelo, joelho e quadril foi calculada durante as fases de absorção de potência articular por meio de rotina em MATLAB (Mathworks, Natick, MA, Estados Unidos). Os ângulos e momentos articulares do membro inferior direito no plano sagital foram utilizados para o cálculo da rigidez dinâmica articular. A

rigidez foi calculada como a inclinação dada pela regressão linear da curva ângulo versus momento articular, durante as principais fases de absorção de potência articular no plano sagital (DAVIS; DELUCA, 1996). A rigidez do tornozelo foi extraída do início do momento de flexão plantar até o pico do ângulo de dorsiflexão durante a fase de apoio da marcha (FIG. 10A). A rigidez do joelho foi calculada do início do momento extensor do joelho até o pico do ângulo de flexão do joelho durante a fase de apoio da marcha (FIG. 10B). A rigidez do quadril foi calculada do início do momento flexor do quadril até o pico do ângulo de extensão do quadril durante a fase de apoio da marcha (FIG. 10C) (TATEUCHI *et al.*, 2011). As fases escolhidas para cada articulação representam porções da curva ângulo versus momento articular que são relativamente lineares. O coeficiente de determinação ( $r^2$ ) foi calculado para essas fases a fim de avaliar a linearidade dos dados (GABRIEL *et al.*, 2008). A rigidez articular e o coeficiente de determinação foram medidos para cada passada e a média de todas as passadas para cada condição foi utilizada para análise. Passadas em que o participante realizou contato com a plataforma de força não correspondente (p.ex. contato do pé direito na plataforma esquerda) foram excluídas. O número de passadas analisadas nos participantes variou entre 25 a 56. Valores médios de coeficientes de determinação maiores que 0,80 foram considerados como indicadores de que a relação momento interno articular e ângulo articular estava bem próxima de um comportamento linear (GABRIEL *et al.*, 2008).

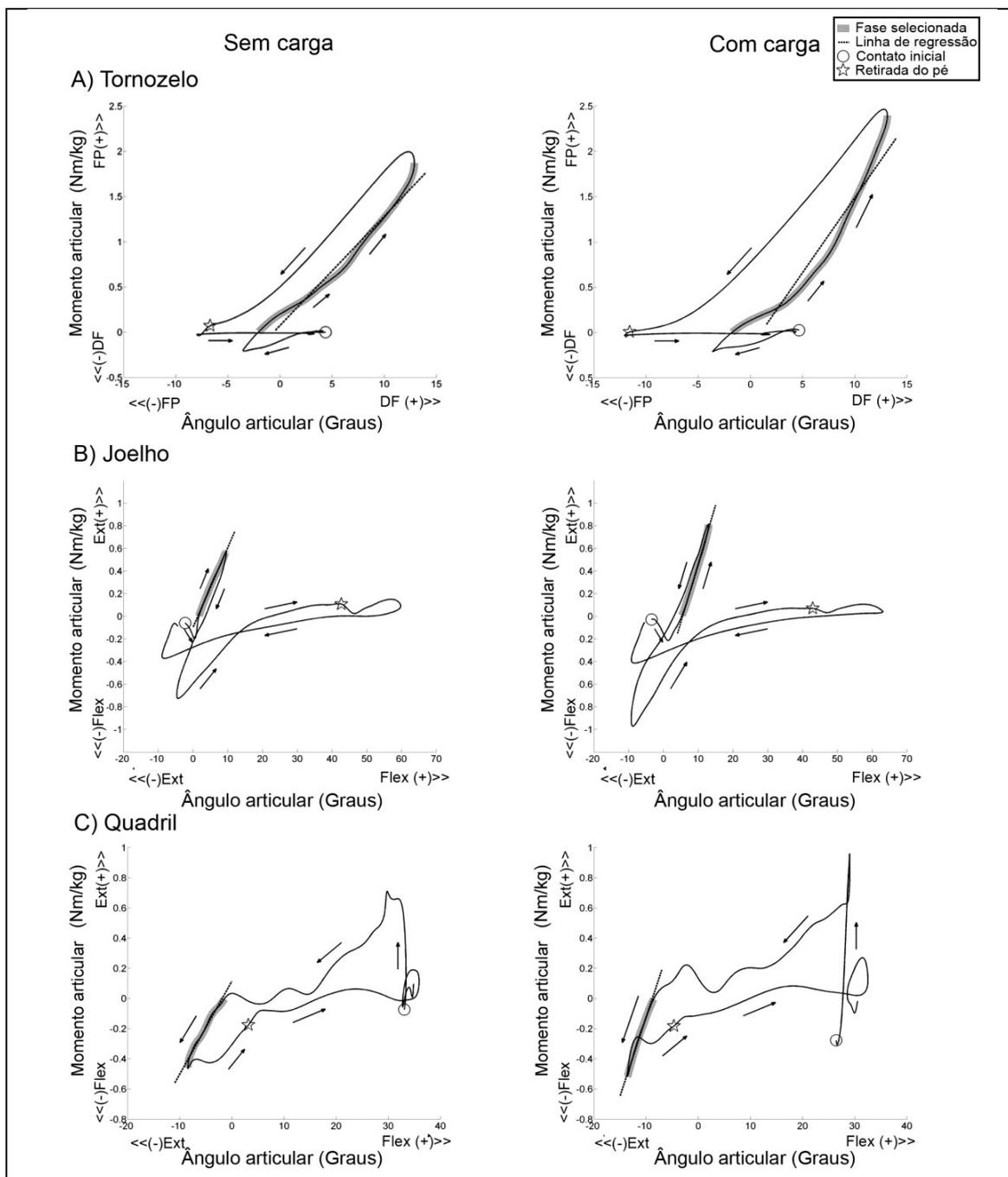


FIGURA 10 – Exemplo de gráfico ângulo x momento interno articular para uma passada de um participante durante as condições sem e com carga. As fases selecionadas para calcular a rigidez estão destacadas em cinza e correspondem à região de absorção de potência articular para cada articulação. FP = flexão plantar, DF = dorsiflexão, Ext = extensão, Flex = flexão.

O ângulo  $CM_{TSSIS}$ -tornozelo foi calculado no início e no final da fase de absorção de potência do tornozelo e o ângulo  $CM_{TSSIS}$ -joelho foi calculado no início e no final da fase de absorção de potência do joelho. Esses ângulos foram também calculados na retirada do pé do solo.

#### 4.1.6 Análise Estatística

Testes t pareados foram realizados para testar se a rigidez dinâmica das articulações do membro inferior mudou entre as condições de cada estudo: sem e com carga. Análise de covariância (ANCOVA) foi utilizada para investigar se as mudanças na rigidez dinâmica entre as condições de marcha foram diferentes entre as articulações. Para essa análise, os dados da condição marcha sem carga foram considerados como covariáveis e os dados da condição com carga como variável dependente. Testes *post hoc* foram realizados para identificar possíveis diferenças apontadas por essa ANCOVA.

Testes t pareados foram utilizados para investigar se o ângulo do CM<sub>TSIS</sub>-tornozelo modificou entre as condições de marcha no início e no final da fase de absorção de potência do tornozelo. Testes t pareados foram realizados para investigar se o ângulo do CM<sub>TSIS</sub>-joelho mudou entre as condições de marcha no início e no final da fase de absorção de potência do joelho. Testes t pareados foram realizados também para identificar se os ângulos do CM<sub>TSIS</sub>-tornozelo e CM<sub>TSIS</sub>-joelho mudaram entre as condições de marcha no momento da retirada do pé. Para todas as análises apresentadas, considerou-se uma probabilidade de erro tipo I de 0,05.

## 4.2 Estudo II

### 4.2.1 Delineamento

Foi realizado um estudo de medidas repetidas, em que o voluntário realizou duas condições: marcha em velocidade autosselecionada e marcha em velocidade 25% superior a autosselecionada. Essas duas condições experimentais foram randomizadas. Este estudo foi realizado *Human Adaptation Laboratory* da *Boston University* e aprovado pelo comitê de ética em pesquisa dessa instituição (Protocolo 3495E).

#### 4.2.2 Amostra

Foram recrutados 39 adultos saudáveis, sendo 15 homens e 24 mulheres. Dados de quatro indivíduos foram excluídos devido à falha na visualização de algumas marcas reflexivas pelo sistema de análise de movimento ou falha na captura do sinal coletado pela plataforma de força. Assim, dados de 35 indivíduos, 14 homens (idade  $24,2 \pm 6,0$  anos, massa corporal  $71,0 \pm 8,9$  kg e altura  $1,76 \pm 0,07$  m) e 21 mulheres (idade  $23,3 \pm 4,3$  anos, massa corporal  $58,6 \pm 8,9$  kg e altura  $1,63 \pm 0,07$  m), foram utilizados para a elaboração do segundo estudo. Para participar desse estudo, os critérios de inclusão foram: ter idade entre 18 e 40 anos, não apresentar dor ou lesão musculoesquelética no momento da avaliação ou recente (com duração maior que uma semana) em membros inferiores ou coluna, não apresentar história de cirurgia em membro inferior ou coluna e não utilizar palmilha corretiva. Os critérios de exclusão foram: apresentar qualquer anormalidade visível de marcha (como claudicar) e não ser capaz de realizar alguma das condições do estudo. Todos os participantes assinaram termo de consentimento livre e esclarecido (APÊNDICE B).

#### 4.2.3 Instrumentos

Assim como no Estudo I, a altura do participante foi mensurada por meio de estadiômetro vertical fixo na parede e a massa corporal por meio de balança digital. As variáveis cinemáticas foram coletadas por meio do sistema de análise de movimento tridimensional Vicon (Oxford Metrics, Oxford, Reino Unido) e as variáveis cinéticas por meio de esteira instrumentada com duas plataformas de força (Bertec Corporation, Columbus, OH, Estados Unidos). Foram utilizadas 10 câmeras, com o sistema configurado para rastrear a uma taxa de amostragem de 100 Hz e as plataformas de força para capturar dados a uma taxa de amostragem de 1000 Hz. Os dados foram captados utilizando o software Vicon Nexus (Oxford Metrics, Oxford, Reino Unido). O sistema Vicon foi calibrado e as plataformas de força foram zeradas antes de cada coleta, conforme recomendações do fabricante.

#### 4.2.4 Procedimentos

Inicialmente, os voluntários foram informados de todos os procedimentos a serem realizados pelo pesquisador. Após o voluntário realizar leitura do termo de consentimento livre e esclarecido (APÊNDICE B) e consentir com todos os procedimentos, ele o assinou juntamente com o pesquisador em duas cópias. Dessa forma, uma cópia ficou com o voluntário e outra, com o pesquisador. Em seguida, foi solicitado que o voluntário vestisse short e camisa de poliéster/elastano, fornecidos pelo pesquisador, para permitir a melhor identificação das proeminências ósseas e visualização dos segmentos corporais. Após isso, a altura e a massa corporal dos participantes foram obtidas.

O participante foi avaliado em duas condições: marcha em velocidade autosselecionada e marcha em velocidade 25% superior a autosselecionada. Essas condições foram randomizadas. Para determinar a velocidade autosselecionada, o voluntário foi solicitado a andar descalço em sua velocidade natural, 10 vezes, em espaço com aproximadamente 15 m de comprimento. A velocidade foi contabilizada quando o voluntário andava sobre um tapete mecanizado (Gaitrite Inc., Clifton, New Jersey, Estados Unidos) localizado no meio do trajeto do participante. A dimensão desse tapete era de 6,10 m de comprimento e 0,89 m de largura. O tapete registrava a localização de cada pisada com uma resolução espacial de 0,64 cm. As propriedades clinimétricas desse tipo de tapete para coletar parâmetros cinemáticos da marcha já foram investigadas indicando que o instrumento apresenta excelentes índices de confiabilidade para testes com adultos (BILNEY; MORRIS; WEBSTER, 2003; MCDONOUGH *et al.*, 2001; MENZ *et al.*, 2004; VAN UDEN; BESSER, 2004) e forte índices de validade concorrente com outros dispositivos (BILNEY; MORRIS; WEBSTER, 2003; MCDONOUGH *et al.*, 2001).

Após a determinação da velocidade autosselecionada, os segmentos corporais do participante foram identificados por meio de marcas reflexivas anatômicas e de rastreamento para posterior criação do modelo biomecânico de corpos rígidos no software Visual 3D (FIG. 8). As marcas reflexivas foram colocadas por pesquisadores previamente treinados e com experiência em coleta de dados biomecânicos.

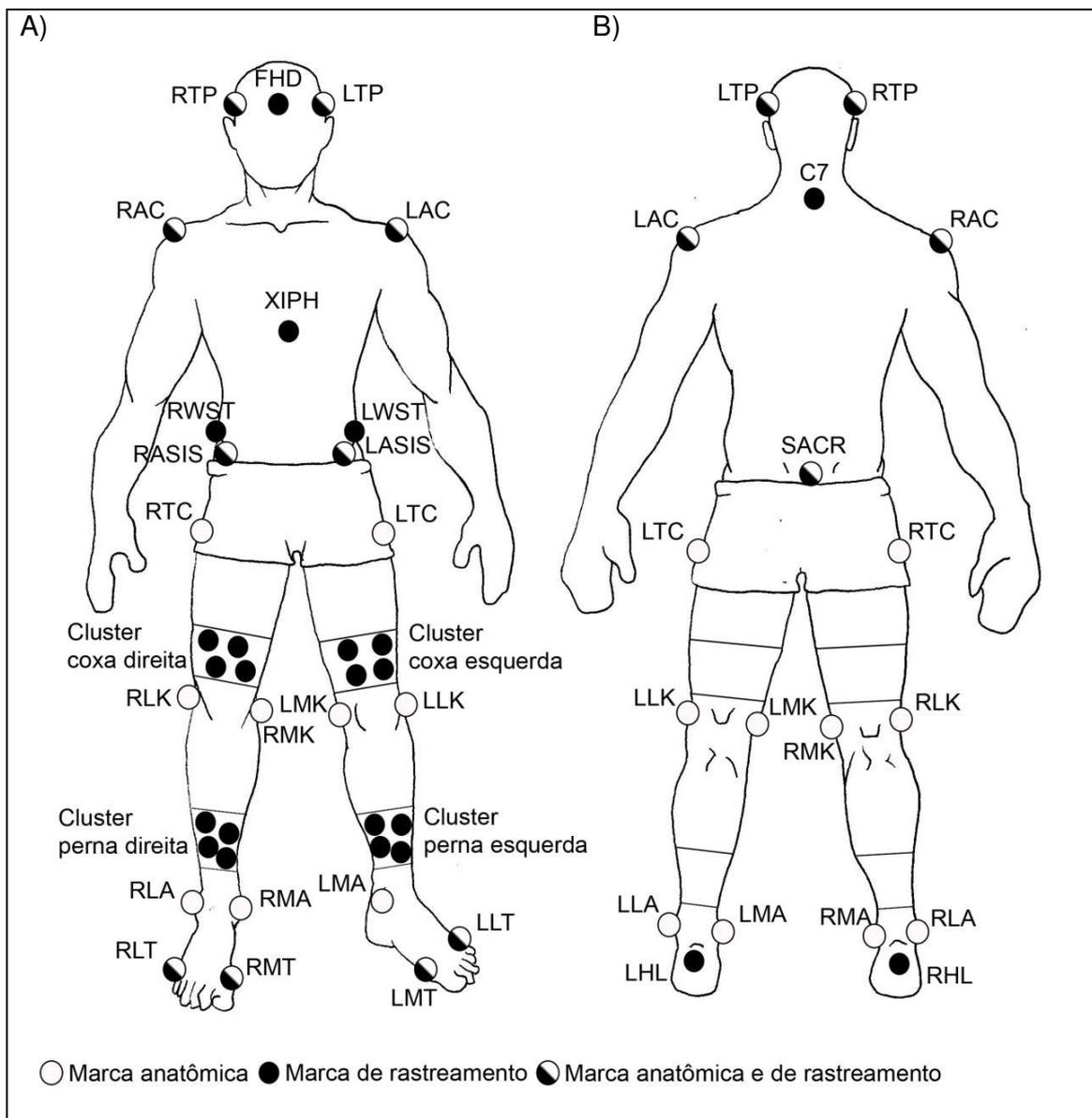


FIGURA 8 – Disposição de marcas reflexivas na visão anterior (A) e posterior (B). Marcas ◐ foram utilizadas tanto para definição de segmento (marcas anatômicas) quanto rastreamento (marcas de rastreamento). Marcas ● foram utilizadas somente para rastreamento. Marcas ○ foram utilizadas somente para definição do segmento. FHD = Ponto médio da testa; RTP = Osso temporal direito; LTP = Osso temporal esquerdo; C7 = Processo espinhoso da sétima vértebra cervical; RAC = Acrômio direito; LAC = Acrômio esquerdo; XIPH = Processo xifoide do esterno; RWST = Ponto sobre crista íliaca direita; entre RASIS e o ponto mais alto da crista íliaca direita; LWST = Ponto sobre crista íliaca esquerda, entre LASIS e o ponto mais alto da crista íliaca esquerda; RASIS = Espinha íliaca ântero-superior direita; LASIS = Espinha íliaca ântero-superior esquerda; RTC = Ponto lateral mais proeminente do trocânter maior do fêmur direito; LTC = Ponto lateral mais proeminente do trocânter maior do fêmur esquerdo; RTH1, RTH2, RTH3 e RTH4 = Marcas do cluster da coxa direita; LTH1, LTH2, LTH3 e LTH4 = Marcas do cluster da coxa esquerda; RLK = Epicôndilo lateral do fêmur direito; RMK = Epicôndilo medial do fêmur direito; LLK = Epicôndilo lateral do fêmur esquerdo; LMK = Epicôndilo medial do fêmur esquerdo; RSH1, RSH2, RSH3 e RSH4 = Marcas do cluster da perna direita; LSH1, LSH2, LSH3 e LSH4 = Marcas do cluster da perna esquerda; RLA = Maléolo lateral direito; LLA = Maléolo lateral esquerdo; RMA = Maléolo medial direito; LMA = Maléolo medial esquerdo; RHL = Calcânhar direito; LHL = Calcânhar esquerdo; RLT = Cabeça do quinto metatarso direito; LLT = Cabeça do quinto metatarso esquerdo; RMT = Cabeça do primeiro metatarso direito; LMT = Cabeça do primeiro metatarso esquerdo.

A disposição das marcas reflexivas estão especificadas abaixo de acordo com o segmento corporal:

- Pé: Marcas reflexivas foram colocadas sobre as cabeças do quinto e primeiro metatarsos, assim como na região posterior do calcanhar (logo abaixo da inserção do tríceps sural).
- Perna: Marcas reflexivas foram colocadas sobre os maléolos lateral e medial. Além disso, cluster rígido com quatro marcas reflexivas foi colocado com auxílio de faixa elástica no terço distal da perna.
- Coxa: Marca reflexiva foi colocada sobre o trocânter maior do fêmur (ponto lateral mais proeminente do trocânter maior do fêmur) assim como sobre os côndilos lateral e medial do fêmur. Além disso, cluster rígido com quatro marcas reflexivas foi colocado com auxílio de faixa elástica no terço distal da coxa.
- Pelve: Marcas reflexivas foram colocadas sobre as espinhas ilíacas ântero-superiores direita e esquerda, cinturas (marca posicionada sobre a crista ilíaca, entre espinha ilíaca ântero-superior e o ponto na crista ilíaca alinhado com o trocânter maior do fêmur) e sacro (ponto médio entre espinhas ilíacas póstero-superiores).
- Tronco: Marcas reflexivas foram colocadas sobre os acrômios para definição do segmento, processo espinhoso da sétima vértebra cervical e processo xifoide do esterno.
- Cabeça: As marcas reflexivas sobre a cabeça foram dispostas sobre uma tira elástica colocada ao redor da cabeça do participante. Especificamente, marcas reflexivas foram colocadas sobre o osso temporal direito e esquerdo, logo acima do lóbulo da orelha e sobre o ponto médio da testa.

Inicialmente, foi realizada uma primeira captura de sinal pelo sistema de análise de movimento com o voluntário em ortostatismo sobre a esteira para criação posterior do modelo biomecânico de corpos rígidos. Após isso, foram removidas as seguintes marcas reflexivas: epicôndilo medial do fêmur direito e esquerdo, maléolo medial direito e esquerdo. Essas são marcas anatômicas e assim, utilizadas somente para construir o modelo biomecânico de corpos rígidos; ou seja, não são necessárias para o rastreamento dos segmentos. Optou-se por remover essas marcas, uma vez que, em alguns voluntários com base de suporte estreita, essas

marcas acabavam caindo durante a coleta de dados. Em seguida, o voluntário andou por dois minutos na velocidade autosselecionada para familiarização. Logo depois, o voluntário andou em uma das condições do estudo (i.e. marcha em velocidade autosselecionada e em velocidade 25% superior a autosselecionada), seguida pela outra condição do estudo. A ordem das condições em que o voluntário andou foi randomizada. O voluntário andou por 80 segundos em cada condição.

#### 4.2.5 Redução dos dados

Os dados cinemáticos e cinéticos de cada condição (i.e. marcha em velocidade autosselecionada e em velocidade 25% superior a autosselecionada) foram analisados usando o software Visual 3D. Um modelo biomecânico de corpos rígidos foi criado a partir da coleta de dados na posição ortostática. Esse modelo incluiu os seguintes segmentos corporais: cabeça, tronco, pelve, coxas, pernas e pés. As massas dos segmentos, excetuando tronco, foram estimadas de acordo com as relações entre massa do segmento corporal com a massa corporal total descritas por Dempster (1955). Uma vez que nesse modelo não havia membros superiores, a massa do tronco foi calculada como a massa esperada do tronco ( $0,355 \cdot \text{massa corporal}$ ) acrescida da massa dos membros superiores ( $2 \cdot (0,050 \cdot \text{massa corporal})$ ) (WINTER, 2009a). Esse procedimento permitiu melhor estimativa do posicionamento do centro de massa corporal quando comparada à estimativa do posicionamento sem as massas do membros superiores. Outros estudos já realizaram análises biomecânicas considerando a massa dos membros superiores adicionadas ao tronco (ANDERSON; PANDY, 2001; NEPTUNE; KAUTZ; ZAJAC, 2001). Além disso, um estudo já demonstrou alta correlação em variáveis cinemáticas e cinéticas entre análise que considerava o balanço dos membros superiores durante a marcha com análise que não considerava esse balanço (UMBERGER, 2008).

O comprimento de cada segmento do modelo biomecânico foi definido por meio de marcas reflexivas colocadas na extremidade proximal e distal de cada segmento corporal (i.e. marcas anatômicas). As propriedades inerciais de todos os segmentos foram estimadas de acordo com a massa de cada segmento e a forma geométrica dos segmentos (definida de acordo com a forma de objetos geométricos

tridimensionais, e.g. cone, cilindro, esfera) (HANAVAN, 1964). Os segmentos do modelo biomecânico foram construídos a partir das marcas reflexivas colocadas no participante conforme detalhado a seguir para cada segmento:

- Pé: O pé foi definido como um segmento rígido e foram criados dois segmentos para o pé. O primeiro para a análise cinética e o segundo, denominado pé virtual, para a análise cinemática dos dados. O motivo da utilização de dois segmentos para o pé foi explicado anteriormente para o Estudo I desta tese (vide página 40).
  - Segmento para análise cinética: O segmento foi definido pelas marcas reflexivas (marcas anatômicas) colocadas sobre o maléolo lateral e medial, assim como sobre as cabeças do quinto e primeiro metatarsos. As marcas de rastreamento foram definidas pelas marcas reflexivas colocadas sobre as cabeças do quinto e primeiro metatarsos, assim como na região posterior do calcanhar.
  - Segmento para análise cinemática – Pé virtual (VISUAL 3D WIKI DOCUMENTATION, 2015a): Esse segmento foi normalizado de acordo com a perna. Nesse procedimento, a definição do sistema de coordenadas do pé é definido para ser o mesmo do sistema de coordenadas da perna. Para isso, as marcas anatômicas do pé foram definidas como sendo as mesmas utilizadas para a perna (descritas no próximo item – Perna). O rastreamento desse segmento ocorreu pelas mesmas marcas reflexivas utilizadas no segmento para análise cinética (i.e. cabeças do quinto e primeiro metatarsos, assim como região posterior do calcanhar).
- Perna (VISUAL 3D WIKI DOCUMENTATION, 2015b): O segmento foi definido pelas marcas reflexivas (marcas anatômicas) colocadas sobre os côndilos lateral e medial do fêmur e sobre os maléolos lateral e medial. O rastreamento ocorreu por meio do cluster rígido com quatro marcas reflexivas, colocado no terço distal da perna.
- Coxa (VISUAL 3D WIKI DOCUMENTATION, 2015b): A origem desse segmento foi definida pelo centro articular do quadril (descrito no próximo item – Pelve), apresentando lateralmente a marca reflexiva colocada sobre o trocânter maior do fêmur. A parte distal desse segmento foi definida pelas marcas reflexivas colocadas sobre os côndilos lateral e medial do fêmur. O

rastreamento desse segmento ocorreu por meio do cluster rígido com quatro marcas reflexivas, colocado no terço distal da coxa.

- **Pelve:** A pelve foi definida de acordo com o modelo CODA usado pela Charnwood Dynamics (VISUAL 3D WIKI DOCUMENTATION, 2015e). Nesse modelo, a origem da pelve é definida como o ponto médio entre marcas reflexivas colocadas sobre as espinhas ilíacas ântero-superiores direita e esquerda e o plano transversal é definido como aquele que passa pelas marcas reflexivas colocadas sobre as espinhas ilíacas ântero-superiores direita e esquerda e sobre a colocada sobre o sacro. Além disso, o eixo médio-lateral é definido como aquele que passa da origem a espinha ilíaca ântero-superior direita e o eixo súpero-inferior é perpendicular ao plano transversal. O centro articular do quadril direito é estimado a partir das seguintes fórmulas:

$$\text{Posição médio-lateral} = 0,36 * \text{Distância médio-lateral entre EIAS}$$

$$\text{Posição ântero-posterior} = -0,19 * \text{Distância ântero-posterior entre EIAS}$$

$$\text{Posição súpero-inferior} = -0,3 * \text{Distância súpero-inferior entre EIAS}$$

sendo EIAS = Espinhas ilíacas ântero-superiores direita e esquerda.

A estimativa do centro articular do quadril esquerdo é feita de forma similar. A única diferença é na posição médio-lateral, em que coloca-se o sinal negativo antes de 0,36. Essas fórmulas são adaptadas de achados publicados na literatura (BELL; PEDERSEN; BRAND, 1990; BELL; BRAND; PEDERSEN, 1989). O rastreamento do segmento foi realizado pelas marcas reflexivas sobre as espinhas ilíacas ântero-superiores, cinturas e sacro.

- **Tronco:** O segmento foi definido pelas marcas reflexivas (marcas anatômicas) colocadas sobre as cristas ilíacas e sobre os acrômios (VISUAL 3D WIKI DOCUMENTATION, 2015b). O rastreamento do segmento foi realizado pelas marcas reflexivas colocadas sobre os acrômios, processo espinhoso da sétima vértebra cervical e processo xifoide do esterno.
- **Cabeça:** A parte proximal desse segmento foi definida pelas marcas reflexivas colocadas sobre os acrômios direito e esquerdo (VISUAL 3D WIKI DOCUMENTATION, 2015b). Além disso, a origem desse segmento foi

deslocada superiormente 0,08 m. A parte distal foi definida por marcas reflexivas colocadas sobre o osso temporal direito e esquerdo (VISUAL 3D WIKI DOCUMENTATION, 2015b). O rastreamento ocorreu por meio das marcas reflexivas colocadas sobre os ossos temporal direito e esquerdo e sobre o ponto médio da testa.

A trajetória das marcas reflexivas foram filtradas por filtro *Butterworth* passa baixa de quarta ordem com frequência de corte de 6 Hz (WINTER; SIDWALL; HOBSON, 1974; WINTER, 2009b). Os dados da plataforma de força foram filtrados por filtro *Butterworth* passa baixa de quarta ordem com frequência de corte de 10 Hz. Para este estudo, os ângulos e momentos internos articulares foram definidos como no Estudo I (vide página 44). A normalização do momento interno articular neste estudo considerou somente a massa corporal do participante, diferentemente do Estudo I, em que foi considerando também a massa da mochila. Os seguintes ângulos no plano sagital foram calculados: ângulo entre a vertical e o vetor que conecta o centro de massa corporal (CM) ao tornozelo (CM-tornozelo) e ângulo entre a vertical e o vetor que conecta o CM ao joelho (CM-joelho) (FIG. 11). Os eventos de contato inicial e retirada do pé foram também definidos como no Estudo I (vide página 45). Passadas em que o participante realizou contato com a plataforma de força não correspondente (p.ex. contato do pé direito na plataforma esquerda) foram excluídas. O número de passadas analisadas nos participantes variou entre 34 a 87.

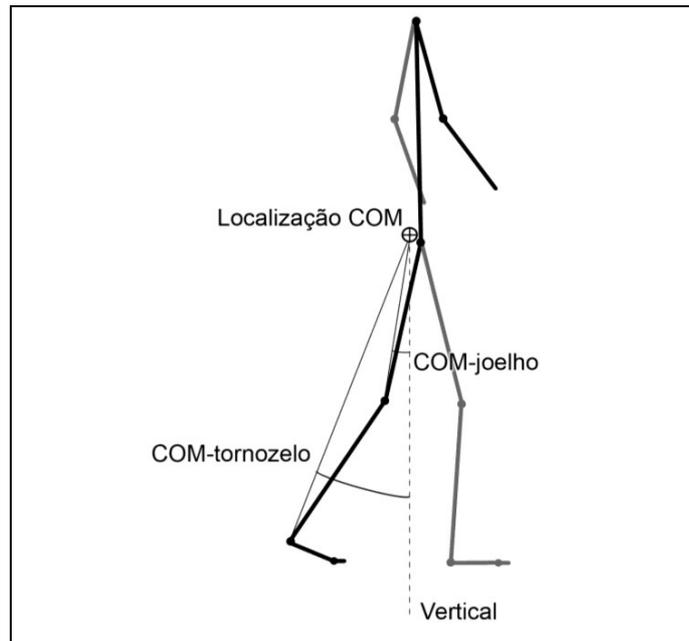


FIGURA 11 – Ângulo entre a vertical e o vetor que conecta o centro de massa corporal (CM) ao tornozelo (CM-tornozelo) e ao joelho (CM-joelho) no plano sagital.

A rigidez dinâmica articular e o coeficiente de determinação ( $r^2$ ) das fases foram calculados como apresentado para o Estudo I (vide páginas 45 e 46). Contudo, neste estudo, dois padrões distintos da curva momento articular x ângulo articular do tornozelo foram identificados entre as passadas: inclinação acentuada (FIG. 12A) e inclinação gradual (FIG. 12B). Para considerar esses padrões na análise dos dados, uma rotina em MATLAB foi desenvolvida a fim de classificar cada passada em um desses padrões. Passadas em que a distância entre o ângulo de dorsiflexão máximo e o momento flexor plantar máximo fossem menor que 5% do ciclo de marcha eram classificadas como de inclinação acentuada. Se essa distância fosse maior que 5% do ciclo de marcha, as passadas eram classificadas como de inclinação gradual. Devido a ausência na literatura de análise similar a essa, o ponto de corte de 5% foi escolhido a partir da exploração dos dados coletados neste estudo. Esse valor correspondeu bem à observação visual das diferenças nos gráficos momento x ângulo articular permitindo assim, a separação entre os padrões de inclinação acentuada e gradual. O número de passadas classificadas em inclinação acentuada e gradual foi quantificado para cada participante de acordo com a condição de marcha (velocidade autosseleccionada e velocidade acima de 25% da velocidade autosseleccionada). A condição de marcha foi identificada como

de inclinação acentuada ou gradual dependendo do tipo de inclinação mais prevalente nessa condição. Para a análise dos dados, os participantes foram categorizados de acordo com os seguintes padrões entre condições de marcha: inclinação acentuada em ambas as condições de marcha (Padrão 1), inclinação gradual em ambas as condições de marcha (Padrão 2) ou inclinação acentuada na velocidade autosseleccionada e inclinação gradual na velocidade acima de 25% da velocidade autosseleccionada (Padrão 3). Ressalta-se que esses padrões diferentes foram somente observados para os dados do tornozelo.

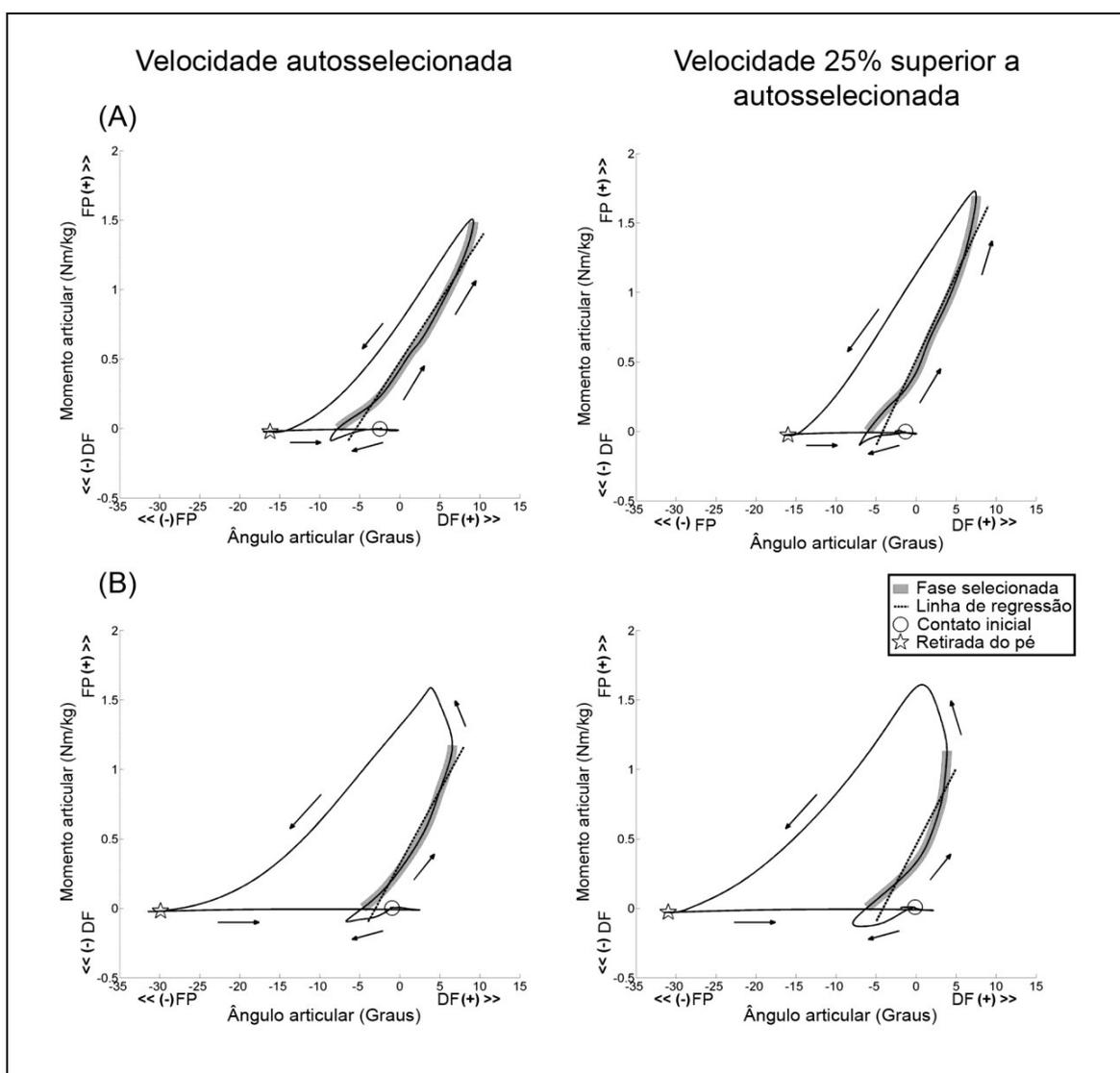


FIGURA 12 – Exemplo de gráfico ângulo x momento interno articular do tornozelo para uma passada de um sujeito que adotou o padrão de inclinação acentuada (A) e de um sujeito que adotou o padrão de inclinação gradual (B) durante as condições velocidade autosseleccionada e velocidade 25% superior a autosseleccionada. A fase selecionada para calcular a rigidez dinâmica está destacada em cinza e corresponde a porção de absorção de potência articular do tornozelo. FP = flexão plantar, DF = dorsiflexão.

O ângulo CM-tornozelo foi calculado no início e no final da fase de absorção de potência do tornozelo e o ângulo CM-jelho foi calculado no início e no final da fase de absorção de potência do joelho. Esses ângulos foram também calculados na retirada do pé.

Apesar desta tese não apresentar hipótese específica relacionada a influência do sexo na rigidez dinâmica, estudo anterior já identificou essa relação durante a marcha (GABRIEL *et al.*, 2008). Além disso, outros estudos também já identificaram que a rigidez articular passiva pode ser influenciada pelo sexo (ARAÚJO *et al.*, 2013; PARK; WILSON; ZHANG, 2008). Assim, as análises foram realizadas considerando a influência do sexo do participante.

#### 4.2.6 Análise Estatística

Análise de variância (ANOVA) mista foi utilizada para investigar o efeito da condição de marcha (velocidade autosselecionada e velocidade 25% acima da velocidade autosselecionada) na rigidez dinâmica de cada articulação, considerando o sexo do participante e o padrão do tornozelo (somente para a análise da rigidez dinâmica do tornozelo). Análise de covariância (ANCOVA) foi utilizada para investigar se as mudanças na rigidez dinâmica entre as condições de marcha foram diferentes entre as articulações, considerando o sexo do participante e o padrão do tornozelo. Para essa análise, os dados da velocidade autosselecionada foram considerados como covariáveis e os dados da velocidade 25% acima da velocidade autosselecionada como a variável dependente. Testes *post hoc* foram realizados para identificar possíveis diferenças apontadas pela ANOVA e ANCOVA.

ANOVA mista foi realizada para investigar se o ângulo do CM-tornozelo modificou entre as condições de marcha no início e no final da fase de absorção de potência do tornozelo, considerando o padrão de tornozelo. Testes *post hoc* foram realizados para identificar possíveis diferenças apontadas por essa ANOVA. Testes t pareados foram realizados para investigar se o ângulo do CM-jelho mudou entre as condições de marcha no início e no final da fase de absorção de potência do joelho. Testes t pareados foram realizados também para identificar se os ângulos do CM-tornozelo e CM-jelho mudaram entre as condições de marcha no momento da

retirada do pé. Para todas as análises apresentadas, considerou-se uma probabilidade de erro tipo I de 0,05.

## 5 ARTIGO 1

**Title:** Non-uniform increases in lower limb joint dynamic stiffness maintain center of mass orientation to ankle and knee during load carriage walking

**Author names and affiliations:**

Thiago R. T. Santos<sup>a,d</sup>, Sergio T. Fonseca<sup>a\*</sup>, Vanessa L. Araújo<sup>a,d</sup>, Sangjun Lee<sup>b,d</sup>, Fabricio Saucedo<sup>b,d</sup>, Stephen Allen<sup>b,d</sup>, Christopher Siviyy<sup>b,d</sup>, Conor Walsh<sup>b,d</sup>, Kenneth G. Holt<sup>c,d</sup>

<sup>a</sup> Department of Physical Therapy, School of Physical Education, Physical Therapy and Occupational Therapy, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, MG, Brazil; <sup>b</sup> John A. Paulson School of Engineering and Applied Sciences, Harvard University, Cambridge, MA, USA; <sup>c</sup> Department of Physical Therapy and Athletic Training, College of Health and Rehabilitation Sciences: Sargent College, Boston University, Boston, MA, USA; <sup>d</sup> The Wyss Institute for Biologically Inspired Engineering, Cambridge, MA, USA

**\*Corresponding author at:** Universidade Federal de Minas Gerais, Department of Physical Therapy, Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 Campus Pampulha, CEP 31270-901, Belo Horizonte, MG, Brazil. Tel.: +55 31 3409 4783; fax: +55 31 3409 4781. E-mail address: trtsantos@gmail.com

**Acknowledgments**

Thiago Santos and Vanessa Araújo were financially supported by the Brazilian Government Funding Agency *Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior* (CAPES). Sangjun Lee was partially supported by the Samsung Scholarship. Sergio Fonseca was partially supported by the Government Funding Agencies *Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico* (CNPq) and *Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais* (FAPEMIG). This work is part of a project supported by the Defense Advanced Research Projects Agency (DARPA), Warrior Web Program (Contract No. W911QX-12-C-0084).

## HIGHLIGHTS

- Ankle and knee dynamic stiffness had a similar increase during load carriage.
- Hip dynamic stiffness did not change between unloaded and loaded conditions.
- Center of mass ( $COM_{\text{SYS}}$ ) maintains its position relative to the joints at toe-off.
- $COM_{\text{SYS}}$  kept its position relative to the joints at the onset of absorption phase.

## ABSTRACT

The aims of this study were to investigate (1) the changes in dynamic stiffness of lower limb joints during their power absorption phases and (2) the orientation of the center of mass of the total system (subject plus backpack -  $COM_{TSYS}$ ) to ankle and knee during the lower limb joints power absorption phases and at toe-off in response to increased load carried while walking. Data of 13 subjects were collected under two walking conditions: unloaded (empty backpack) and loaded (30% of body mass). Dynamic stiffness was calculated as the linear slope of the regression line on the moment-angle curve during the phases of major power absorption of ankle, knee and hip in the sagittal plane. The angle between the vertical and a vector from  $COM_{TSYS}$  to ankle and knee in the sagittal plane were calculated. This study demonstrated that the ankle and knee dynamic stiffness increased by similar amounts during load carriage. It is suggested that the increased stiffness under loaded condition resists the tendency to collapse these joints and increase  $COM_{TSYS}$  displacement. Hip dynamic stiffness remained constant between conditions, suggesting that the absorption phase for the hip serves a different purpose other than preventing collapse. Possibly, the hip dynamic stiffness did not change to allow the necessary increase in hip extension. The location of the  $COM_{TSYS}$  relative to the ankle and knee did not differ between conditions at the onset of joint absorption phases and toe-off. This study furthers the understanding of how the body adapts during load carriage.

**Keywords:** load carriage, walking, dynamic joint stiffness, quasi-stiffness

## 1. Introduction

Load carriage produces changes in the walking pattern compared to unloaded walking that have been associated with injuries, such as knee disorders and low back pain [1]. If the goal is to understand why injuries occur in specific joints, it is necessary to understand the dynamic changes in individual joints as a function of load. Previous experiments showed increases in global stiffness (a model-derived estimate, which represents the composite stiffness of the leg soft tissues [2]) and vertical stiffness (estimated from the vertical motion of the center of mass over the foot using Hooke's law [3]) with both load carriage and speed of walking [4,5]. This increase of stiffness resulted in joint angles that changed minimally and a constant center of body mass amplitude and phase across conditions [4,5]. Furthermore, the perpendicular distance between the line of gravity of the center of mass of the total system (subject plus backpack -  $COM_{TSYS}$ ) and the ankle and knee axes of rotation (i.e. moment arm) in the sagittal plane remains constant with increasing load at some critical events of walking, such as toe-off [6]. This constant orientation reveals an adaptation that prevents an increase of angular motion at these joints due to the increased moment of  $COM_{TSYS}$  with the load. In the present study, we investigated changes in individual lower extremity joint dynamic stiffness and changes in the orientation between the  $COM_{TSYS}$  to ankle and knee during the major power absorption phases of ankle and knee. This knowledge can contribute to the design of exosuits that are under development to reduce the metabolic effort and perhaps reduce injuries during load carriage [7–9].

During load carriage, the loaded backpack increases the ground reaction force and, thus, the lower limb joint moments [10]. Without compensatory changes to walking, this would potentially increase the angular motion of the lower limb joints,

thus creating a tendency to collapse these joints and increase the displacement of the  $COM_{TSYS}$ . This tendency is most evident during the loading phase of the walking cycle, in which the overall load is being transferred to the leading leg, ground reaction forces are high, and power absorption in the knee and ankle predominates [11]. In contrast, the hip's major power absorbing phase starts as this joint extends during late stance, storing energy to be released during the initial swing phase to help to pull the leg forward [12,13]. Therefore, carrying load without compensatory changes mainly in the knee and ankle during loading phase of walking would result in changes in joint angles and trajectory of  $COM_{TSYS}$ .

Only one study investigated individual joint dynamic stiffness during load carriage and the analysis was confined to the knee [4]. During locomotion, the lower limb joints have different spring-like behaviors and mechanical energy exchange functions and, thus, they should modulate their stiffness differently [14]. The aim of this study was to investigate the changes in dynamic stiffness of lower limb joints during their power absorption phases in response to increased load carried while walking. We hypothesized that increases in dynamic joint stiffness during the absorption phase for the ankle and knee would be expected to resist the buckling at these joints. Additionally, no such increase in dynamic joint stiffness would be expected at the hip, since its main absorption phase occurs later at stance phase when the major function of the joint is to prepare for the swing phase instead of preventing the collapse of the lower limb. A second aim was to investigate the orientation between  $COM_{TSYS}$  to ankle and knee during the lower limb joint power absorption phases and at toe-off in response to increased load carried while walking. We hypothesized that this orientation will remain constant in these phases as has been previously demonstrated during heel strike, midstance and toe-off [6].

## **2. Methods**

### *2.1. Subjects*

Thirteen healthy male subjects (age  $30.5 \pm 4.9$  years, body mass  $83.4 \pm 12.5$  kg and height  $1.79 \pm 0.07$  m) participated in this study. The eligibility criteria were (1) age between 18 and 50 years old, and (2) without diagnosed or self-reported neuromuscular disorder or gait pathology. The Institutional Review Boards of Harvard Medical School approved the study and the subjects provided written informed consent.

### *2.2. Procedures*

Initially, the height and mass of the subjects were obtained. Subsequently, subjects were asked to wear boots (Nike Special Field Boot – Nike Inc., Beaverton, OR, USA) and a military backpack (Modular Lightweight Load-Carrying Equipment II Backpack, Special Defense Systems, USA). The backpack weighed 3.9 kg and had a waist belt, shoulder and sternum straps that were adjusted for maximum comfort of the subjects, so that the greater part of the load rested on the pelvis. Reflective markers were attached to the bony landmarks, boots and backpack to evaluate the kinematics of the foot, shank, thigh, pelvis, trunk, head, upper arm, forearm and backpack. Markers were placed on the posterior heel, 1<sup>st</sup> metatarsal head, 5<sup>th</sup> metatarsal head, along the medial and lateral side of the midsole of the boot, medial and lateral malleoli, medial and lateral femoral epicondyles, femur greater trochanter, lateral part of the iliac crest, anterior part of the iliac crest, anterior superior iliac spine, acromium, sternum, forehead, temporal bone, back head, lateral humeral epicondyle, radius styloid process, ulna styloid process, mid part of the upper arm

and mid part of the forearm. Moreover, rigid clusters of four markers were placed on the shank and thigh. Finally, six markers were attached to the backpack.

Data were recorded using a Vicon three-dimensional analysis system (Oxford Metrics, Oxford, UK) and a split-belt instrumented treadmill (Bertec Corporation, Columbus, OH, USA). The sample rate of the cameras and force plates were set at 120 Hz and 960 Hz, respectively. Subjects walked on the treadmill at 1.25 m/s under two conditions: (1) Unloaded: backpack was empty; (2) Loaded: the total mass of the backpack was 30% of body mass. For the latter condition, the load was equally distributed through medial-lateral and anterior-posterior lengths of the backpack. The maximum height reached by the load inside the backpack was measured in order to estimate the center of mass of the backpack.

### *2.3. Data reduction*

Kinematic and kinetic data were analyzed for 60 seconds of walking during each condition using Visual 3D (C-motion Inc., Rockville, MD, USA). Raw kinematic and ground reaction force data were filtered using a low-pass fourth order Butterworth filter with a cut-off frequency of 8 Hz and 12 Hz, respectively. Each body segment was treated as geometric objects whose inertial properties are based on their shape [15]. In addition, the backpack was defined as an elliptical cylinder using the default geometric objects of Visual 3D. The  $COM_{TSYS}$  was defined as the center of mass of the body segments plus backpack. For the unloaded condition, the center of mass of the empty backpack was estimated at its middle point. For the loaded condition, the center of mass of the loaded backpack was estimated based on the load distribution inside the backpack.

Joint angles of ankle, knee and hip were calculated using the following Cardan rotation sequence: flexion/extension, adduction/abduction, longitudinal rotation. Joint internal moments of ankle, knee and hip were calculated using inverse dynamics. Joint moments were normalized to the sum of participant's body plus backpack mass in each walking condition. The angles between the vertical and vectors from  $COM_{TSYS}$  to ankle ( $COM_{TSYS}$ -ankle) and knee ( $COM_{TSYS}$ -knee) in the sagittal plane were calculated (Figure 1) [6]. Heel contact and toe-off were determined using the vertical ground reaction force.

*Insert Figure 1 around here*

Dynamic stiffness of ankle, knee and hip were calculated using a custom MATLAB routine (Mathworks, Natick, MA, USA). Joint angles and internal moments from the right lower limb in the sagittal plane were used to calculate joint dynamic stiffness. Joint dynamic stiffness was calculated as the linear slope of the regression line of the joint internal moment *versus* joint angle curve (hereafter moment-angle curve), during the major power absorption phase for each joint in the sagittal plane [16]. In this approach, joint dynamic stiffness is mediated by passive soft tissue strain and active muscle contraction, thus, it is also named 'quasi-stiffness' [16,17]. Ankle dynamic stiffness was extracted from the start of the plantar flexion moment until the peak of dorsiflexion angle during the stance phase of walking (Figure 2A). Knee dynamic stiffness was calculated from the start of the extensor moment until the first peak of knee flexion angle during stance phase of walking (Figure 2B). Hip dynamic stiffness was calculated from the start of the flexor moment until the peak of hip extension angle during stance phase of walking (Figure 2C) [18]. These phases

represent portions of the moment-angle curve that are relatively linear. Coefficients of determination ( $r^2$ ) were calculated for these phases to evaluate the linearity of the data [19]. Joint dynamic stiffness and the coefficient of determination were measured for each stride, and the average across all measured strides in each condition was used for analysis. Coefficients of determination with average values greater than 0.80 were interpreted as indicating that the phases of the moment-angle relationship had a linear behavior [19]. Furthermore,  $COM_{T_{SYS}}$ -ankle angle was extracted at the onset and end of the ankle absorption phase and  $COM_{T_{SYS}}$ -knee angle was extracted at the onset and end of the knee absorption phase. Both  $COM_{T_{SYS}}$ -ankle and  $COM_{T_{SYS}}$ -knee angles were also extracted at toe-off.

*Insert Figure 2 around here*

#### *2.4. Statistical analysis*

Paired t-tests were conducted to test if ankle, knee and hip dynamic stiffness changed between unloaded and loaded conditions. Analysis of covariance (ANCOVA) was conducted to investigate if the changes in dynamic stiffness between conditions were different among joints. For this analysis, the dynamic stiffness of unloaded walking was considered as covariate and the dynamic stiffness of the loaded walking was considered as dependent variable. *Post hoc* tests were performed to identify pairwise differences when a statistically significant effect was identified by the ANCOVA.

Paired t-tests were performed to test if the  $COM_{T_{SYS}}$ -ankle angle changed between walking conditions at the onset and end of ankle absorption phase. Paired t-tests were also performed to test if the  $COM_{T_{SYS}}$ -knee angle changed between

walking conditions at the onset and at the end of the knee absorption phase. Moreover, paired t-tests were performed to test if the  $COM_{\text{TSYS-ankle}}$  and  $COM_{\text{TSYS-knee}}$  angles changed between walking conditions at the toe-off. The significance level for all analysis was set at 0.05.

### 3. Results

The mean and standard deviation of dynamic joint stiffness and coefficient of determination ( $r^2$ ) are presented in Table 1. All the analyzed phases had moment-angle relationship close to linear (i.e.  $r^2 > 0.80$ ). Ankle dynamic stiffness was greater ( $t(12) = -4.09, p = 0.002$ ) in loaded compared to unloaded condition as was the knee stiffness ( $t(12) = -6.56, p < 0.001$ ). Hip stiffness was not different between conditions ( $t(12) = -1.01, p = 0.33$ ).

*Insert the Table 1 around here*

ANCOVA showed main effect of joint on the change of dynamic stiffness ( $F(2, 35) = 21,62, p < 0.001$ ). *Post hoc* tests showed that the change in dynamic stiffness was not different between ankle and knee ( $p = 0.92$ ). However, the changes in ankle and knee dynamic stiffness were found to be greater than the change in hip stiffness ( $p < 0.001$  for both comparisons).

The means and standard deviations of  $COM_{\text{TSYS-ankle}}$  and  $COM_{\text{TSYS-knee}}$  are presented in Table 2. The  $COM_{\text{TSYS-ankle}}$  was not different between conditions at the onset of ankle absorption phase ( $t(12) = -2.09, p = 0.06$ ) and at toe-off ( $t(12) = 0.78, p = 0.45$ ), but there was a marginal difference at the end of this phase ( $t(12) = 2.18, p = 0.05$ ). The  $COM_{\text{TSYS-knee}}$  was also not different between conditions at the onset of

knee absorption phase ( $t(12) = -0.27, p = 0.79$ ) and at toe-off ( $t(12) = 1.19, p = 0.26$ ). This angle was greater during loaded compared to unloaded condition at the end of knee absorption phase ( $t(12) = -2.65, p = 0.02$ ).

*Insert the Table 2 around here*

#### **4. Discussion**

This study demonstrated that, during their individual power absorption phases of walking, the ankle and knee dynamic stiffness had a similar increase when the subjects were carrying load equivalent to 30% of body mass. In contrast, hip dynamic stiffness did not change between unloaded and loaded conditions. Moreover, this study showed that the relationship of the  $COM_{TSYS}$  to ankle and knee did not differ between unloaded and loaded conditions at the onset of joint absorption phases and at toe-off. These angles increased just in the end of the joint absorption phases.

During walking, there are two potential ways to counteract the increased external moment around the joints due to load: (1) by increasing joint stiffness by means of isometric or eccentric contraction [20], and (2) by changing the position of the joints relative to ground reaction force thereby decreasing the length of the moment arm (e.g. landing with the knee in a more extended position). The findings of this study and the previous ones [4,5] support the first method (1) for controlling the increased moment due to load. That muscle-mediated stiffness is an important control parameter in load carriage, supports the conjecture that stiffness modulation is critical in controlling movement [21]. The second method (2) of changing individual joint kinematics to reduce moment arms might not be used since such a strategy would change the optimal displacement of the COM making the gait metabolically

more costly [22,23]. This may not be the case in individuals with weakness or pain who, because they do not have the capability to increase stiffness through muscle forces, use a strategy that decreases the moment arms [24]. Future studies should investigate the strategies used to cope with extra-large loads in which muscle force production to modulate stiffness may reach a limit.

In addition to the claim that increased dynamic stiffness can help counteract the greater tendency to collapse the joints during load carriage, there may be other benefits. Mechanical energy absorption at the ankle is not restricted to the loading phase of walking; it ends just before the heel rise. As the body mass (plus load) goes forward relative to the ankle, contraction of the gastrocnemius and soleus allow for energy absorption that can be released in a spring-like manner to contribute to push-off [25]. The linear scaling of muscle-mediated stiffness to the amount of load would maximize the energy that can be transferred between the body and the ankle [5]. The findings of increased ankle and knee dynamic stiffness during phases of joint power absorption may contribute to the design of devices to assist soldiers carrying variable loads. These devices should provide support mainly at the knee and ankle to assist the body to counteract the greater external moment. Helping the body to prevent leg collapse may reduce the metabolic cost associated with load carriage. Furthermore, these devices could mimic the ankle and store energy about this joint to be released later in order to contribute to the greater demand of push-off during load carriage.

In contrast to the increase of ankle and knee dynamic stiffness, hip dynamic stiffness did not change during load carriage. The absorption phase for the hip occurs as it is extending in preparation for the swing phase. During this phase, the load has already started to be transferred to the contralateral limb, and thus, the hip is less subject to increased torques due to changes in load. Furthermore, during load

carriage, hip extension has been shown to increase in order to maintain stride length in response to decreased pelvic rotation [4,26]. Pelvic rotation decreases as the trunk and pelvis stiffen to resist the large transverse plane moments from the backpack load [26]. Therefore, the lack of an observed increase in hip stiffness in this study may also allow sufficient hip extension to maintain stride length while maintaining a constant cadence between unloaded and loaded conditions.

$COM_{TSYS-ankle}$  and  $COM_{TSYS-knee}$  angles at toe-off remained constant between unloaded and loaded conditions, in agreement with a previous study [6]. Push-off is a critical period in the walking cycle, since it is the phase in which the impulse produced by the ankle maintains the velocity of the  $COM_{TSYS}$  trajectory [27]. The invariance between conditions might indicate a strategy that maintains critical variables constant among different locomotor conditions [6,28]. The  $COM_{TSYS-joint}$  angles were also kept constant at the onset of the power absorption phases of ankle and knee. However, these angles increased at the end of the power absorption phases. The increase in these angles indicated a greater moment arm of the line of gravity of  $COM_{TSYS}$  in relation to the ankle and knee. This indicates that these joints should actively counteract this greater moment probably by means of muscle contraction. We propose that,  $COM_{TSYS-joint}$  angles can vary in phases of walking that do not compromise walking efficiency. Future studies should investigate the critical phases in which  $COM_{TSYS-joint}$  angles should be kept constant.

This study investigated walking with 30% of the body mass at 1.25m/s and found changes in joint dynamic stiffness at the knee and ankle but not the hip. However, changes in joint dynamic stiffness may be different when carrying heavier loads and when walking at different speeds. For example, some joint muscle mediated stiffness is likely to reach a limit under extreme load/speed conditions,

requiring a change in walking pattern. Future studies should investigate how joint dynamic stiffness changes across a wide continuum of loads and speeds.

This study revealed that the changes in dynamic stiffness due to load carriage were dissimilar among lower extremity joints. While the ankle and knee demonstrated an increase in dynamic stiffness during their power absorption phases of walking, the hip did not. We suggest that the occurrence of some injuries during prolonged walking with load may be associated with the increase in eccentric/isometric muscular activity, a known injury cause [29,30] but a necessity for increasing ankle and knee dynamic stiffness under load. Therefore, this study furthers the understanding of how the human body adapts to the increase in load carriage during walking.

## References

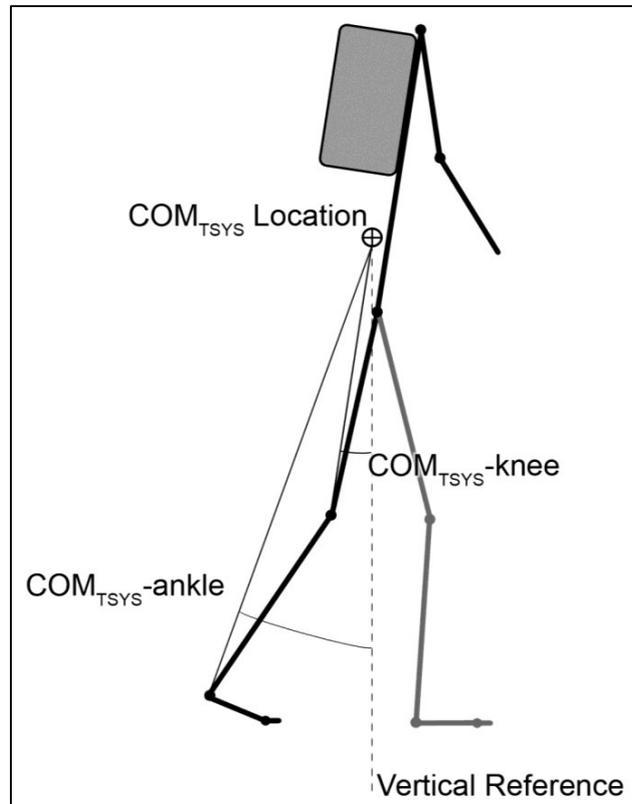
- [1] Knapik J, Harman E, Reynolds K. Load carriage using packs: a review of physiological, biomechanical and medical aspects. *Appl Ergon* 1996;27:207–16.
- [2] Holt KG, Obusek JP, Fonseca ST. Constraints on disordered locomotion A dynamical systems perspective on spastic cerebral palsy. *Hum Mov Sci* 1996;15:177–202.
- [3] Holt KG, Fonseca ST, Lafiandra ME. The dynamics of gait in children with spastic hemiplegic cerebral palsy: Theoretical and clinical implications. *Hum Mov Sci* 2000;19:375–405.
- [4] Holt KG, Wagenaar RC, LaFiandra ME, Kubo M, Obusek JP. Increased musculoskeletal stiffness during load carriage at increasing walking speeds maintains constant vertical excursion of the body center of mass. *J Biomech*

- 2003;36:465–71.
- [5] Caron RR, Lewis CL, Saltzman E, Wagenaar RC, Holt KG. Musculoskeletal stiffness changes linearly in response to increasing load during walking gait. *J Biomech*. 2015;48:1165-71.
  - [6] Caron RR, Wagenaar RC, Lewis CL, Saltzman E, Holt KG. Center of mass trajectory and orientation to ankle and knee in sagittal plane is maintained with forward lean when backpack load changes during treadmill walking. *J Biomech* 2013;46:70–6.
  - [7] Ding Y, Galiana I, Asbeck A, De Rossi S, Bae J, Santos T, et al. Biomechanical and Physiological Evaluation of Multi-joint Assistance with Soft Exosuits. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2016;4320:1–1.
  - [8] Panizzolo FA, Galiana I, Asbeck AT, Siviyy C, Schmidt K, Holt KG, et al. A biologically-inspired multi-joint soft exosuit that can reduce the energy cost of loaded walking. *J Neuroeng Rehabil* 2016;13:43.
  - [9] Asbeck AT, De Rossi SMM, Holt KG, Walsh CJ. A biologically inspired soft exosuit for walking assistance. *Int J Rob Res* 2015;34:744–62.
  - [10] Birrell S A, Hooper RH, Haslam R A. The effect of military load carriage on ground reaction forces. *Gait Posture* 2007;26:611–4.
  - [11] Perry J. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. SLACK Incorporated; 1992.
  - [12] Kerrigan DC, Todd MK, Della Croce U. Gender differences in joint biomechanics during walking: normative study in young adults. *Am J Phys Med Rehabil* 1998;77:2–7.
  - [13] Whittington B, Silder A, Heiderscheit B, Thelen DG. The contribution of passive-elastic mechanisms to lower extremity joint kinetics during human

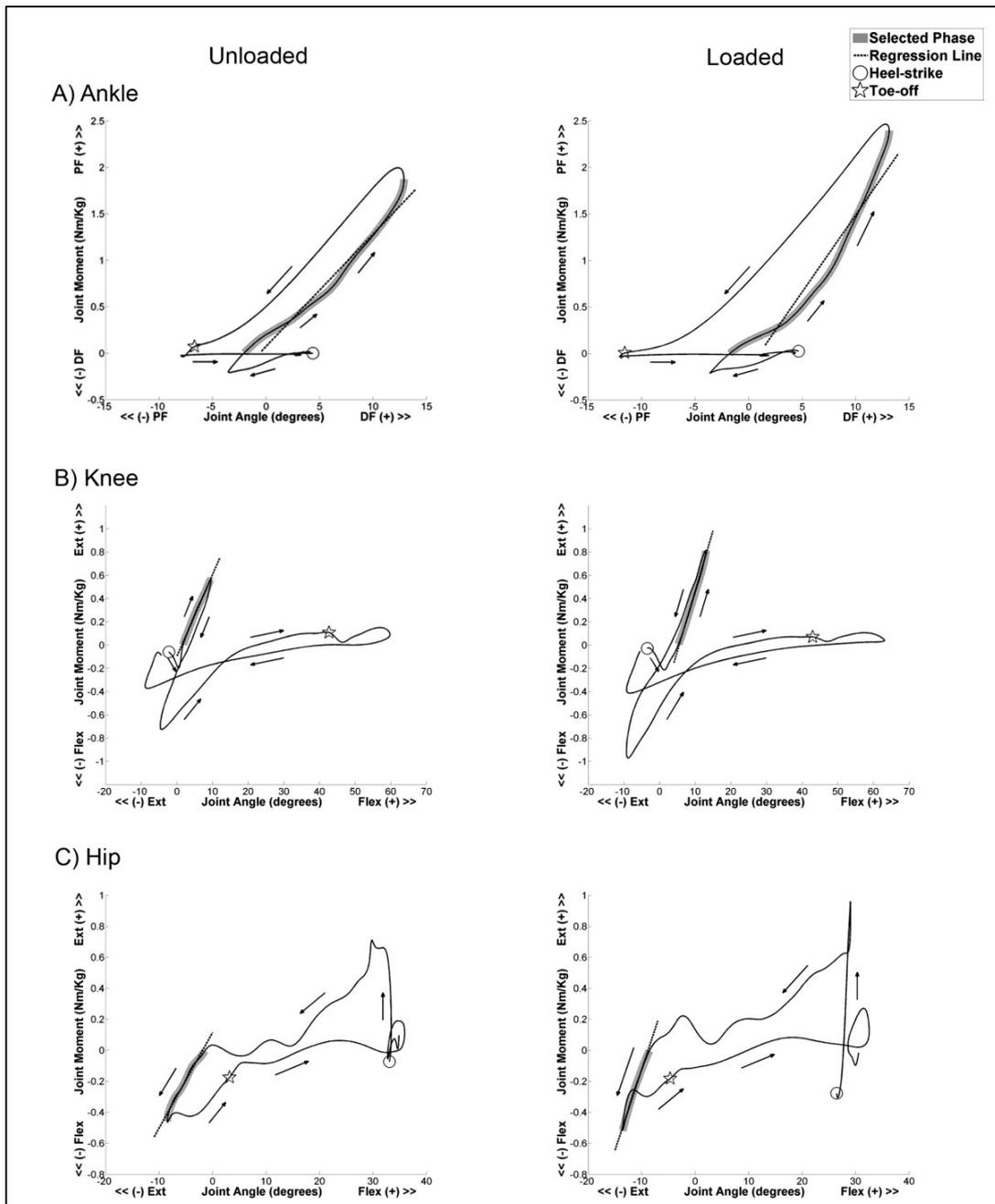
- walking. *Gait Posture* 2008;27:628–34.
- [14] Frigo C, Crenna P, Jensen LM. Moment-angle relationship at lower limb joints during human walking at different velocities. *J Electromyogr Kinesiol* 1996;6:177–90.
- [15] Hanavan EP. A Mathematical Model of the Human Body. AMRL-TR-64-102. AMRL TR 1964:1–149.
- [16] Davis R, DeLuca P. Gait characterization via dynamic joint stiffness. *Gait Posture* 1996;4:224–31.
- [17] Latash ML, Zatsiorsky M. Joint stiffness: Myth or reality? *Hum Mov Sci* 1993;12:653–92.
- [18] Tateuchi H, Tsukagoshi R, Fukumoto Y, Oda S, Ichihashi N. Dynamic hip joint stiffness in individuals with total hip arthroplasty: relationships between hip impairments and dynamics of the other joints. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2011;26:598–604.
- [19] Gabriel RC, Abrantes J, Granata K, Bulas-Cruz J, Melo-Pinto P, Filipe V. Dynamic joint stiffness of the ankle during walking: Gender-related differences. *Phys Ther Sport* 2008;9:16–24.
- [20] Silva PL, Fonseca ST, Ocarino JM, Gonçalves GP, Mancini MC. Contributions of cocontraction and eccentric activity to stiffness regulation. *J Mot Behav* 2009;41:207–18.
- [21] Hogan N, Sternad D. Dynamic primitives of motor behavior. *Biol Cybern* 2012:1–13.
- [22] Saunders JB, Inman VT, Eberhart HD. The major determinants in normal and pathological gait. *J Bone Joint Surg Am* 1953;35-A:543–58.
- [23] Waters RL, Mulroy S. The energy expenditure of normal and pathologic gait.

- Gait Posture 1999;9:207–31.
- [24] Krautwurst BK, Wolf SI, Heitzmann DWW, Gantz S, Braatz F, Dreher T. The influence of hip abductor weakness on frontal plane motion of the trunk and pelvis in patients with cerebral palsy. *Res Dev Disabil* 2013;34:1198–203.
- [25] Salsich GB, Mueller MJ. Effect of plantar flexor muscle stiffness on selected gait characteristics. *Gait Posture* 2000;11:207–16.
- [26] LaFiandra M, Wagenaar R., Holt K., Obusek J. How do load carriage and walking speed influence trunk coordination and stride parameters? *J Biomech* 2003;36:87–95.
- [27] Kuo AD. Energetics of Actively Powered Locomotion Using the Simplest Walking Model. *J Biomech Eng* 2001;124:113.
- [28] Lacquaniti F, Ivanenko YP, Zago M. Patterned control of human locomotion 2012;10:2189–99.
- [29] Cheung K, Hume P, Maxwell L. Delayed Onset Muscle Soreness. *Sport Med* 2003;33:145–64.
- [30] Proske U, Morgan DL. Muscle damage from eccentric exercise: Mechanism, mechanical signs, adaptation and clinical applications. *J Physiol* 2001;537:333–45.

## Figures



**Figure 1.** Angle between the vertical and a vector from the center of mass of total system (subject plus backpack -  $COM_{TSYS}$ ) to ankle ( $COM$ -ankle) and knee ( $COM$ -knee) in the sagittal plane.



**Figure 2.** Exemplar plots of internal moment *versus* joint angle of one stride of one subject during unloaded and loaded conditions. The phases selected to calculate the stiffness are highlighted in grey and correspond to power absorption portions for each joint. The joint stiffness was calculated as the slope of the linear regression line at each selected phase. The stiffness of ankle (A) was calculated in the interval that the ankle is generating plantar flexion moment and moving towards dorsiflexion. The stiffness of knee (B) was calculated in the period that the knee is generating extensor moment and moving towards flexion. The stiffness of hip (C) was calculated in the interval that the hip is generating flexor moment and moving towards extension.

PF = plantar flexion, DF = dorsiflexion, Ext = extension, Flex = flexion.

## Tables

**Table 1.** Descriptive dynamic joint stiffness ( $^{\circ}/Nm \cdot Kg^{-1}$ ) and coefficient of determination ( $r^2$ )

Joint	Walking condition				Change in dynamic stiffness
	Unloaded		Loaded		
	Dynamic joint stiffness	$r^2$	Dynamic joint stiffness	$r^2$	
Ankle	0.118 (0.021)	0.90 (0.05)	0.139 (0.023)	0.87 (0.06)	0.021 (0.018)
Knee	0.085 (0.018)	0.99 (0.01)	0.118 (0.023)	0.98 (0.01)	0.033 (0.018)
Hip	0.067 (0.041)	0.87 (0.07)	0.060 (0.030)	0.84 (0.14)	-0.008 (0.027)

**Legend:** Values are given as means (standard deviation)

**Table 2.** Angle ( $^{\circ}$ ) between the vertical and a vector from the center of mass to ankle ( $COM_{T_{SYS}}-ankle$ ) and knee ( $COM_{T_{SYS}}-knee$ ).

	Walking condition	
	Unloaded	Loaded
$COM_{T_{SYS}}-ankle$		
Ankle absorption phase		
Onset	11.634 (1.759)	12.539 (1.266)
End	-18.670 (1.838)	-19.655 (1.734)
Toe-off	-23.395 (1.852)	-23.743 (1.551)
$COM_{T_{SYS}}-knee$		
Knee absorption phase		
Onset	19.852 (1.670)	19.946 (1.734)
End	16.988 (2.415)	18.037 (1.688)
Toe-off	-1.019 (4.381)	-1.914 (2.916)

**Legend:** Values are given as means (standard deviation). The positive signs of  $COM_{T_{SYS}}-ankle$  and  $COM_{T_{SYS}}-knee$  corresponded to positions that the ankle or knee joints are anterior to the  $COM_{T_{SYS}}$ .

## 6 ARTIGO 2

**Title:** Dynamic stiffness of lower limbs joints and center of mass orientation to ankle and knee in sagittal plane during walking: changes between self-selected and fast speeds

Thiago R. T. Santos<sup>a,\*</sup>, Vanessa L. Araújo<sup>a</sup>, Anne Khuu<sup>b</sup>, Sangjun Lee<sup>c,d</sup>, Cara L. Lewis<sup>b</sup>, Kenneth G. Holt<sup>b,d</sup>, Sergio T. Fonseca<sup>a</sup>.

<sup>a</sup> Department of Physical Therapy, School of Physical Education, Physical Therapy and Occupational Therapy, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, MG, Brazil

<sup>b</sup> Department of Physical Therapy and Athletic Training, College of Health and Rehabilitation Sciences: Sargent College, Boston University, Boston, MA, USA

<sup>c</sup> John A. Paulson School of Engineering and Applied Sciences, Harvard University, Cambridge, MA, USA

<sup>d</sup> The Wyss Institute for Biologically Inspired Engineering, Cambridge, MA, USA

\*Author to whom written correspondence should be mailed:

Universidade Federal de Minas Gerais, Department of Physical Therapy, Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 Campus Pampulha, CEP 31270-901, Belo Horizonte, MG, Brazil

First author contact info:

Phone: +55 31 3409 4783, Fax: +55 31 3409 4781, Email: trtsantos@gmail.com

**HIGHLIGHTS:**

- Lower limb joints changed their stiffness differently following speed increase.
- Ankle stiffness changes depended on the pattern of motion adopted.
- Knee and hip increased their dynamic stiffness following speed increase.
- Knee had the greatest increase in stiffness among lower limb joints.
- Center of mass orientation to ankle and knee changed with increase in speed.

## ABSTRACT

This study tested for differences in dynamic stiffness among lower limb joints during their power absorption phases and investigated the orientation of center of mass (COM) in relation to the ankle and knee during these phases and at toe-off in response to increase in walking speed. Thirty-five subjects were evaluated in two randomized walking conditions: self-selected speed and 25% greater than the self-selected speed. Dynamic stiffness of ankle, knee and hip were calculated as the linear slope of the regression line of the moment-angle curve during their major power absorption phase. Different patterns of ankle curves were observed and the subjects were categorized according to the pattern adopted between walking conditions. The angle between the vertical and a vector from COM to ankle (COM-ankle) and knee (COM-knee) were also calculated. The sex of the participant was considered during the analysis. The change of ankle stiffness following speed increase was depended on the pattern of motion. Knee presented the greatest increase in stiffness among the joints. Hip also increased its stiffness. The sex of the participant influenced only the ankle stiffness, in which men presented greater stiffness than women. COM-ankle and COM-knee angles increased in the faster speed in most of analyzed events. These findings demonstrated that the lower limb joints changed their dynamic stiffness differently. The adjustments of stiffness may contribute to prevent the higher tendency to collapse the lower limb and the greater demand of push-off at fast walking. The increase in COM-knee and COM-ankle angles may be related to characteristics of the greater demand generated by the task.

**Keywords:** human walking, locomotion, torsional stiffness, quasi-stiffness, center of mass, biomechanics

## 1. Introduction

The pattern of motion adopted during walking allows the body to move forward with minimal metabolic cost (Waters & Mulroy, 1999). The vertical displacement of the center of mass (COM) during the gait cycle enables the exchange between potential and kinetic energy and thus, helps to conserve mechanical energy (Saunders, Inman, & Eberhart, 1953; Waters & Mulroy, 1999). Changes in the optimal displacement of COM are related to an increase in metabolic cost (Gordon, Ferris, & Kuo, 2009; Ortega & Farley, 2005). Even with the presence of mechanisms to conserve energy, the gait is a dissipative task and requires energy production, mainly through muscle contraction, to push the body forward (Waters & Mulroy, 1999). Adequate levels of dynamic stiffness of lower limb joints may guarantee proper exchange of mechanical energy and contribute to avoid increased displacement of COM during walking.

Changes in dynamic joint stiffness can reveal the strategies adopted to conserve energy during gait. This property is related to the resistance offered by the joint to its angular displacement and it is usually measured as the slope of relative linear portions of the joint moment *versus* joint angle curve (Butler, Crowell, & Davis, 2003). The overall pattern of this curve is specific to the joint analyzed. This specificity may be related to the joint function during walking, which can be understood by the joint power plots. During the loading phase, there is a tendency of the lower limb joints to collapse and, thus, to increase the displacement of COM (Perry, 1992). Adequate levels of dynamic stiffness, mainly around the knee and ankle, could prevent this collapse. In addition, the energy absorbed around the knee will be later used to extend this joint at midstance and the energy absorbed around the ankle will be released when the heel rise to contribute to push-off (Sadeghi et al., 2002; Salsich & Mueller, 2000). The largest power absorption at the hip starts as this joint extends during late stance. The energy stored around the hip is released during the initial swing phase and helps to pull the leg forward (Whittington, Silder, Heiderscheit, & Thelen, 2008).

In addition to help energy conservation during walking, adequate levels of dynamic stiffness can also maintain the proper orientation between the line of gravity of the COM and the ankle and knee axes of rotation in the sagittal plane. A previous study showed that this orientation remains constant with the increase in load during

some critical events of walking such as toe-off (Caron, Wagenaar, Lewis, Saltzman, & Holt, 2013). This constant orientation prevents an increase in the moment arm between the line of gravity of COM and ankle and knee axes. Therefore, adjustments of dynamic stiffness may prevent changes in the alignment of COM to the lower limb joints, minimizing any increase of the moments about these joints, during more demanding walking conditions.

The increase in walking speed results in greater metabolic cost mainly due to the increment of muscle work to accelerate the COM (Neptune et al., 2008; Waters & Mulroy, 1999). Increases in ground reaction forces (GRF) with speed, should, in principle, be accompanied by increases in stiffness to maintain the COM trajectory, conserve mechanical energy, and prevent collapse. Some studies investigated the regulation of lower limb dynamic joint stiffness in different speeds (Bayram, Chien, & Davis, 2014; Frigo, Crenna, & Jensen, 1996; Zeni & Higginson, 2009). However, it is not known if there is a difference in the change of dynamic stiffness among the joints, mainly at their power absorption phases. One study reported a change on the shape of moment-angle curve for the ankle due to increases in walking speed (Hansen, Childress, Miff, Gard, & Mesplay, 2004). The part of the curve corresponding to ankle absorption phase became non-linear as walking speed increased (Hansen et al., 2004). Changes in the shape of the joint moment-angle curve reflect adjustments of dynamic stiffness. Furthermore, adjustments of dynamic joint stiffness may be different between men and women. A previous study showed that women had lower ankle stiffness than men during walking near toe-off (Gabriel et al., 2008). Other studies had already shown that the joint stiffness could also be influenced by sex (Araújo et al., 2013; Park, Wilson, & Zhang, 2008). Thus, adjustments of dynamic stiffness in response to increase of walking speed may be different among lower limb joints and influenced by the sex.

The aim of this study was to test for differences in dynamic stiffness among lower limb joints during their power absorption phases in response to increase in walking speed in men and women. The hypothesis is that the dynamic stiffness will increase more at the ankle and knee joints than at the hip, since the first two joints are responsible to prevent buckling of lower limb. For this analysis, the sex of the participant was considered in order to check its influence on the adjustments of dynamic stiffness. A second aim was to investigate the orientation of COM in relation to the ankle and knee during their power absorption phases, and to examine the

orientation of the COM to both joints at toe-off in response to increase in walking speed. We hypothesized that this orientation will remain constant in these phases, as has been previously demonstrated during load carriage (Caron et al., 2013).

## **2. Materials and methods**

### *2.1. Participants*

Thirty-five subjects (21 females and 14 males, age =  $23.3 \pm 4.6$  years, height =  $1.69 \pm 0.09$  m, and mass =  $63.4 \pm 10.9$  kg) participated in this study. The inclusion criteria were age between 18 and 40 years old, no current or recent lower extremity or back musculoskeletal pain or injuries lasting longer than one week, no history of lower extremity or back surgery, and no current use of foot orthoses. The exclusion criteria were any visible gait abnormalities (e.g. limping) and inability to perform any of the conditions of the study. The university's Institutional Review Boards approved this study and all the participants provided written informed consent prior to participation.

### *2.2. Procedures*

The subjects were evaluated in two walking conditions: self-selected speed and 25% greater than the self-selected speed (hereafter fast speed). The order of these conditions was randomized. The speed in the self-selected walking condition was set as the average of ten trials in which the subjects walked around the laboratory (approximately 15 m walkway), measured using an electronic carpet (GAITRite Inc., Clifton, New Jersey, USA) positioned in the walkway. Reflective markers were attached to bony landmarks to evaluate the kinematics of the foot, shank, thigh, pelvis, trunk and head (Fig. 1). Subjects then were asked to step on a split-belt instrumented treadmill (Bertec Corporation, Columbus, OH, USA). Following a standing calibration trial, the subject walked during 2 min at self-selected speed for familiarization. Afterwards, the subject walked in each condition for 80 seconds. Data were recorded using a Vicon three-dimensional analysis system (Oxford Metrics, Oxford, UK). The sample rate of the cameras and force plates were set at 100 Hz and 1000 Hz, respectively.

*Insert Figure 1 around here*

### 2.3. Data reduction

Kinematic and kinetic data were analyzed using Visual 3D (C-Motion Inc., Rockville, MD, USA). Raw kinematic and ground reaction force data were filtered using a low-pass fourth order Butterworth filter with a cut-off frequency of 6 Hz and 10 Hz, respectively. The subject body mass was calculated based on the force plate data. The mass of head, pelvis and lower limb segments were estimated based on the relationship between segment and body mass defined by Dempster (1955). The mass of upper limb segments was lumped with trunk mass since the upper limbs were not tracked during data collection (Anderson & Pandy, 2001; Neptune, Kautz, & Zajac, 2001; Umberger, 2008).

Joint angles of ankle, knee and hip were calculated using the following Cardan rotation sequence: flexion/extension, adduction/abduction, longitudinal rotation. Joint internal moments of ankle, knee and hip were calculated using inverse dynamics and normalized to each participant's body mass. The angle between the vertical and a vector from COM to ankle (COM-ankle) and knee (COM-knee) in the sagittal plane were calculated (Caron et al., 2013) (Fig. 2). The positive signs of those angles corresponded to positions that the ankle and knee joints were anterior to the COM. On the other hand, negative signs indicated that ankle and knee were posterior to the COM. Heel contact and toe-off were determined using the vertical ground reaction force.

*Insert Figure 2 around here*

Dynamic stiffness of ankle, knee and hip were calculated using a custom MATLAB routine (Mathworks, Natick, MA, USA). Joint angles and internal moments from the right lower limb in the sagittal plane were used to calculate dynamic stiffness. Joint dynamic stiffness was calculated as the linear slope of the regression line of the joint internal moment *versus* joint angle curve (hereafter moment-angle curve), during the major power absorption phase for each joint in the sagittal plane (Davis & DeLuca, 1996). In this approach, stiffness measurement is mediated by passive soft tissue strain and active muscle contraction, and thus, it is also named as 'quasi-stiffness' (Latash & Zatsiorsky, 1993).

Ankle stiffness was extracted from the start of the plantar flexion moment until the peak of dorsiflexion angle during the stance phase of walking (Fig. 3). Two

different patterns of ankle moment-angle curves were observed among strides: steep slope (Fig. 3A) and gradual slope (Fig. 3B). In order to consider these patterns on the analysis, a custom MATLAB routine classified each stride as one of these two patterns. Strides in which the distance between the maximum dorsiflexion angle and the maximum plantar flexion moment was less than 5% of the gait cycle were classified as steep slope. If this distance was greater than 5% of the gait cycle, the strides were classified as gradual slope. Afterwards, the number of strides classified as steep and gradual slope was quantified according to the walking condition (self-selected and fast speeds) of each subject. The walking condition trial was labeled as steep or gradual slope depending on the most prevalent type of slope found for the trial. For the analysis, the subjects were categorized according to the following patterns between walking conditions: steep slope on both conditions (Pattern 1), gradual slope on both conditions (Pattern 2) or steep slope at self-selected speed and gradual slope on fast speed (Pattern 3).

*Insert Figure 3 around here*

In contrast to the ankle, there was only one strategy for the knee and hip joints in both speeds. Knee stiffness was calculated from the start of the extensor moment until the first peak of knee flexion angle during stance phase of walking (Fig. 4A). Hip stiffness was calculated from the start of the flexor moment until the peak of hip extension angle during stance phase of walking (Fig. 4B) (Tateuchi, Tsukagoshi, Fukumoto, Oda, & Ichihashi, 2011).

*Insert Figure 4 around here*

The phases chosen for each joint represented portions of the moment-angle curve that were relatively linear. The coefficient of determination ( $r^2$ ) was calculated for these phases to evaluate the linearity of the data (Gabriel et al., 2008). Dynamic stiffness and the coefficient of determination were measured for each stride, and the average across all measured strides in each condition was used for analysis. Average values of coefficient of determination greater than 0.80 were considered as phases with moment-angle relationship very close to a linear behavior (Gabriel et al., 2008). Furthermore, COM-ankle angle was extracted at the onset and end of the

ankle absorption phase and COM-knee angle was extracted at the onset and end of the knee absorption phase. Both COM-ankle and COM-knee angles were also extracted at toe-off.

#### *2.4. Statistical analysis*

Mixed design analysis of variance (ANOVA) was performed to investigate the effect of walking condition (self-selected and fast speeds) on dynamic stiffness of each joint considering the sex of the participants and the ankle patterns (just for ankle stiffness). Analysis of covariance (ANCOVA) was conducted to investigate if the changes in dynamic stiffness between conditions were different among joints considering the sex of the participants and the ankle patterns. For this analysis, the self-selected speed data was considered as covariate and fast speed data considered as dependent variable. *Post hoc* tests were performed to identify pairwise differences when a statistically significant effect was identified by the ANOVA and ANCOVA.

Mixed design ANOVA was performed to investigate if the COM-ankle angle changed between walking conditions at the onset and end of ankle absorption phase considering the ankle patterns. *Post hoc* tests were performed to identify pairwise differences when a statistically significant effect was identified by the ANOVA. Paired t-tests were performed to test if the COM-knee angle changed between walking conditions at the onset and end of the knee absorption phase. Paired t-tests were also performed to test if the COM-ankle and COM-knee angles changed between walking conditions at the toe-off. The alpha level for all analysis was set at 0.05.

### **3. Results**

Subjects walked at 1.19 (0.15) m/s in self-selected speed and at 1.48 (0.19) m/s in fast speed.

#### *3.1. Dynamic joint stiffness*

The means and standard deviations of dynamic joint stiffness and coefficient of determination ( $r^2$ ) are presented in Table 1. Most of the analyzed phases had moment-angle relationship close to linear (i.e.  $r^2 > 0.80$ ). Only the hip phase during fast speed had the mean of coefficient of determination lower than 0.80 (i.e.  $r^2 = 0.77$ ). Mixed design ANOVA showed significant main effect of the sex of participant

on ankle stiffness ( $p = 0.01$ ). Ankle stiffness was greater in men than women. There was no main effect of walking condition ( $p = 0.31$ ) and ankle pattern ( $p = 0.46$ ) on ankle stiffness. There was a significant interaction effect between walking condition and ankle pattern on ankle stiffness ( $p < 0.001$ ). *Post hoc* tests showed that subjects who adopted pattern 1 (steep slope on both conditions) increased the stiffness in the fast speed compared to the self-selected speed ( $p = 0.001$ ). On the other hand, subjects who adopted pattern 3 (steep slope at self-selected speed and gradual slope on fast speed) reduced stiffness in the fast speed compared to the self-selected speed ( $p = 0.03$ ). Finally, subjects who adopted pattern 2 (gradual slope on both conditions) did not change dynamic stiffness between the fast speed and the self-selected speed ( $p = 0.11$ ). There was no interaction effect between condition and sex ( $p = 0.66$ ); pattern and sex ( $p = 0.84$ ) and among condition, pattern and sex ( $p = 0.44$ ).

*Insert Table 1 around here*

Mixed design ANOVA showed significant main effect of walking condition on knee stiffness ( $p < 0.001$ ). Knee stiffness was greater at the fast speed than the self-selected speed. There was no main effect of sex ( $p = 0.58$ ) and no interaction effect between condition and sex ( $p = 0.28$ ). Mixed design ANOVA also showed significant main effect of walking condition on hip stiffness ( $p = 0.03$ ). Hip stiffness was greater at the fast speed than the self-selected speed. There was no main effect of sex ( $p = 0.85$ ) and no interaction effect between condition and sex ( $p = 0.88$ ).

### 3.1.1. Change in dynamic stiffness among joints

For the analysis of the change in dynamic stiffness among joints, only subjects who adopted ankle pattern 1 and 3 were considered since the ones who adopted pattern 2 did not change stiffness between walking conditions as showed in the previous section. ANCOVA showed significant main effect of the joint on the change of dynamic stiffness ( $p < 0.001$ ). *Post hoc* tests showed that the knee joint had greater increase in dynamic stiffness compared to the ankle ( $p < 0.001$ ) and hip ( $p < 0.001$ ) joints. In addition, there was no difference in the change of joint stiffness between hip and ankle ( $p = 0.26$ ). There was significant main effect of the ankle pattern on the change of stiffness ( $p = 0.001$ ). Subjects who adopted ankle pattern 1

had greater joint stiffness than those who adopted ankle pattern 3. There was no main effect of sex on the change in stiffness ( $p = 0.70$ ). There was significant interaction effect between joint and ankle pattern ( $p = 0.004$ ). *Post hoc* tests showed that subjects who adopted pattern 1 had greater ankle stiffness than those that adopted pattern 3 ( $p < 0.001$ ). Subjects who adopted pattern 1 and 3 did not showed difference in knee stiffness ( $p = 0.36$ ) and hip stiffness ( $p = 0.22$ ). There were no interaction effects between joint and sex ( $p = 0.76$ ); between sex and pattern ( $p = 0.12$ ) and among joint, sex and pattern ( $p = 0.33$ ).

### 3.2. COM-ankle and COM-knee angles

The mean and standard deviation of COM-ankle and COM-knee angles are presented in Table 2. Statistical results are presented below.

*Insert Table 2 around here*

#### 3.2.1. Ankle absorption phase

At the onset of ankle phase, mixed design ANOVA showed significant main effect of walking condition on COM-ankle angle ( $p < 0.001$ ). COM-ankle angle was greater at the fast speed than at the self-selected speed. There was no main effect of ankle pattern ( $p = 0.97$ ) and no interaction effect between condition and pattern ( $p = 0.85$ ) on COM-ankle angle.

At the end of ankle phase, mixed design ANOVA showed significant main effect of walking condition on COM-ankle angle ( $p = 0.001$ ). COM-ankle angle was reduced at the fast speed than at the self-selected speed. There was also a main effect of ankle pattern on COM-ankle angle ( $p < 0.001$ ). COM-ankle angle was greater in pattern 1 compared to pattern 2 ( $p < 0.001$ ) and pattern 3 ( $p < 0.001$ ). COM-ankle angle was also greater in pattern 3 compared to pattern 2 ( $p = 0.02$ ). There was interaction effect between walking condition and ankle pattern on COM-ankle angle ( $p = 0.001$ ). Pattern 1 had greater COM-ankle angle in the fast speed compared to the self-selected speed condition ( $p = 0.04$ ). Pattern 2 did not change the COM-ankle angle between the self-selected speed and the fast speed ( $p = 0.14$ ). Pattern 3 had a reduced COM-ankle angle in the fast-speed compared to the self-selected speed ( $p = 0.01$ ).

### 3.2.2. Knee absorption phase

At the onset of knee phase, paired t-test showed that COM-knee angle was greater at the fast speed than at the self-selected speed ( $p < 0.001$ ). At the end of knee phase, paired t-test also showed that COM-knee angle was greater at the fast speed than at the self-selected speed ( $p < 0.001$ ).

### 3.2.3. Toe-off

At toe-off, paired t-test showed that the COM-ankle angle was greater at the fast speed than at the self-selected speed ( $p < 0.001$ ). Paired t-test also showed that the COM-knee angle was greater at the fast speed than at the self-selected speed ( $p < 0.001$ ).

## 4. Discussion

The lower limb joints changed their dynamic stiffness differently in response to increase in walking speed. Ankle stiffness changes were depended on the pattern of motion adopted between walking conditions. Knee and hip increased their dynamic stiffness in response to increased walking speed. The observed increase of joint dynamic stiffness may allow the individual to deal with the tendency for joints to collapse due to increased joint moments during fast walking and to aid push-off. Protecting against the collapse of the lower limb during the loading phase seems to be an important determinant to the adjustment of joint stiffness, since the knee had the greatest increase in stiffness among lower limb joints. Furthermore, the angle formed between the line of gravity of the COM and the ankle and knee axes of rotation in the sagittal plane increased during fast speed in most of the analyzed events, what may be related to the demands of the task.

### 4.1. Dynamic joint stiffness

Stiffness around ankle changed differently according to the pattern of motion adopted by the subjects. The patterns of motion observed were characterized either by a steep or a gradual slope. These different slopes may indicate different strategies for mechanical energy absorptions (Crenna & Frigo, 2011). Subjects who adopted a steep slope pattern on both walking speeds (Pattern 1) increased ankle stiffness. The greater ankle stiffness could contribute to prevent the higher tendency of buckling produced by the faster speed. Furthermore, the greater ankle dynamic stiffness may

also contribute to push-off. During ankle absorption phase, as the body goes forward relative to the ankle, soft tissues around this joint are absorbing energy to be later released near to push-off. In contrast, those who changed from a steep slope pattern at self-selected speed to a gradual slope pattern at fast speed (Pattern 3) reduced ankle stiffness. They changed from a pattern of motion that had the potential to absorb more energy to a less capable one. Thus, these subjects had a reduction of the mechanical work absorbed at ankle. These subjects seemed to start plantar flexion earlier than those that adopted pattern 1 at the fast speed. Therefore, subjects that adopted pattern 3 might rely more on the contribution of concentric contraction of plantar flexors to deal with the higher demand to push-off at the fast speed. Lastly, subjects who adopted gradual slope pattern on both walking speeds (Pattern 2) did not change ankle stiffness. These subjects may have structural characteristics that could make disadvantageous to absorb work at the ankle on both walking speeds. For example, if the subjects had increased toe-out during walking, the foot alignment may not allow storing a greater amount of energy at ankle when the shank goes forward. Therefore, the reasoning that would occur an increase in ankle dynamic stiffness in fast speed may be applicable only to the subjects that adopted the pattern 1. Together with walking speed, other factors, such as contribution of concentric muscle contraction to push-off and alignment of the lower extremity, might have influenced the adjustment of ankle dynamic stiffness.

The comparison of the findings of ankle stiffness with previous studies is limited due to the methods used to define the analyzed portion of moment-angle curve. In addition, to our knowledge, this was the first study to categorize the change of ankle stiffness between walking speeds according to the change of shape of moment-angle curve. Frigo et al. (1996) compared the slope of the moment-angle curve during a phase similar to the one analyzed in the present study. They did not find difference between self-selected and fast speeds (Frigo et al., 1996), which is similar to the results for the subjects who adopted the pattern 2 in the present study. Considering also a phase of the moment-angle curve similar to the one analyzed, Safaeepour, Esteki, Ghomshe & Abu Osman (2014) found an increase in ankle stiffness at fast speed compared to self-selected speed. This result is similar to that of the subjects who adopted the pattern 1 in the present study. The equivocal results found by other studies may be related to the prevalence in the sample of one of the ankle patterns observed in the present study. Thus, the categorization of the subjects

according to the moment-angle curve used by the present study may enhance the understanding of the adjustments of ankle dynamic stiffness in response to increase in walking speed.

Ankle stiffness was greater in men than women independently of the walking speed. Women have less lower leg muscle mass (Abe, Kearns, & Fukunaga, 2003), lower capability to produce plantar flexor moment (Jan et al., 2005; Stoll, Huber, Seifert, Michel, & Stucki, 2000) and lower passive ankle stiffness than men (Riemann, DeMont, Ryu, & Lephart, 2001). These characteristics may explain the observed lower ankle dynamic stiffness in women. Contrary to our findings, Gabriel et al. (2008) did not find differences between sexes in ankle stiffness, during a phase similar to the one analyzed in the present study. Differences in the procedures between studies may account for the differences in results. Gabriel et al. (2008) analyzed overground gait using a bi-dimensional video motion analysis system, while the present study collected data on an instrumented treadmill using a three-dimensional system. It is important to highlight that the sex of the participant was a significant main effect just for ankle. However, the characteristics of women's soft tissue around knee and hip could also favor a lower dynamic stiffness in these joints, contrary to our findings. Future studies should investigate the reasons for that considering the contribution of passive and active components to dynamic stiffness and if the sex of the participant can influence the dynamic stiffness differently at high demand locomotion tasks, such as running.

The knee had greater dynamic stiffness at the fast speed compared to the self-selected speed. This result is similar to the findings of two other studies (Frigo et al., 1996; Zeni & Higginson, 2009). Fast speeds might create higher tendency to collapse the lower limb during the loading phase, since the subject is dealing with a higher knee moment. The knee is considered the main joint to prevent collapse of the lower limb just after heel strike (Sadeghi et al., 2002; Sawicki, Lewis, & Ferris, 2009). Furthermore, the results showed that the knee had the greatest stiffness change among lower limb joints. This finding corroborates the results of a previous study in which the knee joint had higher mechanical energy absorption than the ankle and hip joints, during walking at natural cadence and at a higher cadence (Teixeira-Salmela, Nadeau, Milot, Gravel, & Requião, 2008).

The hip demonstrated increased stiffness at the fast speed, when compared to the self-selected one. A previous study also showed greater hip stiffness with

increases in walking speed, but in different phases of the gait cycle (Frigo et al., 1996). The energy stored at hip just after the midstance is released after the toe-off to help to pull the leg forward into swing phase (Whittington et al., 2008). Neptune, Sasaki and Kautz (2008) showed that as passive hip stiffness decreased, the required iliopsoas work increased to help to pull the leg forward (Neptune et al., 2008). The increase in hip dynamic stiffness at the fast speed may favor a greater storage of energy, which would accelerate the leg forward faster than during the self-selected speed. In addition, this increase in hip stiffness may contribute to reduce or maintain the iliopsoas work at faster speeds and prevent an increase in metabolic cost. Furthermore, the change of hip stiffness between walking conditions was lower than the change of knee stiffness and not different from that of the ankle. The similarities of ankle and hip dynamic stiffness corroborate the results of a previous study (Teixeira-Salmela et al., 2008).

#### *4.2. COM-ankle and COM-knee angles*

COM-ankle angle increased at the onset of ankle absorption phase for all ankle patterns. However, at the end of this phase, the angle varied according to the ankle pattern. Subjects who adopted steep slope on both walking conditions (Pattern 1) had a greater COM-ankle angle at both onset and end of ankle absorption phase. The further ankle axis from the COM during these events may be the result of the subjects' strategy to deal with the demand of the faster speed, such as an increase of stride length. Nonetheless, the increase of COM-ankle angle indicated a greater moment arm between the line of gravity of COM and ankle, which would require greater force production by soft tissues around the ankle to counteract the increased torque.

Apart from the change at the onset, subjects who had a gradual slope on both conditions (Pattern 2) did not change the COM-ankle angle at the end of ankle absorption phase and had the smallest angle compared to the other patterns. Subjects who adopted the steep slope at self-selected speed and the gradual slope at fast speed (Pattern 3) had a reduction of the COM-ankle angle at the end of the ankle absorption phase. Thus, subjects who adopted pattern 2 and 3 probably needed lower production of force by ankle soft tissues to counteract the moment arm of COM to ankle axis compared to those who adopted pattern 1.

COM-knee angle increased on both the onset and end of knee absorption

phase. On the same way as discussed for the subjects who adopted ankle pattern 1, the change at COM-knee angle might require greater production of force by the soft tissues around the knee to counteract the greater moment arm. Furthermore, both COM-ankle and COM-knee angles increased at toe-off, contrasting with a previous study that showed no significant change of those angles at toe-off during walking carrying a backpack in different loading conditions (Caron et al., 2013). During load carriage, those angles remained constant except for the heaviest condition (40% of body weight) (Caron et al., 2013). The authors argued that an invariant orientation of those angles might minimize increases in moment about the ankle and knee (Caron et al., 2013). The difference between the results of the present study and those from Caron et al. (2013) may be due the difference in the walking condition investigated. Load carriage implies in a reduction of pelvis rotation in transverse plane and, thus, a reduction in stride length (LaFiandra, Wagenaar, Holt, & Obusek, 2003). On the other hand, subjects may increase pelvis rotation in transverse plane during fast walking and increase the stride length (LaFiandra et al., 2003). A greater stride length might increase the COM-ankle and COM-knee angles at toe-off. Therefore, the subjects might be dealing with a greater moment at ankle and knee at toe-off, what might have required greater muscle contraction and, consequently, greater metabolic cost.

This study investigated lower limb joint dynamic stiffness and COM-angle and COM-knee angles during walking in two different speeds. The changes found in these variables may be different at other speeds. Future studies should investigate how joint stiffness and COM-ankle and COM-knee angles changes across a wide continuum of speeds. Furthermore, future studies should consider measuring the electromyography of the main lower limb muscles in order to enhance understanding of the strategies identified at ankle, knee and hip.

In summary, ankle stiffness adjustments with increases in walking speed were different among ankle patterns, which may be related to the subject's capability to absorb mechanical work. The knee increased its dynamic stiffness and had the greatest change on stiffness, suggesting that prevention of buckling during loading phase may be the main determinant for stiffness adjustments in response to increase in walking speed. Lastly, the hip also increased its dynamic stiffness, which may have contributed to increase the acceleration of the leg forward. These findings may contribute for the understanding of gait disorders and the development of injuries associated with walking. For example, individuals with misalignment of lower

extremity (e.g. excessive toe out) may not absorb enough energy at the ankle joint and overload another joint in an attempt to deal with the demands of fast walking. The overload of other tissues may help to explain overuse injuries, such as tendinitis and degenerative joint disease. Furthermore, the understanding of how the lower limb joints adjust the dynamic stiffness in response to increase in walking speed can contribute to the design of walking assistive devices. Such devices should provide support differently to the lower limb joints during the power absorption phases to reduce the demand on the muscles in response to increases in walking speed. In this case, the knee is, probably, the joint that would benefit the most from increased support at higher speeds.

### **Acknowledgments**

Thiago Santos and Vanessa Araújo were financially supported by the Brazilian Government Funding Agency *Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior* (CAPES). Sangjun Lee was partially supported by the Samsung Scholarship. Sergio Fonseca was partially supported by the Government Funding Agencies *Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico* (CNPq) and *Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais* (FAPEMIG).

### **References**

- Abe, T., Kearns, C. F., & Fukunaga, T. (2003). Sex differences in whole body skeletal muscle mass measured by magnetic resonance imaging and its distribution in young Japanese adults. *British Journal of Sports Medicine*, *37*(5), 436–40.
- Anderson, F. C., & Pandy, M. G. (2001). Dynamic optimization of human walking. *Journal of Biomechanical Engineering*, *123*(5), 381–390.
- Araújo, V. L., Carvalhais, V. O. do C., Santos, T. R. T., Gonçalves, G. G. P., Prado, L. S., & Fonseca, S. T. (2013). Characterization of hip passive stiffness of volleyball, basketball and futsal young athletes. *Physical Therapy in Sport*, *14*(4), 227–231.
- Bayram, H. A., Chien, C.-H., & Davis, B. L. (2014). Active functional stiffness of the knee joint during activities of daily living: a parameter for improved design of prosthetic limbs. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, *29*(10), 1193–9.
- Butler, R. J., Crowell, H. P., & Davis, I. M. (2003). Lower extremity stiffness: Implications for performance and injury. *Clinical Biomechanics*, *18*(6), 511–517.
- Caron, R. R., Wagenaar, R. C., Lewis, C. L., Saltzman, E., & Holt, K. G. (2013).

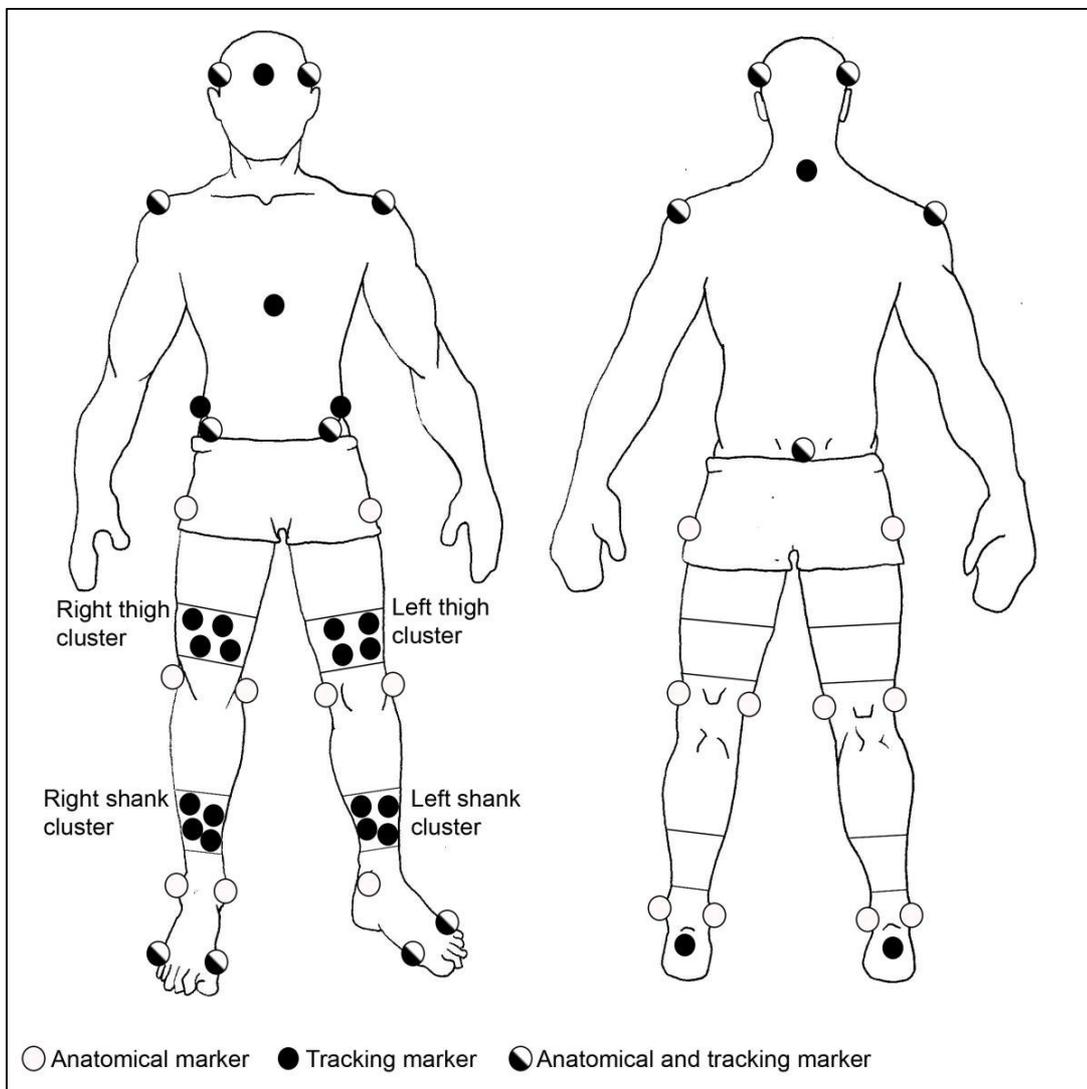
Center of mass trajectory and orientation to ankle and knee in sagittal plane is maintained with forward lean when backpack load changes during treadmill walking. *Journal of Biomechanics*, 46(1), 70–6.

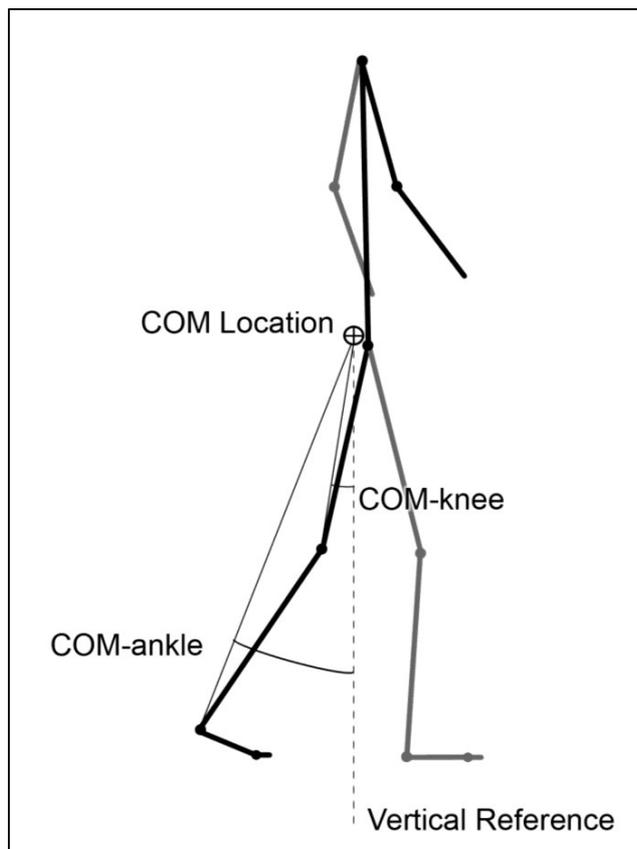
- Crenna, P., & Frigo, C. (2011). Dynamics of the ankle joint analyzed through moment-angle loops during human walking: gender and age effects. *Human Movement Science*, 30(6), 1185–98.
- Davis, R. B., & DeLuca, P. a. (1996). Gait characterization via dynamic joint stiffness. *Gait and Posture*. doi:10.1016/0966-6362(95)01045-9
- Dempster, W. T. (1955). Space requirements of the seated operator: Geometrical, kinematic, and mechanical aspects of the body with special reference to the limbs. *Journal of Biomechanical Engineering*.
- Frigo, C., Crenna, P., & Jensen, L. M. (1996). Moment-angle relationship at lower limb joints during human walking at different velocities. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 6(3), 177–90.
- Gabriel, R. C., Abrantes, J., Granata, K., Bulas-Cruz, J., Melo-Pinto, P., & Filipe, V. (2008). Dynamic joint stiffness of the ankle during walking: Gender-related differences. *Physical Therapy in Sport*, 9(1), 16–24.
- Gordon, K. E., Ferris, D. P., & Kuo, A. D. (2009). Metabolic and Mechanical Energy Costs of Reducing Vertical Center of Mass Movement During Gait. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90(1), 136–144.
- Hansen, A. H., Childress, D. S., Miff, S. C., Gard, S. a., & Mesplay, K. P. (2004). The human ankle during walking: Implications for design of biomimetic ankle prostheses. *Journal of Biomechanics*, 37(10), 1467–1474.
- Jan, M.-H., Chai, H.-M., Lin, Y.-F., Lin, J. C.-H., Tsai, L.-Y., Ou, Y.-C., & Lin, D.-H. (2005). Effects of age and sex on the results of an ankle plantar-flexor manual muscle test. *Physical Therapy*, 85(10), 1078–1084.
- LaFiandra, M., Wagenaar, R. ., Holt, K. ., & Obusek, J. . (2003). How do load carriage and walking speed influence trunk coordination and stride parameters? *Journal of Biomechanics*, 36(1), 87–95.
- Latash, M. L., & Zatsiorsky, V. M. (1993). Joint stiffness: Myth or reality? *Human Movement Science*, 12(6), 653–692.
- Neptune, R. R., Kautz, S. A., & Zajac, F. E. (2001). Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *Journal of Biomechanics*, 34(11), 1387–1398.
- Neptune, R. R., Sasaki, K., & Kautz, S. A. (2008). The effect of walking speed on muscle function and mechanical energetics. *Gait & Posture*, 28(1), 135–143.
- Ortega, J. D., & Farley, C. T. (2005). Minimizing center of mass vertical movement

- increases metabolic cost in walking. *Journal of Applied Physiology*, 99(6), 2099–2107.
- Park, H. S., Wilson, N. a., & Zhang, L. Q. (2008). Gender differences in passive knee biomechanical properties in tibial rotation. *Journal of Orthopaedic Research*, 26(7), 937–944.
- Perry, J. (1992). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. SLACK Incorporated.
- Riemann, B. L., DeMont, R. G., Ryu, K., & Lephart, S. M. (2001). The Effects of Sex, Joint Angle, and the Gastrocnemius Muscle on Passive Ankle Joint Complex Stiffness. *Journal of Athletic Training*, 36(4), 369–375.
- Sadeghi, H., Allard, P., Barbier, F., Sadeghi, S., Hinse, S., Perrault, R., & Labelle, H. (2002). Main functional roles of knee flexors/extensors in able-bodied gait using principal component analysis (I). *The Knee*, 9(1), 47–53.
- Safaeepour, Z., Esteki, A., Ghomshe, F. T., & Abu Osman, N. A. (2014). Quantitative analysis of human ankle characteristics at different gait phases and speeds for utilizing in ankle-foot prosthetic design. *Biomedical Engineering Online*, 13(1), 19.
- Salsich, G. B., & Mueller, M. J. (2000). Effect of plantar flexor muscle stiffness on selected gait characteristics. *Gait & Posture*, 11(3), 207–16.
- Saunders, J. B., Inman, V. T., & Eberhart, H. D. (1953). The major determinants in normal and pathological gait. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 35-A(3), 543–558.
- Sawicki, G. S., Lewis, C. L., & Ferris, D. P. (2009). It pays to have a spring in your step. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 37(3), 130–8.
- Stoll, T., Huber, E., Seifert, B., Michel, B. A., & Stucki, G. (2000). Maximal isometric muscle strength: normative values and gender-specific relation to age. *Clinical Rheumatology*, 19(2), 105–13.
- Tateuchi, H., Tsukagoshi, R., Fukumoto, Y., Oda, S., & Ichihashi, N. (2011). Dynamic hip joint stiffness in individuals with total hip arthroplasty: relationships between hip impairments and dynamics of the other joints. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 26(6), 598–604.
- Teixeira-Salmela, L. F., Nadeau, S., Milot, M. H., Gravel, D., & Requião, L. F. (2008). Effects of cadence on energy generation and absorption at lower extremity joints during gait. *Clinical Biomechanics*, 23(6), 769–778.
- Umberger, B. R. (2008). Effects of suppressing arm swing on kinematics, kinetics, and energetics of human walking. *Journal of Biomechanics*, 41(11), 2575–2580.
- Waters, R. L., & Mulroy, S. (1999). The energy expenditure of normal and pathologic gait. *Gait & Posture*, 9(3), 207–31.

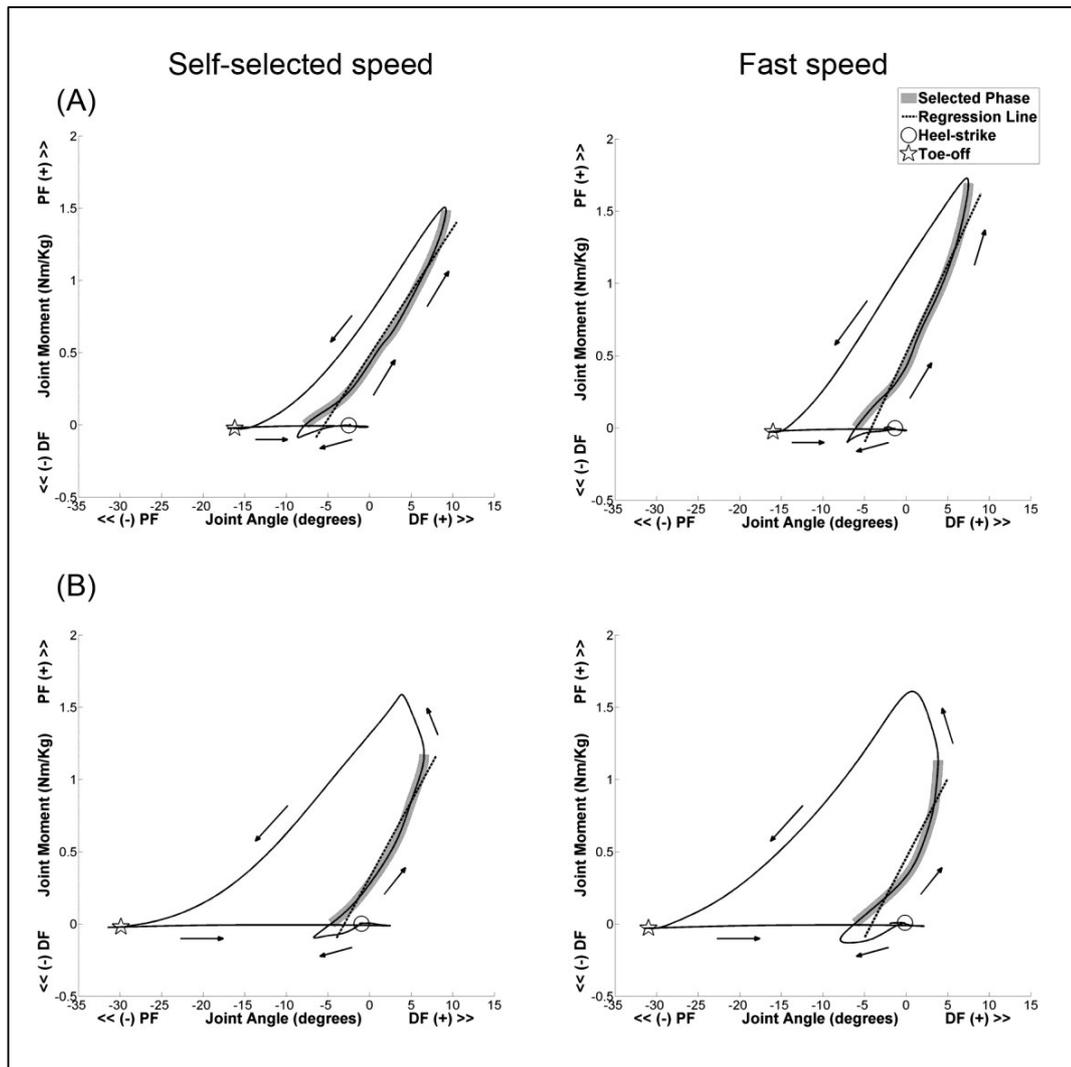
- Whittington, B., Silder, A., Heiderscheit, B., & Thelen, D. G. (2008). The contribution of passive-elastic mechanisms to lower extremity joint kinetics during human walking. *Gait & Posture*, *27*(4), 628–34.
- Zeni Jr, J. A., & Higginson, J. S. (2009). Dynamic knee joint stiffness in subjects with a progressive increase in severity of knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics*, *24*(4), 366–371.

## Figures

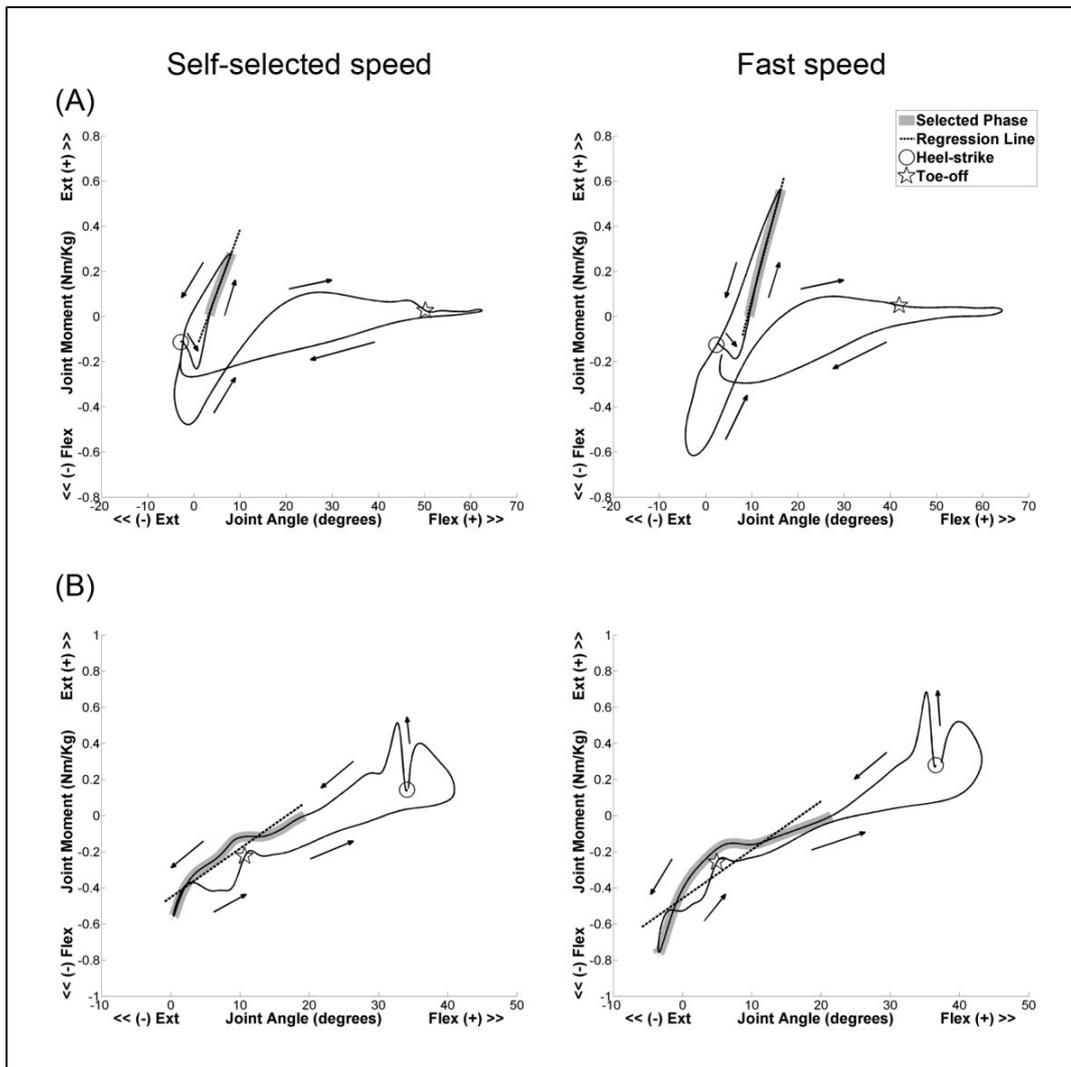
**Figure 1.** Set up of reflective markers



**Figure 2.** Angle between the vertical and a vector from the body center of mass (COM) to ankle (COM-ankle) and knee (COM-knee) in the sagittal plane.



**Figure 3.** Exemplar plots of ankle angle versus moment of one stride of a subject who adopted the steep slope pattern (A) and a subject who adopted the gradual slope pattern (B) during self-selected and fast walking speeds. The phase selected to calculate the dynamic stiffness is highlighted in grey and correspond to ankle power absorption portion. Ankle dynamic stiffness was calculated as the slope of the linear regression line in the interval that the ankle is generating plantar flexion moment and moving towards dorsiflexion. Strides classified as steep slope (A) presented the distance between the maximum dorsiflexion angle and the maximum plantar flexion moment less than 5% of the gait cycle. If this distance was greater than 5% of the gait cycle, the strides were classified as gradual slope (B). PF = plantar flexion, DF = dorsiflexion.



**Figure 4.** Exemplar plots of joint angle versus moment of one stride of one subject during self-selected and fast walking speeds. The phases selected to calculate the stiffness are highlighted in grey and correspond to power absorption portions for each joint. The joint stiffness was calculated as the slope of the linear regression line at each selected phase. The stiffness of knee (A) was calculated in the period that the knee is generating extensor moment and moving towards flexion. The stiffness of hip (B) was calculated in the interval that the hip is generating flexor moment and moving towards extension. Ext = extension, Flex = flexion.

## Tables

**Table 1.** Dynamic joint stiffness of ankle, knee and hip ( $^{\circ}/Nm \cdot Kg^{-1}$ ) and coefficient of determination ( $r^2$ )

	Walking condition													
	Self-selected speed						Fast speed						Delta	
	Male (n = 14)	Female (n = 21)	Total (n = 35)	$r^2$	Male (n = 14)	Female (n = 21)	Total (n = 35)	$r^2$	Male (n = 14)	Female (n = 21)	Total (n = 35)			
<b>Ankle</b>														
Pattern 1 (n = 16)	0.1091 (0.0226)	0.0915 (0.0153)	0.0992 (0.0202)	0.93 (0.04)	0.1175 (0.0187)	0.1019 (0.0224)	0.1087 (0.0217)	0.85 (0.07)	0.0084 (0.0090)	0.0104 (0.0108)	0.0095 (0.0098)			
Pattern 2 (n = 7)	0.1206 (0.0012)	0.1002 (0.0195)	0.1060 (0.0188)	0.90 (0.06)	0.1197 (0.0168)	0.0880 (0.0228)	0.0971 (0.0252)	0.92 (0.07)	-0.0008 (0.0180)	-0.0122 (0.102)	-0.0090 (0.0124)			
Pattern 3 (n = 12)	0.1105 (0.0223)	0.0935 (0.0138)	0.1006 (0.0190)	0.92 (0.04)	0.0990 (0.0245)	0.0854 (0.0171)	0.0911 (0.0206)	0.92 (0.06)	-0.0115 (0.0187)	-0.0081 (0.0088)	-0.0096 (0.0131)			
Total (n = 35)	0.1112 (0.0201)	0.0942 (0.0155)	0.1010 (0.0192)	0.92 (0.04)	0.1112 (0.0214)	0.0931 (0.0213)	0.1003 (0.0229)	0.89 (0.07)	0.0000 (0.0161)	-0.0012 (0.0141)	-0.0007 (0.0147)			
Knee (n = 35)	0.0826 (0.0350)	0.0844 (0.0215)	0.0837 (0.0272)	0.97 (0.07)	0.0944 (0.0271)	0.1023 (0.0252)	0.0991 (0.0259)	0.99 (0.02)	0.0118 (0.0168)	0.0179 (0.0155)	0.0154 (0.0161)			
Hip (n = 35)	0.0303 (0.0110)	0.0297 (0.0121)	0.0300 (0.0115)	0.82 (0.08)	0.0331 (0.0162)	0.0321 (0.0099)	0.0325 (0.0126)	0.77 (0.09)	0.0028 (0.0064)	0.0024 (0.0068)	0.0025 (0.0066)			

**Notes:** Data presented as mean (standard deviation).  $n$  represents the total number of subjects in each category. Delta was calculated as the dynamic joint stiffness at fast speed minus self-selected speed. Pattern 1 represents the subjects who presented a steep slope during ankle absorption phase in both walking conditions. Pattern 2 represents subjects who presented a gradual slope during ankle absorption phase in both walking conditions. Pattern 3 represents subjects who presented a steep slope during ankle absorption phase in self-selected speed and a gradual slope of the same phase during fast speed.

**Table 2.** COM-ankle and COM-knee angles

	<i>COM-ankle angle (°)</i>		<i>COM-knee angle (°)</i>	
	<i>Self-selected speed</i>	<i>Fast speed</i>	<i>Self-selected speed</i>	<i>Fast speed</i>
<i>Ankle Pattern 1</i>				
Onset	11.3673 (1.9583)	12.3792 (2.1082)	16.9569 (3.1473)	19.2967 (3.3021)
End	-18.3180 (1.1572)	-19.0609 (2.0077)	-13.8432 (1.4259)	-15.3122 (2.1609)
<i>Ankle Pattern 2</i>				
Onset	11.2044 (2.0033)	12.1760 (2.0443)	17.9339 (3.3344)	19.8969 (3.2953)
End	-11.3279 (2.2077)	-8.5983 (5.0510)	-7.8604 (3.4493)	-3.9553 (7.5846)
<i>Ankle Pattern 3</i>				
Onset	11.2719 (1.5322)	12.1541 (1.6296)	16.3895 (2.8326)	18.6355 (3.1838)
End	-15.7355 (3.8054)	-10.7104 (4.7751)	-11.5956 (4.4277)	-6.1697 (6.4351)
<i>Ankle – Total</i>				
Onset	11.3020 (1.7787)	12.2614 (1.8894)	16.9578 (3.0394)	19.1900 (3.1974)
End	-16.0345 (3.6307)	-14.1054 (5.9604)	-11.8760 (3.8089)	-9.9063 (7.1820)
<i>Knee</i>				
Onset	13.9596 (2.2942)	15.0592 (2.2753)	17.8991 (3.0566)	19.9421 (3.1278)
End	7.8406 (2.2289)	8.0670 (2.0399)	14.7337 (3.1632)	16.6908 (3.1262)
<i>Hip</i>				
Onset	0.5704 (7.2676)	-0.0904 (6.5541)	5.9695 (8.6056)	6.2981 (8.2742)
End	-21.9901 (1.7080)	-24.4148 (1.8906)	-14.7996 (1.9116)	-17.4411 (2.3306)
<i>Push-off</i>	-24.4915 (1.6466)	-27.0292 (1.9667)	-4.8388 (2.2330)	-7.5282 (2.6276)

**Notes:** Data presented as mean (standard deviation). The positive signs of COM-ankle and COM-knee corresponded to positions that the ankle or knee joints are anterior to the COM.

## 7 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os estudos apresentados nesta tese objetivaram investigar como ocorrem os ajustes realizados na rigidez dinâmica das articulações do membro inferior em condições que aumentam a demanda sobre o sistema musculoesquelético. Esses ajustes podem caracterizar o padrão de movimento adotado para que o indivíduo tenha sucesso na tarefa de marcha. Em ambos os estudos, foi observado que as mudanças na rigidez dinâmica entre as condições de marcha foram diferentes entre as articulações do membro inferior. Esses achados suportam a proposição de que diferenças nas funções de absorção de potência articular durante a marcha entre as articulações do membro inferior são responsáveis pelas diferenças nas mudanças de rigidez dinâmica com o aumento da demanda sobre o sistema musculoesquelético. Contudo, as mudanças foram distintas entre os estudos, sugerindo que os ajustes na rigidez dinâmica das articulações são dependentes do tipo de demanda sobre o indivíduo durante a tarefa da marcha. Além disso, argumentou-se que os ajustes na rigidez dinâmica contribuiriam para o posicionamento adequado do CM em relação aos centros articulares do tornozelo e joelho. Esse posicionamento apresentou diferenças entre os estudos que também podem estar relacionadas ao tipo de demanda sobre o indivíduo durante a tarefa da marcha.

No primeiro estudo, a demanda investigada foi o aumento de carga durante a marcha. Os resultados revelaram que a rigidez dinâmica aumentou tanto no tornozelo quanto no joelho durante a condição marcha com carga comparada com a condição marcha sem carga. Em contrapartida, não foi observada alteração da rigidez dinâmica do quadril. A mudança observada na rigidez dinâmica do tornozelo entre condições não foi diferente da mudança do joelho. Já no segundo estudo, a demanda investigada foi o aumento da velocidade de marcha. Ao analisar os dados de tornozelo desse estudo, foi identificado que os indivíduos adotavam dois padrões diferentes durante a marcha, um caracterizado por uma inclinação acentuada da porção analisada da curva momento articular x ângulo articular e outro, caracterizado por uma inclinação gradual. Foi ainda observado que entre as condições desse estudo, três diferentes estratégias no tornozelo foram utilizadas para lidar com o aumento de velocidade da marcha: (1) permanecer com o padrão

de inclinação acentuada entre condições; (2) permanecer com o padrão de inclinação gradual entre condições ou (3) mudar do padrão de inclinação acentuada para o de inclinação gradual. Esses diferentes padrões e estratégias para lidar com o aumento de velocidade foram observados somente para o tornozelo. Um possível fator que determinou para que esses padrões fossem observados somente no segundo estudo foi que os participantes andaram descalço nesse estudo enquanto que no primeiro estudo, os participantes utilizaram bota. O uso da bota pode ter contribuído para que os participantes não apresentassem diferentes padrões da curva momento articular x ângulo articular do tornozelo. Além disso, no segundo estudo, foram coletados dados de participantes de ambos os sexos. Devido à relação do sexo do participante com a rigidez articular, já indicada por outros estudos, optou-se por considerar o fator sexo na análise dos dados do Estudo II.

Os resultados do segundo estudo revelaram que a estratégia de tornozelo utilizada na mudança de velocidade influenciou a mudança de rigidez nessa articulação. Os participantes que apresentaram a inclinação acentuada da porção analisada da curva momento articular x ângulo articular nas duas velocidades aumentaram a rigidez dinâmica do tornozelo com o aumento de velocidade. Aqueles que adotaram a inclinação acentuada na velocidade autosselecionada e a inclinação gradual com o aumento na velocidade reduziram a rigidez dinâmica do tornozelo. Já aqueles que adotaram a inclinação gradual nas duas velocidades não mudaram a rigidez dinâmica do tornozelo. Além disso, nesse estudo, o joelho e o quadril aumentaram a rigidez dinâmica com o aumento da velocidade. Ao comparar as articulações quanto à mudança de rigidez dinâmica com o aumento da velocidade, foi observado que o joelho apresentou o maior aumento de rigidez dinâmica e que não houve diferença entre as mudanças observadas no tornozelo e no quadril. Ao considerar o padrão de tornozelo adotado na mudança de rigidez dinâmica, os participantes que permaneceram com o padrão de inclinação acentuada entre condições apresentaram maior rigidez dinâmica de tornozelo que aqueles que mudaram do padrão de inclinação acentuada para o de inclinação gradual. Foi observado ainda que ao considerar esses dois padrões de tornozelo na mudança de rigidez dinâmica, não houve diferença entre a mudança de rigidez dinâmica de joelho e quadril. O sexo do participante influenciou a rigidez dinâmica somente para o tornozelo, em que os homens apresentaram maior rigidez dinâmica que as mulheres.

O aumento da rigidez dinâmica do joelho nas condições de marcha de maior demanda, em ambos os estudos, sugere o papel importante dos ajustes nessa articulação para lidar com a tendência de colapso do membro inferior durante o início da fase de apoio. O aumento da rigidez dinâmica do tornozelo na condição de marcha de maior demanda no primeiro estudo e o aumento observado naqueles que adotaram o padrão de inclinação acentuada nas duas velocidades no segundo estudo indica que, além de lidar com a tendência de colapso do membro inferior, esse ajuste contribui com a impulsão do corpo a frente. Ressalta-se que os outros dois padrões observados no segundo estudo sugerem que outros fatores como contração concêntrica dos flexores plantares para impulsão do corpo a frente e alinhamento do membro inferior podem também influenciar os ajustes de rigidez no tornozelo.

Os ajustes no quadril diferiram entre os dois estudos. Uma possível razão para isso é que na tarefa de marcha com carga (Estudo I), o quadril precisa de estender para manter o comprimento da passada, já que há redução da rotação pélvica durante essa tarefa. O aumento de rigidez dinâmica do quadril observada no segundo estudo com o aumento de velocidade da marcha pode contribuir com a maior absorção de energia nos flexores do quadril para ser liberada logo após a retirada do pé, contribuindo assim, com o avanço do membro inferior a frente.

Os ângulos  $CM_{TSSIS}$ -tornozelo e  $CM_{TSSIS}$ -joelho apresentaram mudanças similares no Estudo I. Esses ângulos não diferiram entre as condições de marcha no início da fase de absorção de potência articular do tornozelo e do joelho, assim como não diferiram na retirada do pé do solo. Esses ângulos aumentaram somente ao final da fase de absorção de potência articular dessas articulações. Já no Estudo II, o  $CM$ -tornozelo alterou no início e no final da fase de absorção de potência de tornozelo de acordo com o padrão de tornozelo adotado: aumentou naqueles que apresentaram a inclinação acentuada da porção analisada da curva momento articular x ângulo articular nas duas velocidades, não modificou naqueles que adotaram a inclinação gradual nas duas velocidades e reduziu naqueles que mudaram do padrão com inclinação acentuada para o de inclinação gradual. O  $CM$ -joelho aumentou tanto no início quanto no final da fase de absorção do joelho no Estudo II. Os ângulos  $CM$ -tornozelo e  $CM$ -joelho foram maiores na retirada do pé para esse estudo também. A não alteração desses ângulos durante a tarefa de marcha com carga em certos momentos do ciclo de marcha já foi interpretada por

outros autores como uma estratégia para manter invariantes variáveis críticas em diferentes condições de locomoção. Essa interpretação pode ser utilizada para a maioria dos achados do Estudo I. Contudo, o aumento desses ângulos ao final da fase de absorção de potência articular do tornozelo e joelho no Estudo I, assim como os aumentos observados no Estudo II são indicativos de uma maior distância perpendicular (i.e. maior braço de momento) entre a linha de gravidade do centro de massa e as articulação. Esse maior braço de momento pode demandar que as estruturas ao redor da articulação gerem um maior torque de resistência. Ressalta-se que o aumento desses ângulos durante a retirada do pé do solo no Estudo II pode estar associado a uma maior passada, que é característica da marcha em velocidade mais rápida.

Ambos os estudos investigaram os ajustes de rigidez dinâmica somente no plano sagital. Além disso, esses ajustes foram investigados para uma condição de aumento de carga (Estudo I) e uma condição de aumento de velocidade (Estudo II). Futuros estudos devem considerar como ocorrem os ajustes de rigidez dinâmica em outros planos anatômicos, assim como em diferentes condições de carga e velocidade. Ressalta-se ainda que o uso de eletromiografia poderia contribuir com o entendimento dos ajustes de rigidez realizados e, assim, deve também ser considerado em futuras investigações.

Os achados de ambos os estudos contribuem para o entendimento das estratégias em contextos que aumentam a demanda sobre o indivíduo durante a tarefa da marcha. Esse conhecimento pode ser utilizado no raciocínio clínico para o entendimento de disfunções da marcha. Por exemplo, indivíduos que apresentam uma abdução excessiva do pé (i.e. *toe-out* excessivo) podem não ser capazes de aumentar a absorção de energia mecânica no tornozelo durante a fase de apoio com o aumento de velocidade. Assim, esses indivíduos poderiam sobrecarregar outras articulações para lidar com o aumento da velocidade de marcha, o que por sua vez, favoreceria lesões do tipo *overuse* (e.g. tendinopatias). Além disso, o conhecimento poderia ser aplicado no desenvolvimento de órteses e próteses que possam auxiliar a locomoção. Os achados sugerem que esses implementos devem dar suporte distintos para as articulações do membro inferior, em diferentes momentos do ciclo da marcha. Esses implementos devem também considerar a demanda sobre indivíduo durante a marcha, uma vez que os ajustes de rigidez dinâmica podem ser distintos de acordo com a demanda.

## REFERÊNCIAS

ANDERSON, F. C.; PANDY, M. G. Dynamic optimization of human walking. *Journal of biomechanical engineering*, v. 123, n. 5, p. 381–390, 2001.

ARAÚJO, V. L. *et al.* Characterization of hip passive stiffness of volleyball, basketball and futsal young athletes. *Physical Therapy in Sport*, v. 14, n. 4, p. 227–231, 2013.

BAYRAM, H. A.; CHIEN, C. H.; DAVIS, B. L. Active functional stiffness of the knee joint during activities of daily living: A parameter for improved design of prosthetic limbs. *Clinical Biomechanics*, v. 29, n. 10, p. 1193–1199, 2014.

BELL, A. L.; BRAND, R. A.; PEDERSEN, D. R. Prediction of hip joint centre location. *Human movement science*, v. 8, p. 3–16, 1989.

BELL, A. L.; PEDERSEN, D. R.; BRAND, R. A. A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. *Journal of Biomechanics*, v. 23, n. 6, p. 617–621, 1990.

BILNEY, B.; MORRIS, M.; WEBSTER, K. Concurrent related validity of the GAITRite walkway system for quantification of the spatial and temporal parameters of gait. *Gait and Posture*, v. 17, n. 1, p. 68–74, 2003.

BIRRELL, S. A.; HOOPER, R. H.; HASLAM, R. A. The effect of military load carriage on ground reaction forces. *Gait & posture*, v. 26, n. 4, p. 611–614, Oct. 2007.

BLICKHAN, R. The spring-mass model for running and hopping. *Journal of Biomechanics*, v. 22, n. 11-12, p. 1217–1227, 1989.

BUTLER, R. J.; CROWELL, H. P.; DAVIS, I. M. Lower extremity stiffness: Implications for performance and injury. *Clinical Biomechanics*, v. 18, n. 6, p. 511–517, 2003.

CAPPOZZO, A. *et al.* Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background. *Gait & posture*, v. 21, n. 2, p. 186–196, 2005.

CARON, R. R. *et al.* Center of mass trajectory and orientation to ankle and knee in sagittal plane is maintained with forward lean when backpack load changes during

treadmill walking. *Journal of biomechanics*, v. 46, n. 1, p. 70–76, 4 Jan. 2013.

CARON, R. R. *et al.* Musculoskeletal stiffness changes linearly in response to increasing load during walking gait. *Journal of Biomechanics*, v. 48, n. 6, p. 1165–1171, 13 Apr. 2015.

CRENNA, P.; FRIGO, C. Dynamics of the ankle joint analyzed through moment-angle loops during human walking: gender and age effects. *Human movement science*, v. 30, n. 6, p. 1185–1198, Dec. 2011.

DAVIS, R.; DELUCA, P. Gait characterization via dynamic joint stiffness. *Gait & Posture*, v. 4, n. 3, p. 224–231, 1996.

DEMPSTER, W. T. Space requirements of the seated operator: Geometrical, kinematic, and mechanical aspects of the body with special reference to the limbs. *Journal of Biomechanical Engineering*. [S.l.: s.n.], 1955.

FARLEY, C. T.; GONZÁLEZ, O. Leg stiffness and stride frequency in human running. *Journal of biomechanics*, v. 29, n. 2, p. 181–186, 1996.

FARLEY, C. T. *et al.* Mechanism of leg stiffness adjustment for hopping on surfaces of different stiffnesses. *Journal of applied physiology*, v. 85, n. 3, p. 1044–55, Sep. 1998.

FONSECA, S. T. *et al.* A dynamical model of locomotion in spastic hemiplegic cerebral palsy: influence of walking speed. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, v. 16, n. 9, p. 793–805, Nov. 2001.

FONSECA, S. T. *et al.* Dynamic resources used in ambulation by children with spastic hemiplegic cerebral palsy: relationship to kinematics, energetics, and asymmetries. *Physical therapy*, v. 84, n. 4, p. 344–354, Apr. 2004.

FONSECA, S. T. *et al.* 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, 2007. p. 476–486.

FRIGO, C.; CRENNA, P.; JENSEN, L. M. Moment-angle relationship at lower limb joints during human walking at different velocities. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 6, n. 3, p. 177–190, 1996.

GABRIEL, R. C. *et al.* Dynamic joint stiffness of the ankle during walking: Gender-related differences. *Physical Therapy in Sport*, v. 9, n. 1, p. 16–24, 2008.

GORDON, K. E.; FERRIS, D. P.; KUO, A. D. Metabolic and Mechanical Energy Costs of Reducing Vertical Center of Mass Movement During Gait. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 90, n. 1, p. 136–144, 2009.

GRIFFIN, T. M.; ROBERTS, T. J.; KRAM, R. Metabolic cost of generating muscular force in human walking: insights from load-carrying and speed experiments. *Journal of applied physiology*, v. 95, n. 1, p. 172–183, Jul. 2003.

HANAVAN, E. P. A Mathematical Model of the Human Body. AMRL-TR-64-102. AMRL-TR. Aerospace Medical Research Laboratories (6570th), p. 1–149, 1964.

HANSEN, A. H. *et al.* The human ankle during walking: Implications for design of biomimetic ankle prostheses. *Journal of Biomechanics*, v. 37, n. 10, p. 1467–1474, 2004.

HOLT, K. G. *et al.* Energetic Cost and Stability during Human Walking at the Preferred Stride Frequency. *Journal of Motor Behavior*, v. 27, n. 2, p. 164–178, Jun. 1995.

HOLT, K. G. *et al.* Increased musculoskeletal stiffness during load carriage at increasing walking speeds maintains constant vertical excursion of the body center of mass. *Journal of Biomechanics*, v. 36, n. 4, p. 465–471, Apr. 2003.

HOLT, K. G.; FONSECA, S. T.; LAFIANDRA, M. E. The dynamics of gait in children with spastic hemiplegic cerebral palsy: Theoretical and clinical implications. *Human movement science*, v. 19, p. 375–405, 2000.

HOLT, K. G.; HAMILL, J.; ANDRES, R. O. The force-driven harmonic oscillator as a model for human locomotion. *Human Movement Science*, v. 9, n. 1, p. 55–68, 1990.

HOLT, K. G.; WAGENAAR, R. O.; SALTZMAN, E. A dynamic systems/constraints approach to rehabilitation. *Revista Brasileira de Fisioterapia*. v. 14, n. 6, p. 446-463, 2010.

KERRIGAN, D. C.; TODD, M. K.; DELLA CROCE, U. Gender differences in joint biomechanics during walking: normative study in young adults. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, v. 77, n. 1, p. 2–7, 1998.

KIM, S.; PARK, S. Leg stiffness increases with speed to modulate gait frequency and propulsion energy. *Journal of Biomechanics*, v. 44, n. 7, p. 1253–1258, 2011.

KNAPIK, J.; HARMAN, E.; REYNOLDS, K. Load carriage using packs: a review of physiological, biomechanical and medical aspects. *Applied ergonomics*, v. 27, n. 3, p. 207–216, Jun. 1996.

KNAPIK, J. J.; REYNOLDS, K. L.; HARMAN, E. Soldier load carriage: historical, physiological, biomechanical, and medical aspects. *Military medicine*, v. 169, n. 1, p. 45–56, Jan. 2004.

KUO, A. D.; DONELAN, J. M.; RUINA, A. Energetic consequences of walking like an inverted pendulum: step-to-step transitions. *Exercise and sport sciences reviews*, v. 33, n. 2, p. 88–97, Apr. 2005.

LATASH, M. L.; ZATSIORSKY, M. Joint stiffness: Myth or reality? *Human movement science*, v. 12, p. 653–692, 1993.

MCDONOUGH, A. L. *et al.* The validity and reliability of the GAITRite system's measurements: A preliminary evaluation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 82, n. 3, p. 419–425, 2001.

MENZ, H. B. *et al.* Reliability of the GAITRite walkway system for the quantification of temporo-spatial parameters of gait in young and older people. *Gait and Posture*, v. 20, n. 1, p. 20–25, 2004.

MILNER, C. E. *et al.* Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 38, n. 2, p. 323–328, 2006.

MILNER, C. E.; HAMILL, J.; DAVIS, I. Are knee mechanics during early stance related to tibial stress fracture in runners? *Clinical Biomechanics*, v. 22, n. 6, p. 697–703, 2007.

NEPTUNE, R. R.; KAUTZ, S. A.; ZAJAC, F. E. Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *Journal of Biomechanics*, v. 34, n. 11, p. 1387–1398, Nov. 2001.

NEPTUNE, R. R.; SASAKI, K.; KAUTZ, S. A. The effect of walking speed on muscle function and mechanical energetics. *Gait & Posture*, v. 28, n. 1, p. 135–143, 2008.

ORENDURFF, M. S. *et al.* The effect of walking speed on center of mass displacement. *Journal of rehabilitation research and development*, v. 41, n. 6A, p. 829–834, 2004.

ORTEGA, J. D.; FARLEY, C. T. Minimizing center of mass vertical movement increases metabolic cost in walking. *Journal of Applied Physiology*, v. 99, n. 6, p. 2099–2107, 2005.

ÖZKAYA, N.; NORDIN, M. Stress and Strain. *Fundamentals of Biomechanics: Equilibrium, Motion, and Deformation*. 2nd. ed. New York: Springer-Verlag, 1999a. p. 125–151.

ÖZKAYA, N.; NORDIN, M. Mechanical Properties of Biological Tissues. *Fundamentals of Biomechanics: Equilibrium, Motion, and Deformation*. 2nd. ed. New York: Springer-Verlag, 1999b. p. 195–218.

ÖZKAYA, N.; NORDIN, M. Linear Kinetics. *Fundamentals of Biomechanics: Equilibrium, Motion, and Deformation*. 2nd. ed. New York: Springer-Verlag, 1999c. p. 253–272.

ÖZKAYA, N.; NORDIN, M. Angular Kinetics. *Fundamentals of Biomechanics: Equilibrium, Motion, and Deformation*. 2nd. ed. New York: Springer-Verlag, 1999d. p. 296–313.

PARK, H. S.; WILSON, N. A.; ZHANG, L. Q. Gender differences in passive knee biomechanical properties in tibial rotation. *Journal of Orthopaedic Research*, v. 26, n. 7, p. 937–944, 2008.

PERRY, J. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. Thorofare, New Jersey: SLACK Incorporated, 1992. 524 p.

RALSTON, H. J. Energy-speed relation and optimal speed during level walking. *Internationale Zeitschrift für Angewandte Physiologie Einschliesslich Arbeitsphysiologie*, v. 17, n. 4, p. 277–283, 1958.

SADEGHI, H. *et al.* Functional roles of ankle and hip sagittal muscle moments in able-bodied gait. *Clinical Biomechanics*, v. 16, n. 8, p. 688–695, 2001.

SADEGHI, H. *et al.* Main functional roles of knee flexors/extensors in able-bodied gait using principal component analysis (I). *The Knee*, v. 9, n. 1, p. 47–53, Feb. 2002.

SAFAEPOUR, Z. *et al.* Quantitative analysis of human ankle characteristics at different gait phases and speeds for utilizing in ankle-foot prosthetic design. *Biomedical engineering online*, v. 13, n. 1, p. 19, 2014.

SALSICH, G. B.; MUELLER, M. J. Effect of plantar flexor muscle stiffness on selected gait characteristics. *Gait & posture*, v. 11, n. 3, p. 207–216, Jun. 2000.

SANTOS, T. R. T. *et al.* Contribuição da rigidez do sistema musculoesquelético nas lesões esportivas. *Terapia Manual*, v. 11, n. 53, p. 436–443, 2013.

SAUNDERS, J. B.; INMAN, V. T.; EBERHART, H. D. The major determinants in normal and pathological gait. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, v. 35-A, n. 3, p. 543–558, 1953.

SAWICKI, G. S.; LEWIS, C. L.; FERRIS, D. P. It pays to have a spring in your step. *Exercise and sport sciences reviews*, v. 37, n. 3, p. 130–138, Jul. 2009.

SHAMAEI, K.; SAWICKI, G. S.; DOLLAR, A. M. Estimation of Quasi-Stiffness and Propulsive Work of the Human Ankle in the Stance Phase of Walking. *PLoS ONE*, v. 8, n. 3, p. e59935, 2013.

TATEUCHI, H. *et al.* Dynamic hip joint stiffness in individuals with total hip arthroplasty: relationships between hip impairments and dynamics of the other joints. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, v. 26, n. 6, p. 598–604, Jul. 2011.

UMBERGER, B. R. Effects of suppressing arm swing on kinematics, kinetics, and energetics of human walking. *Journal of Biomechanics*, v. 41, n. 11, p. 2575–2580, 2008.

VAN UDEN, C. J. T.; BESSER, M. P. Test-retest reliability of temporal and spatial gait characteristics measured with an instrumented walkway system (GAITRite). *BMC musculoskeletal disorders*, v. 5, n. 1, p. 13, 2004.

VISUAL 3D WIKI DOCUMENTATION. *Tutorial: Foot and Ankle Angles*. Disponível em: <[http://www.c-motion.com/v3dwiki/index.php?title=Tutorial:\\_Foot\\_and\\_Ankle\\_Angles&oldid=28021](http://www.c-motion.com/v3dwiki/index.php?title=Tutorial:_Foot_and_Ankle_Angles&oldid=28021)>. Acesso em: 27 jul. 2015a.

VISUAL 3D WIKI DOCUMENTATION. *Marker Set Guidelines*. Disponível em: <[https://www.c-motion.com/v3dwiki/index.php?title=Marker\\_Set\\_Guidelines&oldid=27144](https://www.c-motion.com/v3dwiki/index.php?title=Marker_Set_Guidelines&oldid=27144)>. Acesso em: 27 jul. 2015b.

VISUAL 3D WIKI DOCUMENTATION. *Tutorial: Golem Upperbody Model*. Disponível em: <[http://www.c-motion.com/v3dwiki/index.php?title=Tutorial:\\_Golem\\_Upperbody\\_Model&oldid=9598](http://www.c-motion.com/v3dwiki/index.php?title=Tutorial:_Golem_Upperbody_Model&oldid=9598)>. Acesso em: 27 jul. 2015c.

VISUAL 3D WIKI DOCUMENTATION. *Automatic Gait Events*. Disponível em: <[http://www.c-motion.com/v3dwiki/index.php?title=Automatic\\_Gait\\_Events&oldid=27121](http://www.c-motion.com/v3dwiki/index.php?title=Automatic_Gait_Events&oldid=27121)>. Acesso em: 13 ago. 2015d.

VISUAL 3D WIKI DOCUMENTATION. *Coda Pelvis*. Disponível em: <[http://www.c-motion.com/v3dwiki/index.php?title=Coda\\_Pelvis&oldid=27991](http://www.c-motion.com/v3dwiki/index.php?title=Coda_Pelvis&oldid=27991)>. Acesso em: 15 jul. 2015e.

WATERS, R. L.; MULROY, S. The energy expenditure of normal and pathologic gait. *Gait and Posture*, v. 9, n. 3, p. 207-231, Jul. 1999.

WHITTINGTON, B. *et al.* The contribution of passive-elastic mechanisms to lower extremity joint kinetics during human walking. *Gait & posture*, v. 27, n. 4, p. 628–34, May 2008.

WINTER, D. A. Anthropometry. In: \_\_\_\_\_. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. 4th. ed. Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons, Inc., 2009a. p. 82–106.

WINTER, D. A. Kinematics. In: \_\_\_\_\_. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. 4th. ed. Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons, Inc., 2009b. p. 45–81.

WINTER, D. A.; SIDWALL, H. G.; HOBSON, D. A. Measurement and reduction of noise in kinematics of locomotion. *Journal of biomechanics*, v. 7, n. 2, p. 157–159, 1974.

ZARRUGH, M. Y.; TODD, F. N.; RALSTON, H. J. Optimization of energy expenditure during level walking. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, v. 33, n. 4, p. 293–306, 1974.

ZENI JR, J. A.; HIGGINSON, J. S. Dynamic knee joint stiffness in subjects with a progressive increase in severity of knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics*, v. 24, n. 4, p. 366–371, 2009.

## APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO DO ESTUDO I

Protocol #: 22086 Harvard University Faculty of Medicine IRB



### **HARVARD MEDICAL SCHOOL DESIGN AND DEVELOPMENT OF A SOFT LOWER-EXTREMITY ASSISTIVE DEVICE**

Principal Investigator: Conor Walsh, Ph.D.

#### **CONSENT TO PARTICIPATE IN RESEARCH Group 1**

##### **INTRODUCTION**

You are being asked to participate in a research study for the design and development of a soft lower-extremity suit. This suit is being developed to augment the lower-extremity abilities of adults whilst walking freely and whilst carrying loads. Dr. Conor Walsh, Ph.D at the Wyss Institute, Harvard University, is conducting this study. This research study is funded by the Department of Defense and the Wyss Institute.

Please read the following information carefully. You should ask Dr. Walsh, or his representative, to explain any sections that are unclear to you and to answer any questions that you have. You should not sign this form unless you understand what is written in this form and have had your questions answered to your satisfaction. You are encouraged to discuss the information with family and friends. If, after deciding to participate in this study, you find you have more questions, you should contact Dr. Conor Walsh at the number given at the end of this form.

If you decide to participate in this study, please keep a copy of this consent form for your records as it contains important information, including names and telephone numbers that you may wish to have in the future.

##### **PURPOSE OF STUDY**

The goal of this study is to assist with the design and development of a soft-lower extremity suit. This suit could augment the lower-extremity ability of healthy adults, and have many medical and military applications. We would like to design this suit so it can enhance task performance and reduce the amount of energy used, whilst walking freely and whilst carrying loads. We also want to make sure we are design a suit that is most comfortable for a potential user.

This suit will incorporate inactive elements for energy storage (e.g. artificial exotendons) and active actuators. The artificial exotendons act like soft, flexible springs such as a piece of rubber or an elastic band. The actuators are the active component capable of applying controlled levels of assistance. Both these components can act individually or together, mimicking the normal human muscle-tendon construction found in human anatomy/physiology.

The goal of this study is to test out these different components of the suit to ensure they are being designed and built appropriately and are comfortable and appropriate for the user.



### **ELIGIBILITY:**

To be eligible for this study, you must be an adult (18 or older) working on this project or affiliated with Harvard University as student or staff. Additionally, you must also not have a diagnosed or self-reported neuromotor disorder or gait pathology.

### **PROCEDURES TO BE FOLLOWED**

If you agree to participate in the study, we will ask you to sign this consent form before any testing begins. You will only be asked to sign this consent form at your first visit.

During this study, you will test out certain components of the soft-lower extremity suit. We will ask you to walk on a treadmill with or without a backpack load until you indicate you are fatigued, or a maximum of 180 minutes of activity (off and on) have passed, whichever occurs first. We will ask you to indicate your level of exhaustion periodically during the walking task. There are several modes of testing with the suit, described below. There is also one mode that does not include testing with the suit.

You can participate in only one of the modes, or in multiple modes. You may choose to participate in any mode you wish, or you may also choose to participate in all the modes. You may also participate in multiple sessions for any mode you wish.

You will be asked to specify which mode of the study you would like to participate in later in this consent form. All testing will take place at any of the following locations:

- The Wyss Institute facilities at Harvard Campus location (currently 60 Oxford Street in Cambridge, MA),
- The Wyss Institute Motion Capture Lab and Longwood Facility (currently Longwood Medical Area, Boston MA),
- The Gordon Indoor Track located at Harvard University (Cambridge, MA),
- U.S. Army Research Laboratories (Adelphi, MD & Aberdeen Proving Ground, MD)
- New Balance Research Facilities,
- Outdoors in the Greater Boston community, including but not limited to:
  - Middlesex Fells Reservation in Medford, MA
  - Blue Hills Reservation in Milton, MA
  - Surroundings of Walden Pond, Concord, MA
  - Outdoors surrounding the Charles River

1. Free-Walking Mode: During this mode, we will gather information about the way you walk so we can design the suit appropriately. We will ask you to walk freely (with or without a standard, military certified backpack no heavier than 45kg/100lbs) on level ground, at an incline or up and down steps at the Wyss Institute Motion Capture Lab or facilities. This lab is equipped with cameras that reflect infrared light from small reflective markers that a researcher will attach to your clothing. These markers will be attached using double sided hypoallergenic medical grade tape. Whilst you walk freely with the markers on (with or without a backpack), we will collect metabolic, muscle activation, and motion capture and force plate data (see below for explanations).



These tests will last no more than 180 minutes (off and on) or until you indicate you are fatigued, whichever occurs first.

2. **Passive Mode:** This mode will consist of fit and comfort tests with the suit on as well as evaluation of how easily you can put on and take off the suit. This will be done over your regular clothing. **In this mode, no components of the suit will be active.** We will assess acceptability, ease of use and comfort of the device. You may be asked to walk with the suit on and perform other standard tasks (sitting, squatting, walking up and downstairs, on level ground or at an incline) to assure fit and comfort. These tests will last for up to 180 minutes of activity (off and on) or until you indicate you are fatigued, whichever occurs first.
3. **Pseudo-Passive Mode:** This mode is similar to the passive mode, and will include walking and other standard tasks (sitting, squatting, walking up and downstairs, on level ground or at an incline) with the suit on. **In this mode, only the sensors in the suit will be active.** The sensors are incorporated into the suit and will collect information about your speed and movement during walking. The energy source being used to power the sensors and related electronics will be either onboard batteries, or a standard laboratory type bench-top power supply. We will assess how we can better tune and improve sensing capabilities of the device. These tests will last for up to 180 minutes of activity (off and on) or until you indicate you are fatigued, whichever occurs first.
4. **Active Mode:** This mode will also include walking and other standard tasks (sitting, squatting, walking up and downstairs, on level ground or at an incline) with the suit on. **In this mode, both the sensors and actuators will be active.** This means that the suit's exotendons and actuators that we mentioned earlier in this form will be able to provide a controlled level of assistance to you by boosting the force you exert, based on the information the sensors collect while you are wearing it. We will assess the control system for the suit, which is the manner in which these three suit components (exotendon, actuators and sensors) communicate, in order to optimize the magnitude and timing of suit assistance during walking. These tests will last for up to 180 minutes of activity (off and on) or until you indicate you are fatigued, whichever occurs first.

During all modes, all tests will last no more than 180 minutes, off and on. The following data may be collected (depending on the location of the test):

- Motion Capture and force plate data about how you move and balance. This will be done using small reflective markers that will be placed on you. As you move, the movement of these markers will be recorded as a 3D projection on our computer screen. A platform in the motion capture lab is embedded with force plates (these can sense pressure). We will collect information about how you are walking (joint angles, joint torques) using the force plates and the motion capture camera equipment.
- Walking data, whilst you walk on a treadmill in flat, incline and decline orientation
- Metabolic (energy expenditure) data, for example, how much oxygen you take in, so we can assess how much energy you are using to complete your tasks. This data will



be collected using a portable machine and a face mask that will cover your mouth and nose. As you breathe, the portable machine will collect information about your breathing.

- Muscle activation data using EMG sensors. These sensors will be placed on your skin using double-sided medical grade tape and can tell us how your muscles are acting.
- Load testing data: You may be asked to walk freely while carrying a standard, military certified backpack no heavier than 45kg/100lbs with or without the suit on.
- Physiologic data collection, for example, body temperature and blood pressure: This will be collected using wearable thermometers and blood pressure cuffs you may find in a store.
- Qualitative data: for example we will ask you questions about fit, comfort, functionality, ease of putting the suit on and taking it off.

In order for us to assess how the comfort, fit and design of the suit, we will take photos and videos in **each mode of testing**. Since this device is designed for the lower extremity, most of these photos and videos will not include your facial image. However, some of the photos and videos might, based on the information we are trying to capture. You may stop us from taking photos or videos at any time.

#### **RISKS OF PARTICIPATION**

As with any assistive device, there is a length of time required to feel comfortable wearing it. You will be given ample amount of time to feel comfortable whilst wearing the suit. You may experience minor redness, pinching, chafing, swelling, numbness or tingling due to the tightness of the suit. These are only temporary effects and should disappear over time. You may also get blisters on your feet due to the rubbing/movement of feet in the shoes.

We do not anticipate the fit and comfort tests to be physically strenuous to you. If you are uncomfortable or wish to stop at any time during the study, you are able to do so.

The standard tasks we ask you to complete, such as squatting and walking, should not pose any physical risks to you that you would not experience in every day life. Some of the tasks may be mild to moderately physically strenuous (for example, carrying a backpack). It is possible that you could be come fatigued, or experience a fall, common muscle pull or pain. You may also experience joint soreness in your hip, knee, ankle or foot. You will be given a break at any time you need, and you may stop the testing at any time.

It is possible that you could experience a fall whilst conducting some of the tests, with the suit on. However, in both the passive and pseudo-passive mode, the device will not be providing any active assistance to you, so the risk of a fall due to the device in these modes of testing is minimal. Should you take part in active mode testing, you will be supported by a harness/strap system whilst wearing the suit, when available. We will ensure this harness system is secure and comfortable for you. The harness/strap system will be attached to a mobile support frame, an overhead track, or the support framework of the treadmill system, based on what is most appropriate for the specific task. If any active mode testing takes place outdoors, a researcher will be at each side of you to ensure your safety. We do not anticipate any physical risks in the



passive or pseudo-passive testing that require any external safety harnessing, or personal protective equipment.

As with any walking exercise, there is the possibility that abnormal responses could occur. These include unexpected changes in blood pressure, irregular heart rate, fainting, nausea, shortness of breath, fatigue, muscle cramps, muscle soreness or joint injury, and in rare cases, heart problems or hospitalization. Should you require medical attention while participating in the study, you will be referred to the emergency room facilities at one of the hospitals neighboring the Wyss Institute.

The treadmill we will use in this research study is similar to a treadmill you would use in a fitness center, but it is specifically designed for the analysis of human locomotion. Its safety features include: multiple emergency stop switches that are easier to reach (one accessible to the user, and one to the researcher), safety handrails for assistance, and the ability to enhance safety by connecting the user to an overhead ceiling suspended safety harness. During this study, we will make sure the speed of the treadmill is always set to the self-selected pace you have chosen throughout the task.

There may be additional risks posed to you during active mode testing. Because the device has the ability to provide active assistance, we have designed multiple emergency-off buttons in the suit to immediately power down the suit in the event of an unanticipated problem (sensor malfunction), or in the event the you feel uncomfortable or want active assistance to stop. A sensor malfunction or unanticipated problem would not pose an additional physical risk to you, it would simply stop any active assistance from the device and the control algorithm taking sensing and actuation into account would not work. If active assistance were to continue with a sensor malfunction, any force the device exerts is similar to or less than what a healthy adult can naturally generate, thus minimizing the risk of generating too much force. This button can be used in the pseudo-passive and active mode. Should active mode testing take place outdoors, a researcher will be at each side of you to ensure your safety. We will try to avoid any hazardous terrains. Should the device and/or cables get caught on something (i.e. rock, tree branch), the cables will break away and any force the device exerts will be similar to or less than what a healthy adult can naturally generate, thus minimizing the risk of generating too much force for the user.

We use two types of EMG sensors in this study: wired and wireless sensors. There has been a previous reported incident of a minor burn with the wired EMG system we will use in this study. Although the likelihood of a recurrence is rare, we have periodic equipment and data checks in place to minimize this risk.

The double-sided medical grade tape used to place the motion capture markers and EMG sensors on you may cause some slight skin redness when taken off. This is a normal reaction and will disappear with time.

In any mode of testing, you will not be alone in the testing facility while testing the suit.



You can choose below how you would like us to handle your photos and videos. You can also indicate whether you would like us to blur any facial images or adjust audio pitch of any recordings before we use them for the abovementioned purposes. If at any time you would like this data removed from our storage, please notify us in writing at the following address: Mona Qureshi, Clinical Research Supervisor, Wyss Institute, 1<sup>st</sup> Floor Center for Life Sciences Boston, 3 Blackfan Circle, Boston MA, 02115.

Please check below to indicate that you understand you will be videotaped and/or photographed during the study procedures and have read the procedures we ask you to follow should you want this video/photo data removed from our records. You may not be able to participate in this research study if you do not agree to have some or all of the study session taped/photographed.

Yes, I acknowledge that I will be videotaped during study procedures and agree to participate. *You may use my video/photo data with collaborators, in publications, presentations or for teaching or training purposes, without altering it in any way.*

Yes, I acknowledge that I will be videotaped during study procedures and agree to participate. *You may use my video/photo data with collaborators, in publications, presentations or for teaching or training purposes, but you must blur my facial images or adjust any audio pitch in the video prior to doing this.*

No, I would not like to be videotaped or photographed during study procedures. This may affect my ability to participate in the research study.

#### **PARTICIPATION IN FUTURE STUDIES**

The results of this research may lead to additional research studies in the future. Please check the appropriate box below to let us know if you would like to be contacted about possible participation in any future research studies of a similar nature.

I would like to be contacted for possible participation in future research studies.

I would **not** like to be contacted for possible participation in future studies.

#### **CONTACT NUMBERS**

The Principal Investigator of this study: Dr. Conor Walsh, Ph.D., Wyss Institute, can be reached at 617-496-7128 and the Research Manager, Mona Qureshi, can be reached at 617-432-1578:

- If you have questions, concerns, or complaints,
- If you would like to talk to the research team,
- If you think the research has hurt you, or
- If you wish to withdraw from the study.

This research has been reviewed by a Harvard Longwood Medical Area Institutional Review Board (HMS/HSDM or HSPH). If you wish to speak with someone from the IRB, please contact the Office of Human Research Administration (OHRA) at 617-432-2157 (or toll-free at 1-866-



As with any electrical device, there is a very minimal risk of electrical shock. To reduce this risk all electrical components will be sealed in non-conducting plastic boxes and all wires will be coated. Any assistance you may experience from the suit will be similar to or less than what a healthy adult can naturally generate. Additionally, similar to commercially available electrical devices, during operation, there is a risk of minimal heat production. The components with the ability to generate heat will be located away from your body (i.e. they will not touch your skin). The components also have cooling fans inside them to allow ventilation and minimize the heat production if it occurs. The researchers will periodically check these components throughout the study.

If we come across any significant new findings developed during the course of the research, which may affect your willingness to continue participation, we will provide these to you.

#### **BENEFITS OF PARTICIPATION**

There are no direct benefits to participants as a result of participating in this research. However, the results of this research will lead to the development of a soft lower-extremity suit with the potential of augmenting lower-extremity abilities, which has various medical and military applications.

This study may lead to the development of a commercial product. There are no plans to provide you with any financial compensation in the event a commercial product is developed.

#### **ALTERNATIVES**

This study does not include any therapy or treatment. You may choose not to participate in this research.

#### **WITHDRAWAL**

Participation in this study is completely voluntary. If you decide not to participate in this study, this decision will not result in the loss of any benefits to which you would otherwise be entitled. You may also withdraw from a study at any time (including once it has begun) without losing any of the benefits or services to which you would otherwise be entitled.

#### **INVOLUNTARY TERMINATION**

If you are found not eligible to participate or if you are not able to complete the tasks, you may not be able to participate in the study. Also, we will give you verbal instructions to ensure your safety and the integrity of the study. If you are not able to follow the instructions, you may not be able to participate in the study.

#### **COSTS**

If you do not drive to the study visits, you may incur out of pocket transportation costs.



### **STIPEND/REMUNERATION**

If you are not a member of the research team, you will receive a \$50 Amazon® gift card for your participation in the first 12 study visits per calendar year. After 12 visits in the calendar year, should you volunteer to participate in additional study visits, you will not receive a gift card. The calendar year begins on the first day in January and ends on the last day in December.

If you are not a member of the research team, you may also receive a parking voucher to cover the cost of parking, depending on the location of your study visit. You may receive this at any study visit, regardless of the number of times you participate per calendar year. You may complete as many study visits as you like.

It is unknown whether a commercial product will ultimately be developed from any such work that may be performed. The Wyss Institute, Harvard University, has no program to compensate you in the event product testing or commercial development takes place. In signing this consent form, you are acknowledging and voluntarily consenting to the fact that you will not receive any remuneration, should such a situation occur.

### **COMPENSATION FOR RESEARCH-RELATED INJURY**

If physical injury resulting from participation in this research should occur, although Harvard's policy is not to provide compensation, medical treatment will be available including first aid, emergency treatment, and follow-up care as needed, and your insurance carrier may be billed for the cost of such treatment. In making such medical treatment available, or providing it, the persons conducting this research project are not admitting that your injury was their fault.

### **PRIVACY AND CONFIDENTIALITY**

Every effort will be made to ensure that your participation in this study and all records about your participation will remain confidential. However, confidentiality cannot be absolutely guaranteed. For example, some funding and regulatory agencies may have the right to review the records for the study to be sure that certain rules are followed correctly.

All data we collect about you will be labeled with a unique participant number and no other identifying information. Any data files collected through motion capture will also only be labeled with your participant number. Only the PI and designated team members will have access to the key linking your identity to your participant code. The photos and videos of you will not contain your name or any information that can identify you. It is possible that your face appears in some of these files. It is also possible that we may use the data, images and recordings we collect with our collaborators, or in publications, presentations, or for teaching and training purposes. You should know that if data, videos or photos were used in this manner, none of your identifiers would be included with them, such as your name or any date.

Your name will not appear in any report of the study results.

### **PHOTOS AND VIDEOS**



606-0573) or 90 Smith Street, Boston, Massachusetts 02120 for any of the following:

- If your questions, concerns, or complaints are not being answered by the research team,
- If you cannot reach the research team,
- If you want to talk to someone besides the research team,
- If you have questions about your rights as a research participant, or
- If you want to get information or provide input about this research.

#### PARTICIPANT STATEMENT

I have read this consent form. I have discussed with Dr. Conor Walsh, Ph.D or his staff the information in this consent form. I have been given the opportunity to ask questions and my questions were answered to my satisfaction.

I understand that I may refuse to participate in this study and that if I refuse to participate; this will not result in the loss of any benefits or services to which I am otherwise entitled. I agree to participate in this study. I also understand that if, for any reason, I wish to stop participating, I will be free to do so, and this will have no effect on my future care or services. I have been given a copy of this consent form for my records.

Please check off the below boxes by indicating which modes you would like to participate in during the study.

- I would like to participate in the Free-Walking Mode of this research study.
- I would like to participate in the Passive Mode of this research study.
- I would like to participate in the Pseudo-Passive Mode of this research study.
- I would like to participate in the Active Mode of this research study.
- I would like to participate in the load-testing portion of this research study. The amount of load I can carry is my decision, and is limited to a maximum of 45kg/100lbs.

\_\_\_\_\_  
Date

\_\_\_\_\_  
Participant

I have fully explained to \_\_\_\_\_ the purpose, procedures and risks that are involved in the above-described study. I have answered all questions to the best of my ability.

\_\_\_\_\_  
Date

\_\_\_\_\_  
Signature of person obtaining consent

## APÊNDICE B – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO DO ESTUDO I

Protocol Title: The influence of different foot structures on the biomechanics of the trunk and lower limbs during walking
Principal Investigator: Anne Khuu
Description of Subject Population: Healthy adults between 18 and 40 years old
Version Date: July 7, 2014

### Introduction

Please read this form carefully. The purpose of this form is to provide you with important information about taking part in a research study. If any of the statements or words in this form are unclear, please let us know. We would be happy to answer any questions.

If you have any questions about the research or any portion of this form, please ask us. Taking part in this research study is up to you. If you decide to take part in this research study we will ask you to sign this form. We will give you a copy of the signed form.

The person in charge of this study is Anne Khuu. She can be reached at 617-353-7472 or akhUU@bu.edu. We will refer to this person as the “researcher” throughout this form.

### Why is this study being done?

The purposes of this study are to 1) investigate the influence of different foot structures on the motion and forces acting on the trunk and lower limbs during walking and 2) determine if simple instructions to increase ankle pushoff can modify the motion of the trunk and lower limbs during walking in individuals with different foot structures. About 60 subjects will take part in this research study at Boston University.

### How long will I take part in this research study?

The entire study will take place in the Human Adaptation Laboratory at Boston University and will take about 2 hours.

### What will happen if I take part in this research study?

If you agree to take part in this study, we will ask you to sign the consent form before we do any study procedures.

### Study Visit

The visit will take about 2 hours to complete. At this visit, we will ask you to do the following procedures:

- You will answer a form about your history of injuries and pain as well as your current activity level. You may skip any questions you are not comfortable answering.
- You will be asked to wear a tight fitting shirt and shorts. If you have appropriate shirt and shorts, you may be able to wear your own; otherwise, a shirt and shorts will be provided for you to wear during the testing.

- You will lie on your stomach on an examination table. A thin stick will be taped to the bottom side of the front part of your foot. The examiner will position your feet in a comfortable, standard position. You will be asked to maintain this position while digital photographs are taken.
- You will walk barefoot at your normal walking speed around the lab. You will be timed between two marked lines on the ground. Moreover, you will be asked to walk barefoot on a gait carpet and a mat with sensing elements that will provide us with information about how you walk and the pressures on your feet. The total time walking on the ground will be approximately 10 minutes and less than 15 minutes.
- We will put reflective markers on your skin and clothing using medical grade tape and pre-wrap on your head, trunk, pelvis, and both lower limbs. These markers will allow us to record the motion of your body as you walk.
- You will walk barefoot on a treadmill at different speeds: 1) your normal walking speed, 2) 25% faster than your normal walking speed, and 3) prescribed speed (1.25 m/s). The order of these speeds may vary. Afterwards, we will ask you to push more with your foot when you walk. The total time spent walking on the treadmill will be less than 20 minutes.
- You will sit and lie on an examination table while an examiner measures your hip range of motion. The clinician will move your leg until there is a stretch and measure that position.

### **Videotaping**

We would like to videotape you during this study. If you are videotaped, it will not be possible to identify you in the video. We will store these files on password protected computers and only approved study staff will be able to see the files. We will label the files with a code instead of your name. The key to the code connects your name to your videotape. The researcher will keep the key to the code in a locked cabinet. The files will be destroyed at the end of the research.

Do you agree to let us videotape you during this study?

\_\_\_\_\_YES                      \_\_\_\_\_NO                      \_\_\_\_\_INITIALS

### **Storing Study Information for Future Use**

We would like to store your study information for future research related to the influence of different foot structures on the movement of the trunk and lower limbs during walking. We will label all your study information with a code instead of your name. The key to the code connects your name to your study information. The researcher will keep the code in a locked cabinet.

Do you agree to let us store your study information for future research related to the influence of different foot structures on the movement of the trunk and lower limbs during walking?

\_\_\_\_\_YES                      \_\_\_\_\_NO                      \_\_\_\_\_INITIALS

### **Sending Study Information to Research Collaborators Outside Boston University**

We may send your study information to research collaborators at an outside site. We will label all your study information with a code instead of your name. The key to the code connects your name to the study information. The researcher will keep the key to the code

here at Boston University and will not share it with our research collaborators. Nobody outside of Boston University will know which study information is yours.

### **How Will You Keep My Study Records Confidential?**

We will keep the records of this study confidential by storing this consent form in a locked file cabinet and storing all electronic data that is collected on a password-protected computer. We will make every effort to keep your records confidential. However, there are times when federal or state law requires the disclosure of your records.

The following people or groups may review your study records for purposes such as quality control or safety:

- The Researcher and any member of her research team
- The Institutional Review Board at Boston University. The Institutional Review Board is a group of people who review human research studies for safety and protection of people who take part in the studies.
- Federal and state agencies that oversee or review research

The results of this research study may be published or used for teaching. We will not put identifiable information on data that are used for these purposes.

### **Study Participation and Early Withdrawal**

Taking part in this study is your choice. You are free not to take part or to withdraw at any time for any reason. No matter what you decide, there will be no penalty or loss of benefit to which you are entitled. If you decide to withdraw from this study, the information that you have already provided will be kept confidential.

If you are a student at Boston University, this will not affect your class standing or your grades at Boston University. You will not be offered or receive any special consideration if you take part in this research study.

If you are an employee at Boston University, your non-participation or discontinued participation will in no way affect your performance review or employment. Your supervisor will not be informed of your participation, non-participation, or discontinued participation in this research study.

### **Future Contact**

We may like to contact you in the future either to follow-up to this study or to see if you are interested in other studies taking place at Boston University. Do you agree to let us contact you in the future?

\_\_\_\_\_ YES

\_\_\_\_\_ NO

\_\_\_\_\_ INITIALS

### **What are the risks of taking part in this research study?**

#### **Risks of Completing Tasks**

You might trip and fall or stub your toe while performing the walking tasks in this study. If you seem unsteady, a research assistant will stand near you during the task to reduce the minor risk of you falling. You may experience minor discomfort while walking and/or minor

skin irritation from the tape. You may get tired during the tasks. You can rest at any time and you can stop the study at any time.

**Loss of Confidentiality**

The main risk of allowing us to use and store your information for research is a potential loss of privacy. We will protect your privacy by labeling your information with a code and keeping the key to the code in a password-protected computer and/or locked cabinet.

**Are there any benefits from being in this research study?**

There are no direct benefits to you from taking part in this research. Others may benefit in the future from the information that is learned in this study.

**What alternatives are available?**

You may choose not to take part in this research study.

**Will I get paid for taking part in this research study?**

You will be paid \$10 per hour for taking part in this research study.

**What will it cost me to take part in this research study?**

There are no costs to you for taking part in this research study other than your time.

**If I have any questions or concerns about this research study, who can I talk to?**

You can call us with any concerns or questions. If you have questions regarding this research or if you have a research related injury, either now or at any time in the future, please contact Anne Khuu at 617-353-7472 or [akhuu@bu.edu](mailto:akhuu@bu.edu). Additionally, you may contact Cara Lewis at 617-353-7509 or [lewisc@bu.edu](mailto:lewisc@bu.edu).

If you have questions about your rights as a research subject or want to speak with someone independent of the research team, you may contact the Boston University IRB directly at 617-358-6115.

**Statement of Consent**

I have read the information in this consent form including risks and possible benefits. I have been given the chance to ask questions. My questions have been answered to my satisfaction, and I agree to participate in the study.

**SIGNATURE**

---

Name of Subject

---

Signature of Subject

---

Date

I have explained the research to the subject and answered all his/her questions. I will give a copy of the signed consent form to the subject.

---

Name of Person Obtaining Consent

---

Signature of Person Obtaining Consent

---

Date