FRANKLIN DE CAMARGO JUNIOR

Análise da propagação de incertezas no método de dinâmica inversa tridimensional para membro inferior durante a marcha em diferentes velocidades

Dissertação apresentada à Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, para a obtenção do título de Mestre em Ciências

Programa de Ciências da Reabilitação

Área de concentração: Movimento, Postura e Ação Humana
Orientadora: Profa. Dra. Isabel de Camargo Neves Sacco

São Paulo

2012

FRANKLIN DE CAMARGO JUNIOR

Análise da propagação de incertezas no método de dinâmica inversa tridimensional para membro inferior durante a marcha em diferentes velocidades

Dissertação apresentada à Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, para a obtenção do título de Mestre em Ciências

Programa de Ciências da Reabilitação

Área de concentração: Movimento, Postura e Ação Humana
Orientadora: Profa. Dra. Isabel de Camargo Neves Sacco

São Paulo

2012

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

Preparada pela Biblioteca da
Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

©reprodução autorizada pelo autor

Camargo Junior, Franklin de
Análise da propagação de incertezas no método de dinâmica inversa tridimensional para membro inferior durante a marcha em diferentes velocidades / Franklin de Camargo Junior. -- São Paulo, 2012.
Dissertação(mestrado)--Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.

Programa de Ciências da Reabilitação. Área de concentração Movimento, Postura e Ação Humana.
Orientadora: Isabel de Camargo Neves Sacco.

Descritores: 1.Biomêcanica 2.Torque articular 3.Incerteza 4.Centro de pressão 5.Velocidade de marcha

USP/FM/DBD-248/12

À minha esposa, Julieta, aos meus filhos, Lucas e Júlia, e ao caminho do meu pai, Franklin.

AGRADECIMENTOS

Este trabalho foi enriquecido pela colaboração de diferentes pesquisadores ao longo de seu desenvolvimento. Dirijo meus agradecimentos à Profa. Isabel C. N. Sacco para qual devo a minha orientação acadêmica e os rumos tomados no presente estudo e aos Profs. Jefferson F. Loss e Marko Ackermann pelo compartilhar de conteúdos específicos às suas linhas de pesquisa. Estendo minha gratidão aos Profs. Marcos Duarte, Henrique T. Moriya, Demétrio E. Baracat e Pascual Figueroa pelos ensinamentos proferidos em instantes de obscuridade. Meus agradecimentos aos meus colegas de jornada acadêmica Marcelo La Torre, Daniel C. Ribeiro, Marco K. Butugan e Maria Isabel V. Orselli pelas discussões destinadas ao desenvolvimento de recursos computacionais, a Adriana, Alessandra, Aline, Ana Paula, Andreja, Cristina, Francis, Ivye, Lucas, Mariane, Paulo, Renata, Ricky e Roberto pela convivência em laboratório, e a todos aqueles que de alguma maneira estão ou estiveram ligados ao Labimph-FOFITO/USP e Lapex-ESEF/UFRGS. Agradeço também a todos os voluntários que participaram deste estudo e aos funcionários da seção de pós-graduação Ana e Vergílio pelo serviço prestado. E finalmente, enalteço o apoio sempre incondicional dedicado ao longo da minha trajetória acadêmica por minha esposa Julieta, meus filhos Lucas e Júlia, minha mãe Sueli, minha sogra Regina, meu tio Pascoal e meu avô José Vicente. A todos vocês muito obrigado!

"Que para examinar a verdade é necessário, uma vez na vida,

colocar todas as coisas em dúvida, o mais que se puder"

René Descartes (1596-1650)

NORMALIZAÇÃO ADOTADA

Esta dissertação está de acordo com as seguintes normas em vigor no momento desta publicação:

Referências: adaptado de *International Committee of Medical Journals Editors* (Vancouver).

Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina. Serviço de Biblioteca e Documentação. Guia de apresentação de dissertações, teses e monografias. Elaborado por Anneliese Carneiro da Cunha, Maria Julia de A. L. Freddi, Maria F. Crestana, Marinalva de Souza Aragão, Suely Campos Cardoso, Valéria Vilhena. 2ª. Ed. São Paulo: Serviço de Biblioteca e Documentação; 2005.

Abreviaturas dos títulos dos periódicos de acordo com *List of Journals Indexed in Index Medicus*.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS VII

LISTA DE TABELAS..... IX

NOTAÇÕES E CONVENÇÕES..... X

RESUMO..... XII

ABSTRACT XIII

1. INTRODUÇÃO 14

2. MÉTODOS.....20

2.1 CASUÍSTICA 20

2.2 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL 21

2.3 INSTRUMENTAÇÃO 24

2.4 PROCESSAMENTO DOS DADOS EXPERIMENTAIS 25

2.5 ANTROPOMETRIA.....26

2.6 CINEMÁTICA 27

2.6.1 Determinação dos centros articulares 27

2.6.2 Determinação dos centros de massa segmentares 32

2.6.3 Orientação dos segmentos 34

2.7 CÁLCULO DO CENTRO DE PRESSÃO.....36

2.8 CÁLCULO POR DINÂMICA INVERSA 38

2.9 CÁLCULO DA PROPAGAÇÃO DE INCERTEZAS 40

2.10 ANÁLISE DE ESTATÍSTICA 42

3. RESULTADOS 44

4. DISCUSSÃO 55

5. CONCLUSÃO 62

ANEXO A 63

ANEXO B 64

6. REFERÊNCIAS 66

APÊNDICES

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Protocolo de marcas anatômicas e técnicas para aquisição de dados cinemáticos. 21

Figura 2 – Etapas do desenvolvimento do estudo. 23

Figura 3 – Posição das câmeras, plataforma de força, fotocélulas e sistema de coordenadas do global.....25

Figura 4 – SRL-técnico do pé. 28

Figura 5 – SRL-técnico da perna. 28

Figura 6 – SRL-técnico da coxa. 29

Figura 7 – SRL-técnico da pelve. 30

Figura 8 – Ajustes no modelo antropométrico de Zatsiorsky proposto por De Leva.32

Figura 9 – Sistema de referência local anatômico (SRL-a). 34

Figura 10 – Trajetória do centro de pressão (r_{CoP}) calculado para marcha em velocidade moderada de um sujeito representativo e vetores de perturbações aplicados às coordenadas do CoP (Δr_{CoP}). 37

Figura 11 – Diagrama de corpo livre para o segmento coxa.....39

Figura 12 – Médias dos momentos resultantes (n=5 sujeitos) das articulações do tornozelo, joelho e quadril nas diferentes velocidades de marcha, expressos nos SRL-anatômicos proximais (i.e. perna, coxa e pelve; respectivamente).....45

Figura 13 – Incertezas no momento resultante de tornozelo, no plano frontal do SRG, para perturbações do CoP (5 e 10 mm), nas diferentes velocidades de marcha do sujeito 1. 46

Figura 14 – Médias e desvios das incertezas nos momentos resultantes de tornozelo nos três planos (SRG), para uma perturbação do CoP de 10 mm, durante a marcha moderada do sujeito 1. 47

Figura 15 – Médias das incertezas para os momentos resultantes (n=5 sujeitos) de tornozelo, joelho e quadril na marcha em velocidade lenta, moderada e rápida expressas nos SRL-anatômicos proximais (i.e. perna, coxa e pelve; respectivamente), para uma perturbação de CoP de 10 mm. 48

Figura 16 – Incertezas nos momentos de quadril (n=5 sujeitos) nas velocidades de marcha lenta, moderada e rápida, para uma perturbação no CoP de 10 mm. 50

Figura 17 – Incertezas nos momentos de joelho (n=5 sujeitos) nas velocidades de marcha lenta, moderada e rápida, para uma perturbação no CoP de 10 mm. 51

Figura 18 – Incertezas nos momentos de tornozelo (n=5 sujeitos) nas velocidades de marcha lenta, moderada e rápida, para uma perturbação no CoP de 10 mm. 52

Figura 19 – Incertezas de momento nas articulações do tornozelo, joelho e quadril (n=5 sujeitos) nas velocidades de marcha lenta, moderada e rápida, para uma perturbação no CoP de 10 mm.....53

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Parâmetros inerciais segmentares (De Leva, 1996). CM: centro de massa em porcentagem do comprimento de proximal para distal, m: massa do segmento em porcentagem da massa corporal e $I_{lg,ap,ml}$: momentos de inércia nos eixos longitudinal, ântero-posterior e médio-lateral. 33

Tabela 2 – Médias e desvios-padrão dos picos de momento (M) e das incertezas de momento (uM) decorrentes da perturbação do CoP (delta = 10 mm) e incerteza relativa (uM/M) nas diferentes velocidades de marcha (lenta, moderada e rápida). 54

NOTAÇÕES E CONVENÇÕES

X,Y,Z – eixos do sistema de referência global

x,y,z – eixos do sistema de referência local anatômico

u,v,w – vetores unitários do sistema de referência local técnico

i,j,k – vetores unitários do sistema de referência local anatômico

P,D – próxima e distal

st – quadro de referência na estática

kma – quadro de referência na cinemática

O – vetor origem de um sistema de referência

R – matriz de rotação

α,β,γ – ângulos segmentares

d – comprimento

I – momento de inércia

m – massa

r – vetor posição

t – tempo

v – velocidade linear

a – aceleração linear

g – aceleração gravitacional

ω – velocidade angular

$\dot{\omega}$ – aceleração angular

CoP – centro de pressão

h – altura da base em relação à origem da plataforma

FRS – força reação do solo

F – força resultante

M – momento resultante

u – incerteza de estimativa

RESUMO

CAMARGO-JUNIOR, F. *Análise da propagação de incertezas no método de dinâmica inversa tridimensional para membro inferior durante a marcha em diferentes velocidades* [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2012. 87 p.

O objetivo deste estudo foi investigar o efeito do erro na localização do centro de pressão (5 e 10 mm) nas incertezas de momentos articulares dos membros inferiores em diferentes velocidades de marcha (1,0, 1,5 e 2,0 m/s). Nossas hipóteses foram que: as incertezas absolutas de momento articular diminuam de distal para o proximal e da condição de maior para a de menor velocidade. Os momentos articulares de cinco adultos jovens saudáveis foram calculados pelo método "bottom-up" de dinâmica inversa 3D, na dependência do qual estimamos as incertezas propagadas. Os resultados indicaram que existe uma relação diretamente proporcional entre os erros do centro de pressão e as incertezas de momento articular. As incertezas absolutas nos picos de momento expressas no sistema de referência anatômico diminuíram de distal para proximal, confirmando nossa primeira hipótese, exceto para o momento de abdução. Da menor para a maior velocidade de marcha ocorreu um aumento da incerteza no momento (de até 0,04 Nm/kg), confirmando agora nossa segunda hipótese, exceto, mais uma vez, para abduções de joelho e quadril. E ainda, as incertezas relativas variaram dependendo do plano e articulação (entre 5 e 31%), sendo os momentos articulares de joelho os mais afetados.

Descritores: biomecânica; torque articular; incerteza; centro de pressão; velocidade de marcha.

ABSTRACT

CAMARGO-JUNIOR, F. *Analysis of propagation of uncertainties in the inverse dynamics method three-dimensional lower limb during gait at different velocities* [dissertation]. São Paulo: "Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo"; 2012. 87 p.

The aim of this study was to investigate the effect of errors in the location of the center of pressure (5 and 10 mm) on lower limb joint moment uncertainties at different gait velocities (1.0, 1.5, and 2.0 m/s). Our hypotheses were that the absolute joint moment uncertainties would be gradually reduced from distal to proximal joints and from higher to lower velocities. Joint moments of five healthy young adults were calculated by inverse dynamics using the bottom-up approach, depending on which estimate the uncertainty propagated. Results indicated that there is a linear relationship between errors in center of pressure and joint moment uncertainties. The absolute moment peak uncertainties expressed on the anatomic reference frames decreased from distal to proximal joints, confirming our first hypothesis, except for the abduction moments. There was an increase in moment uncertainty (up to 0.04 Nm/kg for the 10 mm error in the center of pressure) from the lower to higher gait velocity, confirming our second hypothesis, although, once again, not for hip or knee abduction. Finally, depending on the plane of movement and the joint, relative uncertainties experienced variation (between 5 and 31%), and the knee joint moments were the most affected.

Descriptors: biomechanics; joint torque; uncertainty; center of pressure; walking speed.

1. INTRODUÇÃO

Além de ser o meio natural de deslocar o corpo pelo espaço, do ponto de vista mecânico, a marcha é maneira mais eficiente de percorrer pequenas distâncias. Entendida como uma atividade complexa que depende da interação entre segmentos articulados com a massa corporal total, informações importantes de desempenho (tais como simetrias posturais, distribuição de força e momento articular) dessa habilidade de locomoção podem ser obtidas em diferentes níveis de análise (Whittle, 1996; Moraes, 2000; Perry, 2005). Progressos na instrumentação e na integração de dados têm possibilitado estudar a marcha de um modo cada vez mais preciso e exato.

Para identificar as causas mecânicas dos padrões normais e patológicos da locomoção humana, um método comumente utilizado é a dinâmica inversa. Esse método consiste na obtenção de variáveis como força (F) e momento (M) articular a partir de dados cinemáticos, tais como posição, orientação e aceleração de um corpo ou segmento. Ao assumirmos o deslocamento do corpo como resultante da somatória de F e M aplicados a um conjunto de segmentos articulados, podemos dizer que esse método nos permite compreender as causas de um movimento, como os de marcha no nosso caso, a partir dos seus efeitos.

Especificamente para as ciências da saúde, a dinâmica inversa pode fornecer informações importantes sobre desordens na marcha (Allard *et al.*,

1995; Siegler e Liu, 1997; Vaughan *et al.*, 1999; Loss *et al.*, 2002; Perry, 2005) sendo que, muitas vezes, mudanças significativas na capacidade funcional do paciente podem resultar em pequenas diferenças nos perfis de F e M entre grupos ou condições.

Como qualquer método experimental, a aquisição e o processamento dos dados em dinâmica inversa estão sujeitos a erros sistemáticos e aleatórios resultando em indefinições nos resultados (Holman, 1994; Vuolo, 1996) e, consequentemente, interpretações equivocadas. Na abordagem “bottom-up” de dinâmica inversa, os resultados de F e M articulares proximais de um segmento correspondem em módulo e sentido oposto aos resultados de F e M distais para o segmento proximal adjacente, propagando assim a incerteza desses resultados (em última análise sobre o M articular, i.e, uM) pela cadeia cinemática. Neste trabalho, em conformidade com o Vocabulário Internacional de Metrologia (Brasil, 2012), erro é definido como a diferença entre um resultado medido ou calculado e um outro convencionado como verdadeiro, e incerteza como a estimativa de dispersão do erro nas soluções em dinâmica inversa.

Alguns estudos avaliaram diferentes fatores que podem influenciar a precisão da determinação do momento articular, tais como os antropométricos. Pearsall e Costigan (1999) avaliaram as diferenças nas estimativas dos parâmetros segmentares (massa, momento de inércia e centro de massa) considerando seis modelos preditivos (Dempster, Clauser, Clauser/Regressão, Zatsiorsky, Zatsiorsky/Regressão, Zatsiorsky/Geométrico) e os efeitos dessas diferenças para forças e momentos 3D de quadril durante a marcha natural.

Baseados numa perturbação de 40% (variação média observada entre os modelos preditivos) para cada parâmetro antropométrico, os autores relatam diferenças gerais de F < 0,1 N/kg e M < 0,05 Nm/kg, com exceção para F próximo-distal de até 1 N/kg (correspondente a 57 e 62% de variação nas fases de apoio e balanço, respectivamente).

Rao et al. (2006) também investigaram a influência dos parâmetros segmentares de diferentes modelos antropométricos (Zatsiorsky/Geométrico, Zatsiorsky/Regressão, De Leva, Dempster, Hanavan, Chandler) nas magnitudes das propriedades inerciais do segmento (massa, momento de inércia transversal e centro de massa), e seus respectivos efeitos nas estimativas de F e M articulares, neste caso para três cadências de marcha (preferencial = p, 2/3p e 4/3p). Os resultados indicam que as magnitudes dessas propriedades segmentares variam sensivelmente entre os modelos (de 10 a 61%) e consequentemente afetam em até 19% os picos de momento sagital na fase de apoio da marcha. Também demonstraram que as incertezas aumentam do distal para o proximal na fase de apoio, e que as propriedades inerciais do segmento não necessariamente correspondem ao fator mais importante quando a marcha é analisada em cadências mais rápidas.

A fim de conhecer as uM articulares, Riemer et al. (2008) simularam a variação de diversos parâmetros envolvidos no cálculo da dinâmica inversa 2D para marcha em cadência natural: antropometria (entre 5 e 47%, dependendo do segmento e propriedade inercial: massa, momento de inércia ou centro de massa), cinemática (distância entre dois pontos: de 10 e 20 mm; ângulo

segmentar: 2,4 e 4,8 graus; aceleração linear: 5 e 10%; e aceleração angular: 5 e 15%) e dinâmica (força reação do solo: 0,1 e 0,5%; distância do centro de pressão ao tornozelo: 5 e 10mm). Observaram que as estimativas dos M podem variar em magnitude entre 6 e 232%, sendo menores nas articulações mais distais; tendo como principais contribuidores (90% da incerteza): a massa do pé, os ângulos segmentares e o ponto de aplicação da força externa; e como secundários: as massas dos demais segmentos e as acelerações.

McCaw e DeVita (1995) avaliaram o efeito dos erros na localização ântero-posterior do centro de pressão (em 5 e 10 mm) para os momentos articulares em 2D, durante a marcha (1,82 m/s) e corrida (3,83 m/s). Os resultados para as respectivas perturbações são variações médias nos momentos sagitais de 7 e 14%, com pequenas diferenças entre marcha e corrida nos períodos iniciais e terminais da fase de apoio.

Ainda que em parte esclarecedores, os achados acerca das incertezas baseados em análises 2D para a locomoção não podem ser generalizados para todas as variáveis nas análises tridimensionais de dinâmica inversa, já que existem diferenças entre as magnitudes dos M articulares nas duas abordagens (2D e 3D), por causa das diferenças na localização dos centros articulares (Alkjaer *et al.*, 2001), bem como quando expressos nos sistemas de referência global e local (Liu e Lockhart, 2006).

Particularmente para o quadril, as uM também podem ser decorrentes da abordagem adotada para a localização do centro dessa articulação a partir de marcas anatômicas. Ao avaliarem a acurácia de quatro métodos não invasivos

tendo como padrão ouro medidas de raio-X, Kirkwood et al. (1999) demonstraram que os resultados de M articular podem variar de -0,15 a 0,40 Nm/kg no plano frontal, de -0,03 a 0,07 Nm/kg no plano sagital e de -0,05 a -0,03 Nm/kg no plano transverso. De acordo com Stagni et al. (2000), os erros na localização ântero-posterior do centro articular do quadril são os mais críticos para os resultados de momento. Esses autores perturbaram em 30 mm nas três direções (x, y e z) a localização do centro articular do quadril e observaram que os maiores erros de M ocorrem nos componentes flexo/extensor (22%) e abdutor/adutor (15%), e no instante de transição entre extensão e flexão (25%).

A sensibilidade da dinâmica inversa 3D para estudos de marcha em cadência natural (111 passos/minuto) foi testada por Silva e Ambrósio (2004) a partir das perturbações dos valores de massa segmentar (0,01 e 1 kg), das coordenadas dos pontos anatômicos, do ponto de aplicação da força (0,01 e 0,1 m) e da magnitude da força externa (1 e 9,8 N). Em cadência natural, os M articulares apresentam maior sensibilidade às variações da força externa e de seus pontos de aplicação, sendo que isoladamente provocam variações de 1 Nm (no quadril) para cada 1 N, 6% (no tornozelo) para cada 1 mm e menor sensibilidade para massa e erro de reconstrução das coordenadas espaciais.

Os estudos apresentados permitem conhecer os principais fatores de incerteza (massa, força externa e centro de pressão) para os momentos articulares durante a marcha em velocidade natural (cerca de 1,5 m/s) ou somente em condições 2D (massa, momento de inércia, centro de massa, ângulo segmentar e centro de pressão) nas diferentes velocidades. Ressaltamos que, em

análises de marcha a variação de velocidade é uma situação recorrente (Oberg *et al.*, 1993; Whittle, 1996) cujos efeitos não podem ser negligenciados. Keller et al. (1996), ao estudarem o efeito da velocidade na força reação do solo (FRS) durante a transição entre marcha e corrida observaram que numa variação de velocidade de 1,5 m/s a 6,0 m/s ocorre um aumento de 1,2 a 2,5 da componente vertical dessa força; variação essa que certamente afeta todo o sistema dinâmico da locomoção incluindo a propagação de incertezas.

Dado que a FRS é afetada pela velocidade de locomoção e o CoP define o ponto de aplicação dessa força externa no segmento mais distal da cadeia cinemática, parece-nos que a importância do erro no CoP para a uM articular é dependente da variação de velocidade. Dentro deste contexto, nossa pergunta foi: qual o efeito dos erros na localização do centro de pressão para os momentos articulares no membro inferior (tornozelo, joelho e quadril), obtidos por dinâmica inversa 3D durante a marcha em diferentes velocidades? As hipóteses foram que: (i) o erro no CoP propaguasse incertezas decrescentes nos M articulares do segmento mais distal para o proximal, (ii) crescentes da condição de menor para a maior velocidade de marcha e (iii) em virtude da combinação desses fatores (cadeia cinemática e velocidade) recairia sobre os M de tornozelo durante as marchas rápidas o maior potencial de incerteza.

O objetivo do presente estudo foi investigar o efeito do erro na localização do centro de pressão sobre as incertezas de momentos articulares resultantes nos membros inferiores, obtidos por dinâmica inversa “bottom-up” 3D, em velocidades de marcha lenta, moderada e rápida.

2. MÉTODOS

Delineado como estudo experimental de causa e efeito entre variáveis, o presente trabalho possui como variáveis: (i) independentes, os erros de estimativa do centro de pressão (ΔCoP) e três velocidades de marcha (lenta, moderada e rápida); e como (ii) dependentes, as incertezas nos momentos articulares resultantes (uM).

2.1 Casuística

A fim de minimizar os efeitos dos parâmetros segmentares inerciais nos resultados de incerteza para o momento articular (Durkin e Dowling, 2003; Rao *et al.*, 2006; Piovesan *et al.*, 2011) adotamos o modelo antropométrico de Zatsiorsky et al. (2002), bem como os ajustes de segmentação corporal considerando a posição dos centros articulares proposto por De Leva (1996). Nesse sentido, adotamos como critério de elegibilidade de nossa casuística a similaridade das características antropométricas correspondente a esse modelo. Foram avaliados cinco homens adultos jovens (23,2±2,7 anos, 74,6±8,0 kg e 1,78±0,01 m) amostrados por conveniência para representar uma exemplificação do processamento do método de cálculo em análise (Mccaw e Devita, 1995; Diss, 2001; Cahouet *et al.*, 2002; Rao *et al.*, 2006; Riemer *et al.*, 2008; Ribeiro e Loss, 2010).

Os sujeitos assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido aprovado pelo Comitê de Ética local (protocolo n. 411/11) (Anexos A e B).

2.2 Procedimento experimental

Baseado no protocolo de marcas anatômicas e técnicas de Cleveland (Campbell, 1987), foram fixados 17 marcadores nas seguintes referências: primeiro e quinto metatarsos, calcâneo, maléolos medial e lateral, extremidades medial e lateral da linha articular do joelho, espinhas ilíacas ântero-superior, sacro e sétima vértebra cervical; além de dois "clusters" com três marcas: um na perna e outro na coxa (Figura 1).

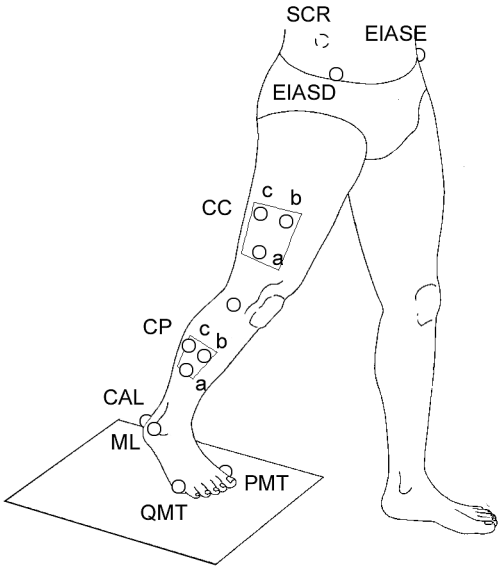

Figura 1 – Protocolo de marcas anatômicas e técnicas para aquisição de dados cinemáticos (adaptado de Vaughan et al., 1999). PMT: primeiro metatarso, QMT: quinto metatarso, CAL: calcâneo, ML: maléolo lateral, MM: maléolo medial, JL: extremidade lateral da linha articular do joelho, JM: extremidade medial da linha articular do joelho, $CP_{A,B,C}$: pontos A, B e C do "cluster" da perna, $CC_{A,B,C}$: pontos A, B e C

do “cluster” da coxa, EIASD: espinha ilíaca ântero-superior direita, EIASE: espinha ilíaca ântero-superior esquerda e SCR: sacro.

Uma vez realizado um período de habituação (entre dois e três minutos), foi solicitado ao sujeito que caminhasse por uma pista de marcha em diferentes velocidades (lenta = 1,0, moderada = 1,5 e rápida = 2,0 m/s, com tolerância de 5%) para o registro da dinâmica do membro inferior direito durante a fase de apoio. Foram consideradas sete tentativas válidas em cada velocidade para as variáveis cinemáticas e cinéticas (nível de confiança = 90%) (Diss, 2001). A partir de então, foram quantificados os M articulares resultantes e suas respectivas incertezas, considerando perturbações (5 e 10 mm) no plano transverso aplicadas ao centro de pressão (conforme descrito na seção 2.7). A Figura 2 ilustra o fluxograma com as etapas dos procedimentos deste estudo.

Para o estabelecimento das velocidades, consideramos 1,5 m/s como sendo aquela mais freqüente quando se caminha em cadência natural (Spirduso *et al.*, 1995), 2,0 m/s (1/3 acima da natural) como próximo ao limite de transição entre marcha e corrida (Diedrich e Warren, 1995) e 1,0 m/s como sendo 1/3 abaixo da cadência natural.

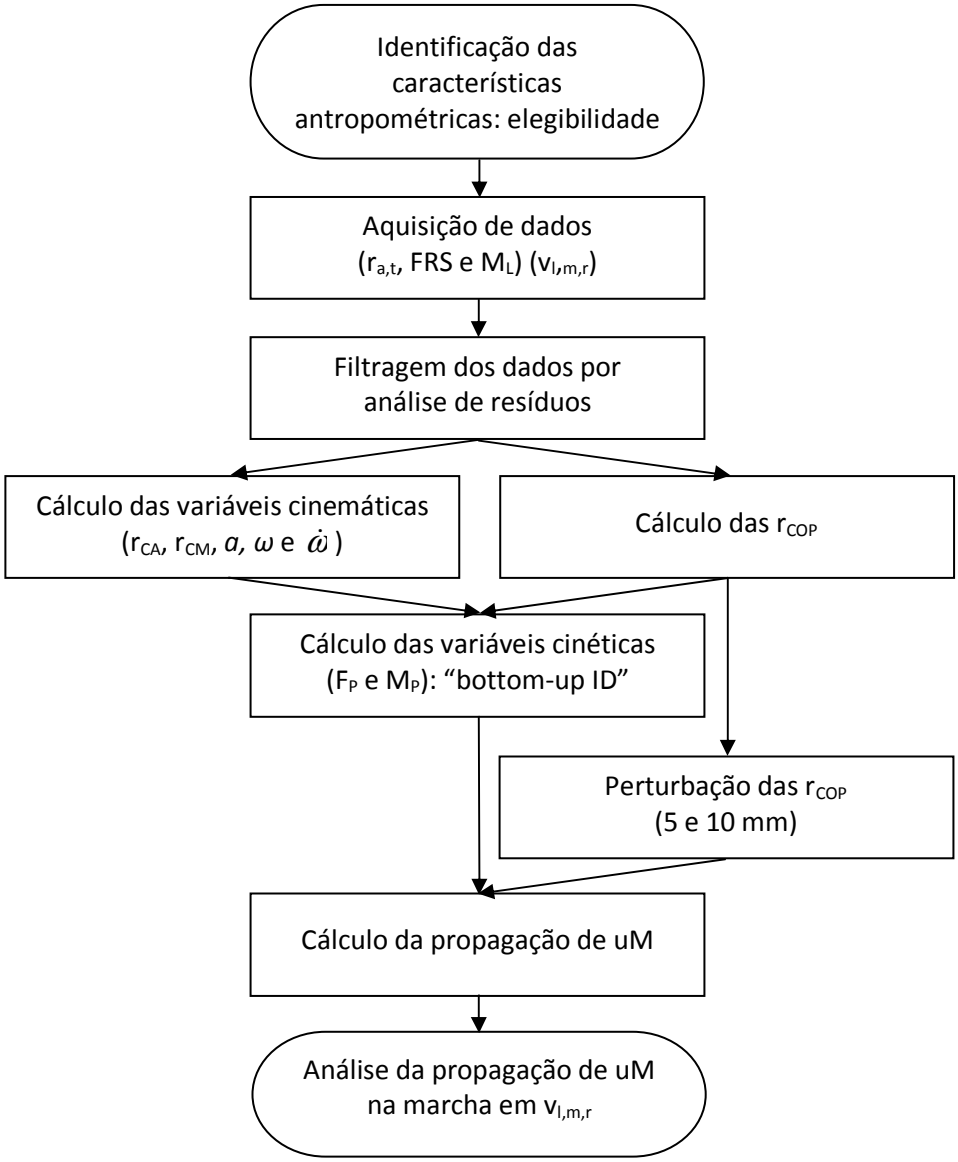

Figura 2 – Etapas do desenvolvimento do estudo ($v_{l,m,r}$: velocidades de marcha lenta, moderada e rápida, $r_{a,t}$: coordenadas anatômicas e técnicas, r_{CA}: coordenadas dos centros articulares, r_{CM}: coordenadas dos centros de massa, a: acelerações lineares, ω: velocidades angulares segmentares, $\dot{\omega}$: acelerações angulares segmentares, FRS: força reação do solo, M_L: momento livre na plataforma, r_{COP}: coordenadas do centro de pressão, F_P: forças articulares proximais resultantes, M_P: momentos articulares proximais resultantes e uM: incertezas de momento articular).

2.3 Instrumentação

Para a calibração do volume de coleta de dados cinemáticos e reconstrução das coordenadas (X, Y e Z; ântero-posterior, médio-lateral e vertical, respectivamente) dos marcadores que definem os segmentos corporais foram utilizadas seis câmeras infravermelho (OptiTrack / Natural Point, modelo Flex100, ângulo de visão de 45°, distância focal de 4,5 mm, acurácia 2D < 2 mm), um conjunto de marcadores retroreflexivos (18 mm), uma haste de calibração com marcadores fixados em distâncias conhecidas e o "software" AMASS^{TM} (C-Motion, EUA). Os dados de força reação do solo e momento livre (M_L) foram registrados por uma plataforma de força "strain gauge" (modelo OR6-7-1000, histerese e não-linearidade de 0,2% da escala total para cada componente de força, AMTI, EUA) disposta no centro da pista de marcha de 10 metros. Duas fotocélulas (modelo Speed Test Fit, CEFISE, Brasil) foram posicionadas de maneira eqüidistante à 2 m do centro da plataforma de força para propiciar um prévio controle da velocidade de marcha que posteriormente foi confirmada pelo cálculo da velocidade média do centro pélvico durante a fase de apoio. A Figura 3 representa o ambiente de coleta de dados.

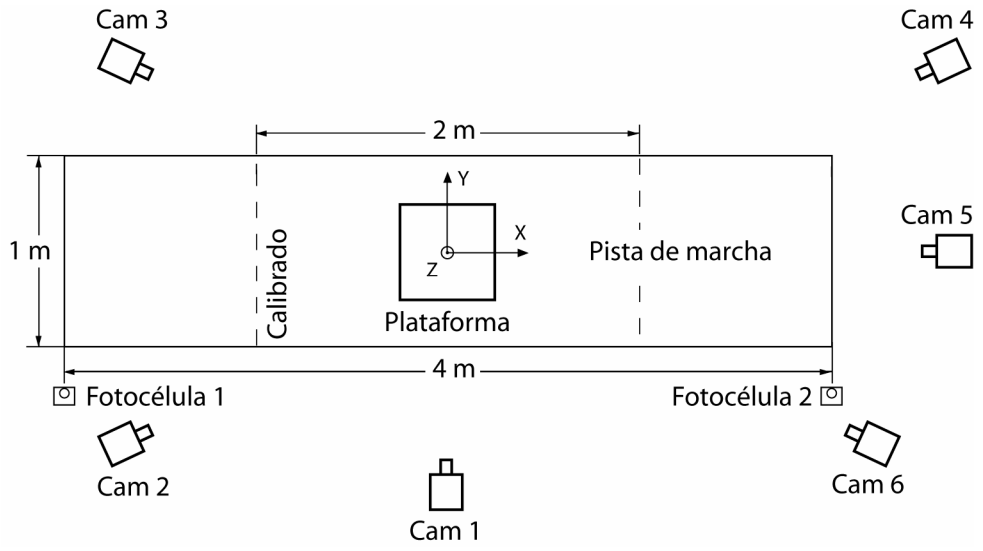

Figura 3 – Posição das câmeras, plataforma de força, fotocélulas e sistema de coordenadas do global.

2.4 Processamento dos dados experimentais

Os sistemas que geraram os parâmetros de marcha (cinemetria e plataforma de força) foram sincronizados no espaço a partir da translação da origem das coordenadas espaciais 3D para o centro da plataforma (Figura 3). A sincronização temporal entre os mesmos foi baseada na correspondência entre os eventos que definem o instante de contato inicial da marcha – aceleração máxima do maléolo lateral no intervalo de tempo em que o pé está nos limites ântero-posterior da plataforma e o sinal da força vertical (Hreljac e Marshall, 2000).

A cinemática foi amostrada em 100 Hz e os dados de plataforma (forças e momento livre) em 1000 Hz, sendo esses dados subamostrados para 100 Hz após a sincronização temporal dos eventos. Esse procedimento reduziu o erro de sincronização temporal para menos de 1 ms e consequentemente seus efeitos

sobre as incertezas nos M resultantes. As freqüências de corte para os dados da cinemática e cinética foram definidas a partir da análise dos resíduos da diferença entre sinais filtrados e não filtrados (Winter, 2005). Desse modo foram consideradas, tanto as freqüências de amostragem definidas pelas características gerais da marcha, como também, no caso da cinemática, pelas características correspondentes à estrutura anatômica a qual a marca está associada. A análise de resíduos resultou em valores médios de corte que variaram entre 3 e 13 Hz para cinemática, e entre 6 e 21 Hz para a cinética, ambos usando um filtro "butterwoth" de 3ª ordem.

As modelagens matemáticas para os cálculos das freqüências de corte, do centro de pressão, das variáveis cinemáticas e cinéticas e das propagações de incertezas foram desenvolvidas em ambiente MatLab™ v. 7.9 (MathWorks, EUA) (APÊNDICES A e B).

2.5 Antropometria

Neste estudo o corpo humano foi modelado por quatro segmentos rígidos articulados – pé, perna, coxa e pelve. Apesar da estrutura músculoesquelética não ser absolutamente rígida, tal simplificação se faz necessária para tornar solucionáveis as equações de movimento aplicadas ao modelo biomecânico (Miller, 1979; Winter, 2005). Foi adotado o modelo antropométrico de Zatsiorsky et al. (2002) e os ajustes de segmentação corporal considerando a posição dos centros articulares proposto por De Leva (1996).

2.6 Cinemática

A fim de minimizar os erros de medição dos dados cinemáticos utilizamos a técnica de calibração do sistema anatômico (CAST) (Cappozzo *et al.*, 1995; Robertson e Caldwell, 2004; Cappozzo *et al.*, 2005; Chiari *et al.*, 2005). Baseado na associação do conjunto de marcas anatômicas e técnicas, registrado com o sujeito em postura quasi-estática, com aquele obtido durante a marcha, determinamos as coordenadas segmentares (r_a) para posterior correspondência com as respectivas características inerciais.

2.6.1 Determinação dos centros articulares

A partir da posição tridimensional dos marcadores anatômicos e técnicos foram criados os sistemas de referência local-técnicos (SRL-t: uvw) para cada segmento (Figuras 4, 5, 6 e 7) (Vaughan *et al.*, 1999), a fim de determinar os centros articulares e os limites do segmento, sendo:

Pé

$$u_{pé} = (QMT - ML) / |QMT - ML| \quad (1)$$

$$a_{pé} = (PMT - ML) / |PMT - ML|$$

$$v_{pé} = (a_{pé} \times u_{pé}) / |a_{pé} \times u_{pé}| \quad (2)$$

$$w_{pé} = (u_{pé} \times v_{pé}) / |u_{pé} \times v_{pé}| \quad (3)$$

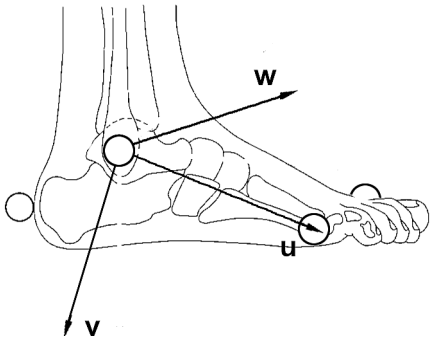

Figura 4 – SRL-técnico do pé (adaptado de Vaughan et al., 1999).

Perna

$$v_{perna} = (CP_C - CP_A) / |CP_C - CP_A| \quad (4)$$

$$a_{perna} = (CP_C - CP_B) / |CP_C - CP_B|$$

$$w_{perna} = (a_{perna} \times v_{perna}) / |a_{perna} \times v_{perna}| \quad (5)$$

$$u_{perna} = (v_{perna} \times w_{perna}) / |v_{perna} \times w_{perna}| \quad (6)$$

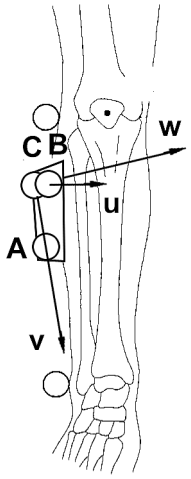

Figura 5 – SRL-técnico da perna (adaptado de Vaughan et al., 1999).

Coxa

$$v_{coxa} = (CC_C - CC_A) / |CC_C - CC_A| \quad (7)$$

$$a_{coxa} = (CC_C - CC_B) / |CC_C - CC_B|$$

$$w_{coxa} = (a_{coxa} \times v_{coxa}) / |a_{coxa} \times v_{coxa}| \quad (8)$$

$$u_{coxa} = (v_{coxa} \times w_{coxa}) / |v_{coxa} \times w_{coxa}| \quad (9)$$

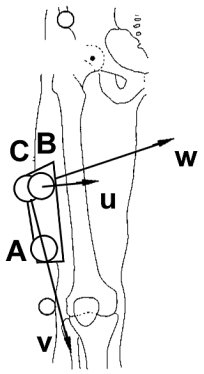

Figura 6 – SRL-técnico da coxa (adaptado de Vaughan et al., 1999).

Pelve

Ponto médio entre as espinhas ilíacas:

pm_EIAS = (EIASD+EIASE)/2 (10)

$$u_{pelve} = (pm_EIAS - SCR) / |pm_EIAS - SCR| \quad (11)$$

$$a_{pelve} = (EIASD - SCR) / |EIASD - SCR|$$

$$w_{pelve} = (a_{pelve} \times u_{pelve}) / |a_{pelve} \times u_{pelve}| \quad (12)$$

$$v_{pelve} = \left(w_{pelve} \times u_{pelve}\right) / \left|w_{pelve} \times u_{pelve}\right| \quad (13)$$

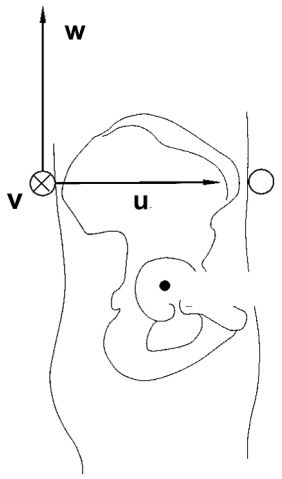

Figura 7 – SRL-técnico da pelve (adaptado de Vaughan et al., 1999).

Os centros articulares do antepé (CAP), tornozelo (CT) e joelho (CJ) foram definidos com base na construção das matrizes de rotação e respectivas transformações de coordenadas que relacionam os sistemas de referência global (SRG) e local técnicos (SRL-t) (Vaughan *et al.*, 1999; Hamill e Selbie, 2004a; Winter, 2005) sendo:

$$CAP_{st} = (PMT_{st} + QMT_{st})/2 \quad (14)$$

$$CT_{st} = (ML_{st} + MM_{st})/2 \quad (15)$$

$$CJ_{st} = (JL_{st} + JM_{st})/2 \quad (16)$$

$$ca_{st} = Rt_{st}(CA_{st} - Ot_{st}) \quad (17)$$

$$ca_{kma} = Rt_{kma}^{-1} ca_{st} + Ot_{st} \quad (18)$$

onde Rt é a matriz de rotação uvw para cada segmento; Ot é a origem técnica do

SRL-t; CA_{st} é o centro articular na estática no SRG; ca_{st} é o centro articular na estática no SRL-t e CA_{kma} é o centro articular na cinemática no SRG.

Visando minimizar o potencial de erro na localização do centro articular do quadril (CQ) (Stagni *et al.*, 2000), adotamos neste trabalho o método híbrido de predição proposto por Bell et al. (1989; 1990). Desse modo, para determinação do CQ foram calculados o vetor distância entre as espinhas ilíacas ântero-superiores (d_{EIAS}) e o ponto médio entre essas espinhas (pm_EIAS) para o SRL-t da pelve na estática, sendo a localização relativa do quadril com origem no pm_EIAS definida pelo método de Andriacchi et al. (1980) para o eixo ântero-posterior (u) e pela abordagem de Tylkowski (1982) adaptada para os eixos médio médio-lateral (v) e longitudinal (w).

Assim,

$$d_{EIAS} = |EIASD - EIASE| \tag{19}$$

$$k_cq = (0{,}19d_{EIAS}\ 0{,}36d_{EIAS}\ 0{,}30d_{EIAS}) \tag{20}$$

$$pm_EIAS_{st} = Rt_{pelve}(pm_EIAS_{st} - Ot_{pelve_st}) \tag{21}$$

$$cq_{st} = pm_EIAS_{st} - k_cq \tag{22}$$

$$CQ_{kma} = Rt_{kma}^{-1}cq_{st} + Ot_{pelve_st} \tag{23}$$

onde d_{EIAS} é a distância entre as EIAS; k_cq é a constante vetorial de regressão para o centro articular do quadril em relação ao ponto médio entre as EIAS; Rt_{pelve} é a matriz de rotação uvw para pelve; Ot_{pelve} é a origem técnica do SRL-t da pelve; cq_{st} é o centro articular do quadril na estática no SRL-t; CQ_{kma} é o centro articular do quadril na cinemática no SRG.

Todas as articulações foram modeladas como juntas esféricas (i.e., três graus de liberdade rotacionais) e representaram as extremidades proximal e distal dos segmentos para fins de determinação da posição relativa do centro de massa e da posição angular segmentar em relação ao SRG.

2.6.2 Determinação dos centros de massa segmentares

Uma vez conhecidos os centros articulares e o vetor posição que define cada segmento no SRG, a localização dos centros de massa (CM) segmentares foi definida com base no modelo antropométrico de regressão de Zatsiorsky ajustado por De Leva (1996) (Figura 8). Além dos CMs, os parâmetros de massa (m) e de momento de inércia (*I*) também foram correspondentes a esse mesmo modelo antropométrico (Tabela 1).

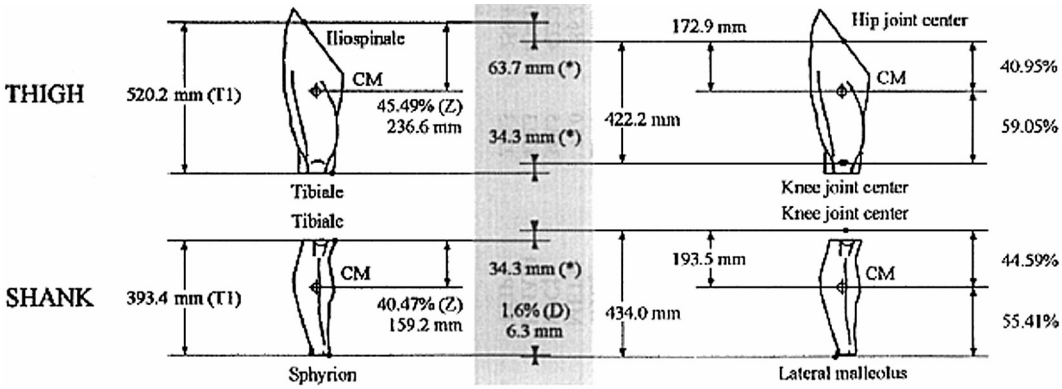

Figura 8 – Ajustes no modelo antropométrico de Zatsiorsky proposto por De Leva (1996). (Note que a localização do CM do pé não sofre ajuste com a determinação do centro articular do tornozelo).

Tabela 1 – Parâmetros inerciais segmentares (De Leva, 1996). CM: centro de massa em porcentagem do comprimento de proximal para distal, m: massa do segmento em porcentagem da massa corporal e $I_{lg,ap,ml}$: momentos de inércia nos eixos longitudinal, ântero-posterior e médio-lateral.

Parâmetros antropométricos inerciais					
Segmento	CM (%)	m (%)	I_{lg} (kg.cm^2)	I_{ap} (kg.cm^2)	I_{ml} (kg.cm^2)
pé	44,15	1,37	10,30	44,00	40,00
perna	43,95*	4,33	64,60	385,00	371,00
coxa	40,95	14,16	413,40	1997,80	1999,40

*Valor alternativo considerando como extremidade distal da perna o centro articular do tornozelo e não o maléolo lateral.

$$CM_{pe} = CT + 0{,}5585(CAP - CT) \tag{24}$$

$$CM_{perna} = CJ + 0{,}4047(CT - CJ) \tag{25}$$

$$CM_{coxa} = CQ + 0{,}4549(CJ - CQ) \tag{26}$$

E então, a partir da primeira e segunda derivadas da posição desses centros de massa em relação ao tempo (*t*) foram definidas respectivamente as velocidades (*v*) e acelerações lineares (*a*) de cada segmento:

$$v = \dot{CM} = \frac{CM_{n+1} - CM_{n-1}}{2\Delta t} \tag{27}$$

$$a = \ddot{CM} = \frac{CM_{n+1} - 2CM_n + CM_{n-1}}{(\Delta t)^2} \tag{28}$$

onde CM é a posição do centro de massa segmentar e Δt é uma discreta variação no tempo.

2.6.3 Orientação dos segmentos

Um corpo rígido no espaço tridimensional tem seis graus de liberdade sendo necessário, além das três coordenadas lineares que descrevem sua posição, outras três coordenadas angulares para definir sua orientação (Vaughan *et al.*, 1999). Essas últimas três coordenadas corresponderam aos ângulos de Cardan baseados na construção dos sistemas de referência local anatômico (SRL-a) para cada segmento (Figura 9), onde i, j e k são vetores unitários nas direções x, y e z.

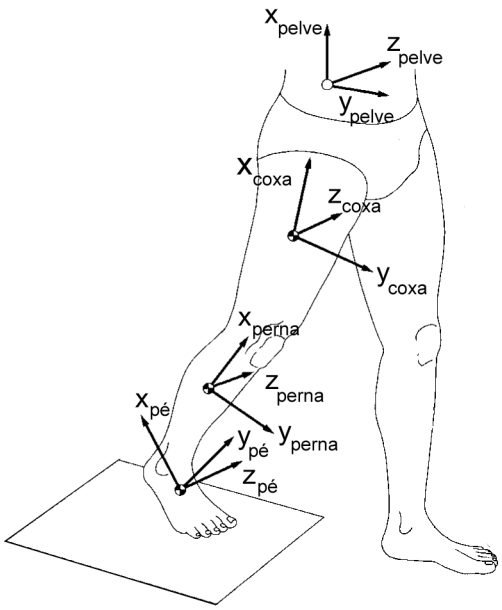

Figura 9 – Sistema de referência local anatômico (SRL-a) (adaptado de Vaughan et al., 1999).

E assim, as matrizes de referência que relacionam os SRL-a de cada segmento ao SRG foram definidas por:

Pé, Perna e Coxa

$$i_{segmento} = \left(CA_{proximal} - CM_{segmento}\right) / \left|CA_{proximal} - CM_{segmento}\right| \quad (29)$$

$$a_{segmento} = \left(P_{lateral_distal} - CM_{segmento}\right) / \left|P_{lateral_distal} - CM_{segmento}\right|$$

$$j_{segmento} = \left(a_{segmento} \times i_{segmento}\right) / \left|a_{segmento} \times i_{segmento}\right| \quad (30)$$

$$k_{segmento} = \left(i_{segmento} \times j_{segmento}\right) / \left|i_{segmento} \times j_{segmento}\right| \quad (31)$$

Pelve

Centróide da pelve:

CPelve = (EIASD+EIASE+SCR)/3 (32)

$$j_{pelve} = \left(pm_EIAS - CPelve\right) / \left|pm_EIAS - CPelve\right| \quad (33)$$

$$a_{pelve} = \left(EIASD - CPelve\right) / \left|EIASD - CPelve\right|$$

$$i_{pelve} = \left(a_{pelve} \times j_{pelve}\right) / \left|a_{pelve} \times j_{pelve}\right| \quad (34)$$

$$k_{pelve} = \left(i_{pelve} \times j_{pelve}\right) / \left|i_{pelve} \times j_{pelve}\right| \quad (35)$$

Uma vez obtidas as matrizes de rotação [R_A] que relacionam os SRG e SRL-a, a orientação de cada segmento (α, β e γ) é uma função dos ângulos de Cardan (Zatsiorsky, 2002; Hamill e Selbie, 2004a), neste trabalho correspondente a sequência de rotações YXZ (i.e., flexo/extensão, ab/adução e rotação axial; respectivamente):

$$R_{SEG} = [R_A]^{-1}[R_{SRG}]$$

$$R_{SEG} = [R_y][R_x][R_z] = \begin{bmatrix} c\beta & 0 & s\beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -s\beta & 0 & c\beta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & c\alpha & -s\alpha \\ 0 & s\alpha & c\alpha \end{bmatrix} \begin{bmatrix} c\gamma & -s\gamma & 0 \\ s\gamma & c\gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$= \begin{bmatrix} c\beta c\gamma + s\alpha s\beta s\gamma & -c\beta s\gamma + s\alpha s\beta c\gamma & c\alpha s\beta \\ c\alpha s\gamma & c\alpha c\gamma & -s\alpha \\ -s\beta c\gamma + s\alpha c\beta s\gamma & s\beta s\gamma + s\alpha c\beta c\gamma & c\alpha c\beta \end{bmatrix} \quad (36)$$

onde R_A é a matriz de rotação para segmento; R_{SRG} é a matriz identidade que expressa o sistema de referência global; e α, β e γ os ângulos que definem a orientação dos segmentos.

Por fim, com base no método das diferenças finitas foram calculadas as velocidades (ω) e acelerações ($\dot{\omega}$) angulares, respectivamente a partir da primeira e segunda derivadas das posições angulares segmentares em relação ao tempo.

2.7 Cálculo do centro de pressão

O centro de pressão, que no caso da marcha corresponde ao ponto de aplicação da força externa de contato, foi obtido a partir das componentes de FRS, momento livre gerados na plataforma e altura da mesma em relação à própria origem (Eqs. 37 e 38) (Duarte e Freitas, 2010).

$$CoP_{ap} = -(M_Y - hFRS_X)/FRS_Z \quad (37)$$

$$CoP_{ml} = (M_X + hFRS_Y)/FRS_Z \quad (38)$$

onde CoP_{ap} e CoP_{ml} são as coordenadas ântero-posterior e médio-lateral, respectivamente, do centro de pressão; h é a altura do nível da base da plataforma em relação à origem da mesma; FRS_X, FRS_Y e FRS_Z: são as componentes ântero-posterior, médio-lateral e vertical, respectivamente, da força reação do solo; M_X e M_Y são as componentes ântero-posterior e médio-lateral, respectivamente, do momento livre agindo sobre a plataforma.

Em seguida, a cada matriz de CoP foram atribuídas perturbações de 5 e 10 mm sobre os resultados obtidos nas direções ântero-posterior (X) e médio-lateral (Y), a fim de simular a variação dessa medida em cada uma das velocidades da marcha (Figura 10).

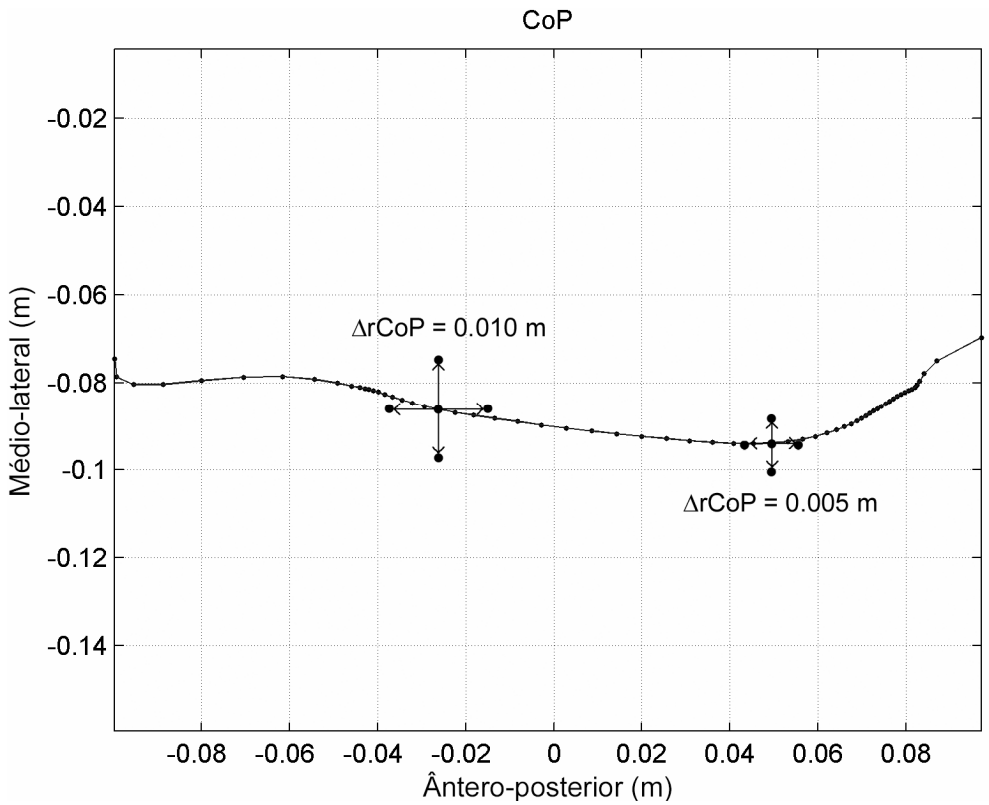

Figura 10 – Trajetória do centro de pressão (r_{CoP}) calculado para marcha em velocidade moderada de um sujeito representativo e vetores de perturbações aplicados às coordenadas do CoP (Δr_{CoP}).

Esses intervalos de erro nas estimativas do CoP (±5 e 10 mm) são considerados prováveis para situações típicas em análise de marcha (Mccaw e Devita, 1995). Especificamente em virtude das diferentes limitações instrumentais, os erros no CoP podem variar em: ± 20 mm (ou em ± 10 mm quando aplicado o algoritmo de correção) nas plataformas piezoelétricas (Bobbert e Schamhardt, 1990); mais de 3 mm nas plataformas "strain gauge" embutidas no solo (Chockalingam et al., 2002) e ± 20 mm nas embutidas em esteiras (Verkerke *et al.*, 2005).

2.8 Cálculo por dinâmica inversa

Considerando que durante a fase de apoio da marcha agem forças de contato externas ao corpo somente sobre o pé, de acordo com o princípio de ação e reação, estabelece-se uma cadeia cinemática na qual as forças e momentos distais de cada segmento são iguais em módulo e com sentido contrário aos resultados proximais encontrados no segmento adjacente (Winter, 2005). Essa interação entre os segmentos adjacentes é representada em diagrama de corpo livre (Figura 11) estando o sistema submetido à terceira lei de Newton.

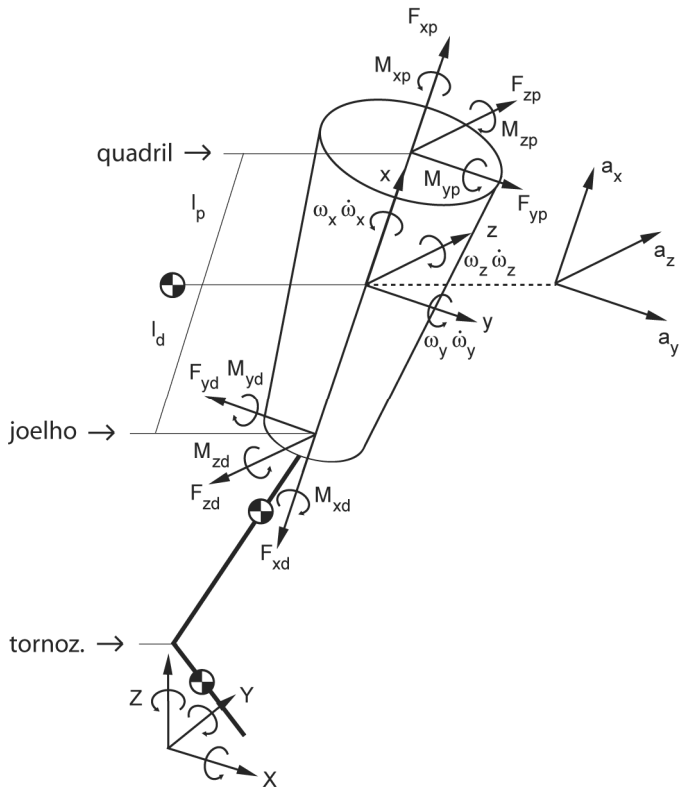

Figura 11 – Diagrama de corpo livre para o segmento coxa.

Assim sendo, as soluções das equações de mecânica (40) a (45) (Hamill e Selbie, 2004b) ocorreram de forma sucessiva a partir dos valores de F e M proximais encontrados para o segmento mais distal da cadeia cinemática, neste caso o pé; que, por sua vez, teve as incógnitas solucionadas com base nos parâmetros antropométricos adotados e nas variáveis cinemáticas e cinéticas coletadas considerando os seguintes formalismos:

$$M_{ZD} = M_Z - FRS_Y CoP_X - FRS_X CoP_Y \tag{39}$$

$$F_{XP} = m\alpha_X - F_{XD} \tag{40}$$

$$F_{YP} = m\alpha_Y - F_{YD} \tag{41}$$

$$F_{ZP} = ma_Z - F_{ZD} - mg \tag{42}$$

$$M_{XP} = I_X\dot{\omega}_X + (I_Z - I_Y)\omega_Z\omega_Y - [(d\times F)_{XD} + (d\times F)_{XP} + M_{XD}] \tag{43}$$

$$M_{YP} = I_Y\dot{\omega}_Y + (I_X - I_Z)\omega_X\omega_Z - [(d\times F)_{YD} + (d\times F)_{YP} + M_{YD}] \tag{44}$$

$$M_{ZP} = I_Z\dot{\omega}_Z + (I_Y - I_X)\omega_Y\omega_X - [(d\times F_{ZD}) + (d\times F)_{ZP} + M_{ZD}] \tag{45}$$

onde M_{ZD} é o momento externo transverso; M_Z é o momento de cisalhamento agindo sobre a plataforma; FRS_X e FRS_Y são as componentes ântero-posterior e médio-lateral, respectivamente, da força reação do solo; *CoP* são as coordenadas do centro de pressão; F_P e F_D são as forças reação resultantes sobre as extremidades proximal e distal, respectivamente, no SRG; m é a massa do segmento; *a* é a aceleração linear do segmento; *g* é a aceleração da gravidade; d_D e d_P são os braços de momento das forças inter-segmentares em relação ao centro de massa do segmento; I é o momento de inércia do segmento; $\dot{\omega}$ é a aceleração angular do segmento; ω é a velocidade angular do segmento; M_P e M_D são os momentos resultantes nas extremidades proximal e distal. Sendo que:

$$M_{SRA} = [R_A]^{-1}(M_{SRG} + O_{SRL}) \tag{46}$$

onde R_A é a matriz de rotação que relaciona os sistemas de referência global e anatômico; M_{SRG} é o momento articular no SRG; O_{SRL} é a origem do SRL-a no SRG; e M_{SRA} é o momento articular no SRL-a.

2.9 Cálculo da propagação de incertezas

Calculamos a propagação de incerteza nos resultados de momento articular (uM) por meio da derivada parcial da função que define M em relação à suas variáveis independentes (d_{XD} e d_{YD}), baseado na equação de Kline e McClintock (Holman, 1994; Ribeiro e Loss, 2010):

$$y = f(x_1, x_{2,} ..., x_n) \tag{47}$$

$$u_y = \pm\left[\left(\frac{\partial y}{\partial x_1}\Delta x_1\right)^2 + \left(\frac{\partial y}{\partial x_2}\Delta x_2\right)^2 + \ldots + \left(\frac{\partial y}{\partial x_n}\Delta x_n\right)^2\right]^{1/2} \quad (48)$$

onde y é a função de "n" variáveis independentes; u_y é a incerteza de y; x_n é a enésima variável independente; Δx_n é a incerteza parcial da enésima variável independentemente.

E, substituindo pelas incógnitas das equações de movimento (43 a 45) nas quais as incertezas foram consideradas, temos que:

$$M_P = f(MFR_D, MFR_P, M_D) \quad (49)$$

$$uMFR_D = \pm\left[\left(\frac{\partial MFR_D}{\partial F_D}\Delta F_D\right)^2 + \left(\frac{\partial MFR_D}{\partial d_D}\Delta d_D\right)^2\right]^{1/2} \quad (50)$$

$$uMFR_P = \pm\left[\left(\frac{\partial MFR_P}{\partial F_P}\Delta F_P\right)^2 + \left(\frac{\partial MFR_P}{\partial d_P}\Delta d_P\right)^2\right]^{1/2} \quad (51)$$

$$uM_P = \pm\left[\left(\frac{\partial M_P}{\partial MFR_D}\Delta MFR_D\right)^2 + \left(\frac{\partial M_P}{\partial MFR_P}\Delta MFR_P\right)^2 + \left(\frac{\partial M_P}{\partial M_D}\Delta M_D\right)^2\right]^{1/2} \quad (52)$$

onde M_P é a função de momento proximal; MFR_D e MFR_P são os momentos causados pelas forças reação (d x F) distal e proximal; M_D é o momento articular distal; ΔF_D e ΔF_P são as incertezas das forças distal e proximal; Δd_D e Δd_P são as incertezas dos braços de momento distal e proximal; $uMFR_D$ (ou ΔMFR_D) e $uMFR_P$ (ou ΔMFR_P) são as incertezas nos momentos de força reação distal e proximal; uM_D (ou ΔM_D) é a incerteza no momento articular distal.

Tendo em vista que somente d_d do segmento mais distal da cadeia (i.e., o r_{CoP} para o segmento pé) sofreu perturbação, solucionando a equação (52) temos que:

$$\frac{\partial M_{XP}}{\partial L_{YD}} = F_{ZD}\,,\ \frac{\partial M_{XP}}{\partial L_{ZD}} = F_{YD}\ \text{ e }\ \frac{\partial M_{XP}}{\partial M_{XD}} = 1 \tag{53}$$

$$uM_{XP} = \pm\left[(F_{ZD}\Delta d_{YD})^2 + (F_{YD}\Delta d_{ZD})^2 + (\Delta M_{XD})^2\right]^{1/2} = \pm(F_{ZD}\Delta d_{YD}) \tag{54}$$

$$\frac{\partial M_{YP}}{\partial L_{ZD}} = F_{XD}\,,\ \frac{\partial M_{YP}}{\partial L_{XD}} = F_{ZD}\ \text{ e }\ \frac{\partial M_{YP}}{\partial M_{XD}} = 1 \tag{55}$$

$$uM_{YP} = \pm\left[(F_{XD}\Delta d_{ZD})^2 + (F_{ZD}\Delta d_{XD})^2 + (\Delta M_{YD})^2\right]^{1/2} = \pm(F_{ZD}\Delta d_{XD}) \tag{56}$$

$$\frac{\partial M_{ZP}}{\partial L_{XD}} = F_{YD}\,,\ \frac{\partial M_{ZP}}{\partial L_{YD}} = F_{XD}\ \text{ e }\ \frac{\partial M_{ZP}}{\partial M_{ZD}} = 1 \tag{57}$$

$$uM_{ZP} = \pm\left[(F_{YD}\Delta d_{XD})^2 + (F_{XD}\Delta d_{YD})^2 + (\Delta M_{ZD})^2\right]^{1/2} = \pm\left[(F_{YD}\Delta d_{XD})^2 + (F_{XD}\Delta d_{YD})^2\right]^{1/2} \tag{58}$$

onde uM_P são as componentes de incertezas no momento proximal em torno dos eixos ântero-posterior (X), médio-lateral (Y) e vertical (Z) no SRG e

$$uM_{P_{J-1}} = \pm\left[(\Delta M_{D_{J-1}})^2\right]^{1/2} = \pm uM_{P_J} \tag{59}$$

onde J é a articulação mais distal; sendo

$$uM_{SRA} = [R_A]^{-1}(uM_{SRG} + O_{SRL}) \tag{60}$$

onde uM_{SRA} é a incerteza no momento articular expressa no SRL-a.

2.10 Análise de estatística

Foram analisados os picos máximos (ou mínimos dependendo da ação articular) de M resultante e as uM associadas a esses instantes para cada

articulação nas três velocidades de marcha. Essas variáveis foram comparadas entre as velocidades de marcha por meio de ANOVAs para medidas repetidas, seguidas por testes “post-hoc” de Newman-Keuls (α=5%). Por fim, foram definidas as incertezas relativas (uM/M) para os picos de momento nas velocidades lenta, moderada e rápida.

3. RESULTADOS

A Figura 12 mostra os resultados dos momentos articulares para tornozelo, joelho e quadril nos três planos de movimento, nas três velocidades estudadas.

Identificamos uma proporção linear entre as uM articulares e as perturbações do CoP (5 e 10 mm) em quaisquer das velocidades de marcha, conforme ilustra de forma exemplar os resultados de uM frontal de tornozelo no SRG para o sujeito 1 (74,6 kg e 1,79 m) (Figura 13). Dessa maneira, optamos por apresentar para os demais planos e articulações somente os resultados para as perturbações de 10 mm, sendo a incerteza para 5 mm o equivalente a uM/2. A Figura 14 apresenta as médias das uM de tornozelo nos três planos durante a marcha em velocidade moderada dos sujeitos avaliados (n=5), expressas no SRG para uma perturbação do CoP de 10 mm. As uM sofreram variações, especialmente nas rotações axiais, ao se propagarem pelas três articulações do membro inferior quando expressos no SRL-a (Figura 15), não se alterando no SRG.

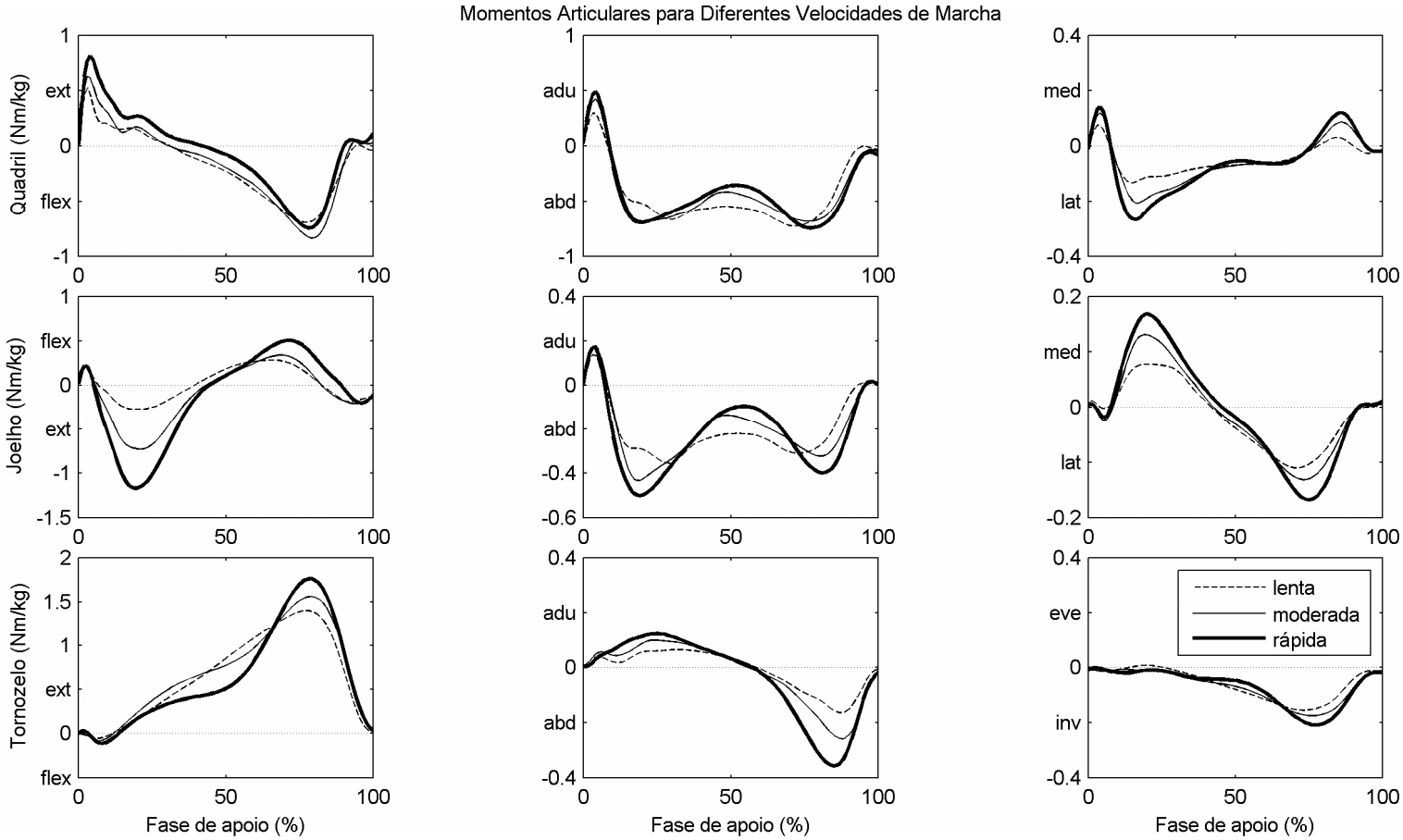

Figura 12 – Médias dos momentos resultantes (n=5 sujeitos) das articulações do tornozelo, joelho e quadril nas diferentes velocidades de marcha, expressos nos SRL-anatômicos proximais (i.e. perna, coxa e pelve; respectivamente).

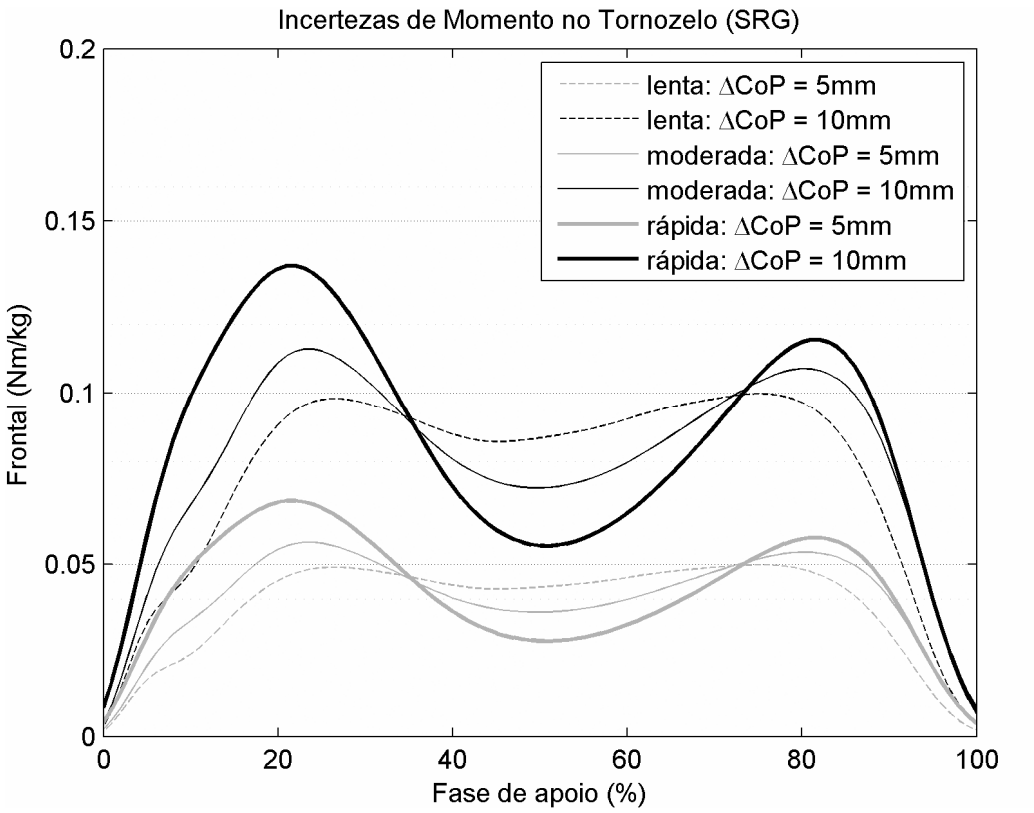

Figura 13 – Incertezas no momento resultante de tornozelo, no plano frontal do SRG, para perturbações do CoP (5 e 10 mm), nas diferentes velocidades de marcha do sujeito 1.

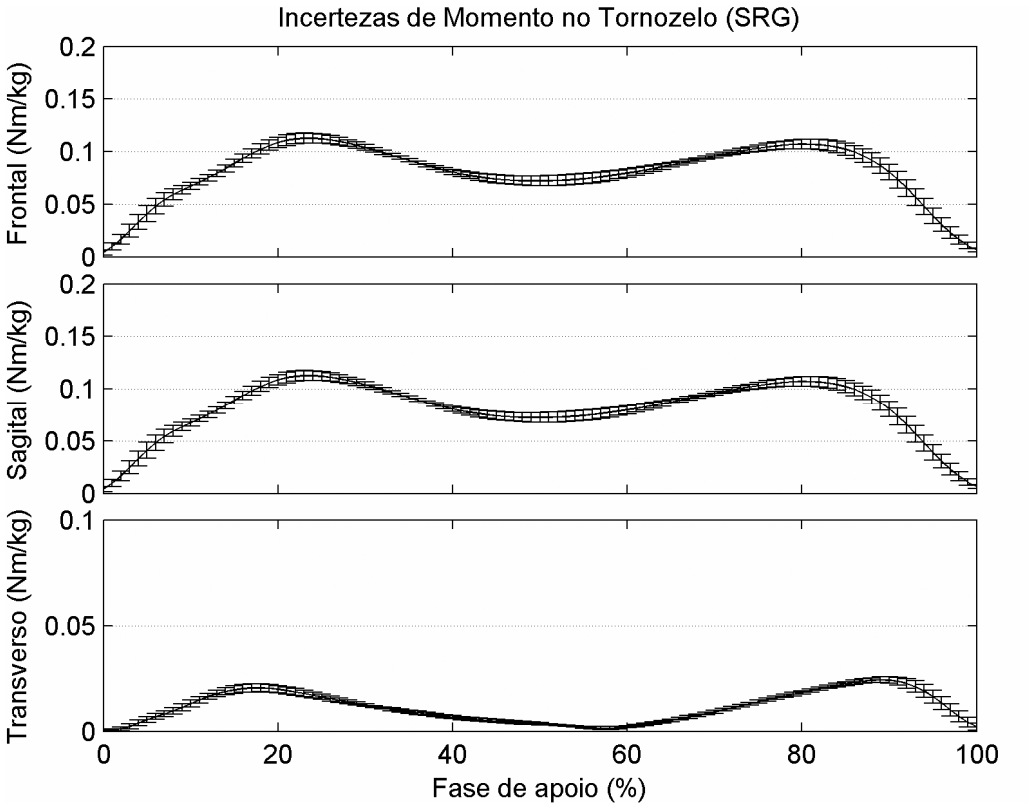

Figura 14 – Médias e desvios das incertezas nos momentos resultantes de tornozelo nos três planos (SRG), para uma perturbação do CoP = 10 mm, durante a marcha moderada do sujeito 1.

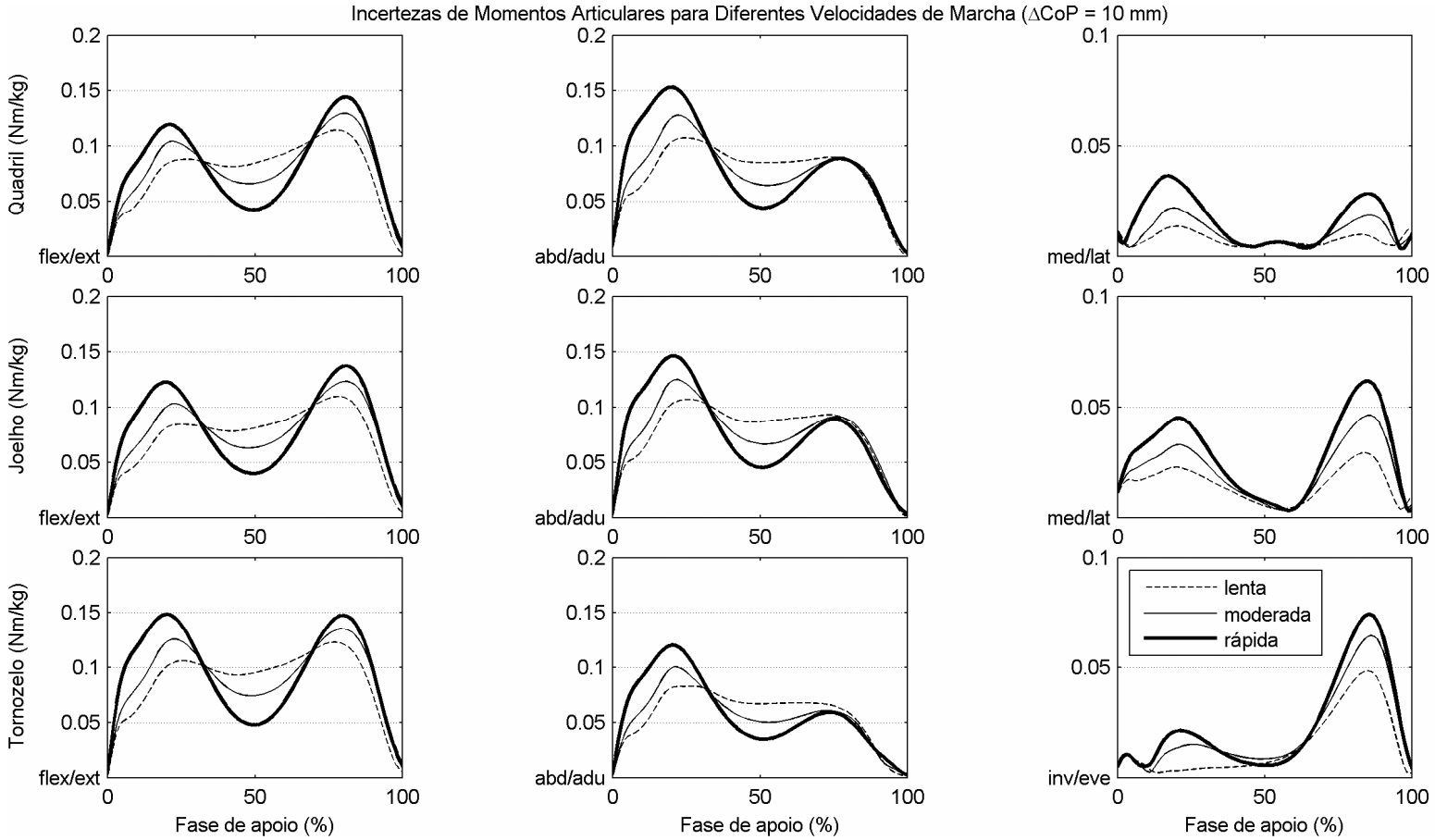

Figura 15 – Médias das incertezas para os momentos resultantes (n=5 sujeitos) de tornozelo, joelho e quadril na marcha em velocidade lenta, moderada e rápida expressas nos SRL-anatômicos proximais (i.e. perna, coxa e pelve; respectivamente), para uma perturbação do CoP = 10 mm.

Os momentos no plano transverso do segmento (inversão/eversão e rotação medial/lateral) foram aqueles que apresentaram as menores uM em quaisquer das velocidades, sendo mínimo para a articulação do quadril (0,01±0,01 Nm/kg). Já, as maiores uM (0,15±0,02 Nm/kg) foram observadas para os momentos nos planos sagital do tornozelo e frontal de joelho durante a marcha rápida. A velocidade de marcha provocou a maior variação nas uM (delta = 0,04 Nm/kg) entre marchas lenta e rápida, no momento sagital de joelho (Tabela 2).

O aumento da velocidade de marcha provocou efeitos diferentes nos picos de M e uM, e isso resultou em diferentes uM relativas entre as articulações e planos de movimento no SRL-anatômico (Figuras 16 a 19). As menores uM relativas foram encontradas para os momentos de quadril, particularmente no pico extensor (5 a 7%), nas três velocidades; e as maiores incertezas residiram sobre todos os momentos de joelho, sobretudo durante a marcha lenta (29 a 31%) (Tabela 2).

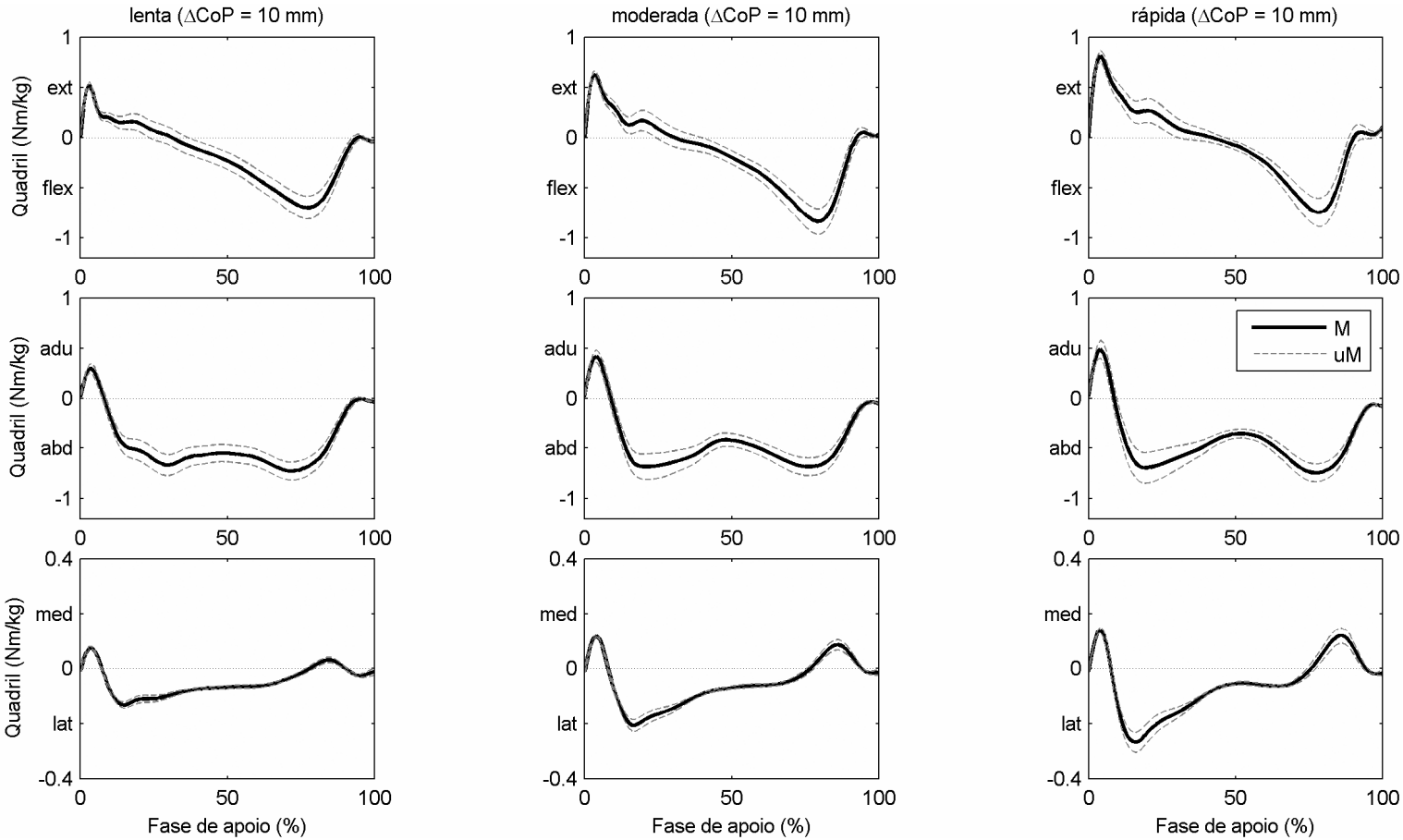

Figura 16 – Incertezas nos momentos de quadril (n=5 sujeitos) nas velocidades de marcha lenta, moderada e rápida, para uma perturbação no CoP de 10 mm.

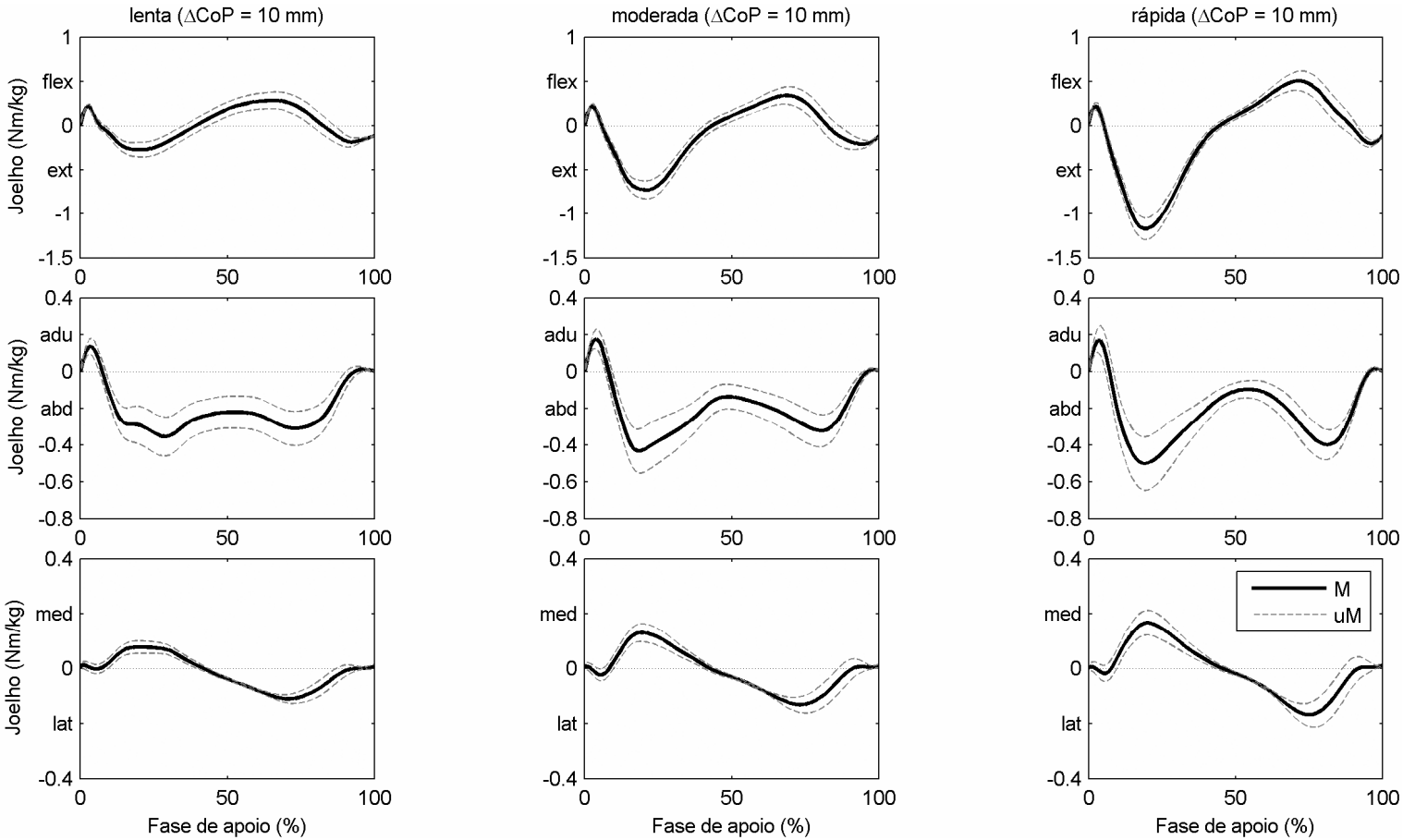

Figura 17 – Incertezas nos momentos de joelho (n=5 sujeitos) nas velocidades de marcha lenta, moderada e rápida, para uma perturbação no CoP de 10 mm.

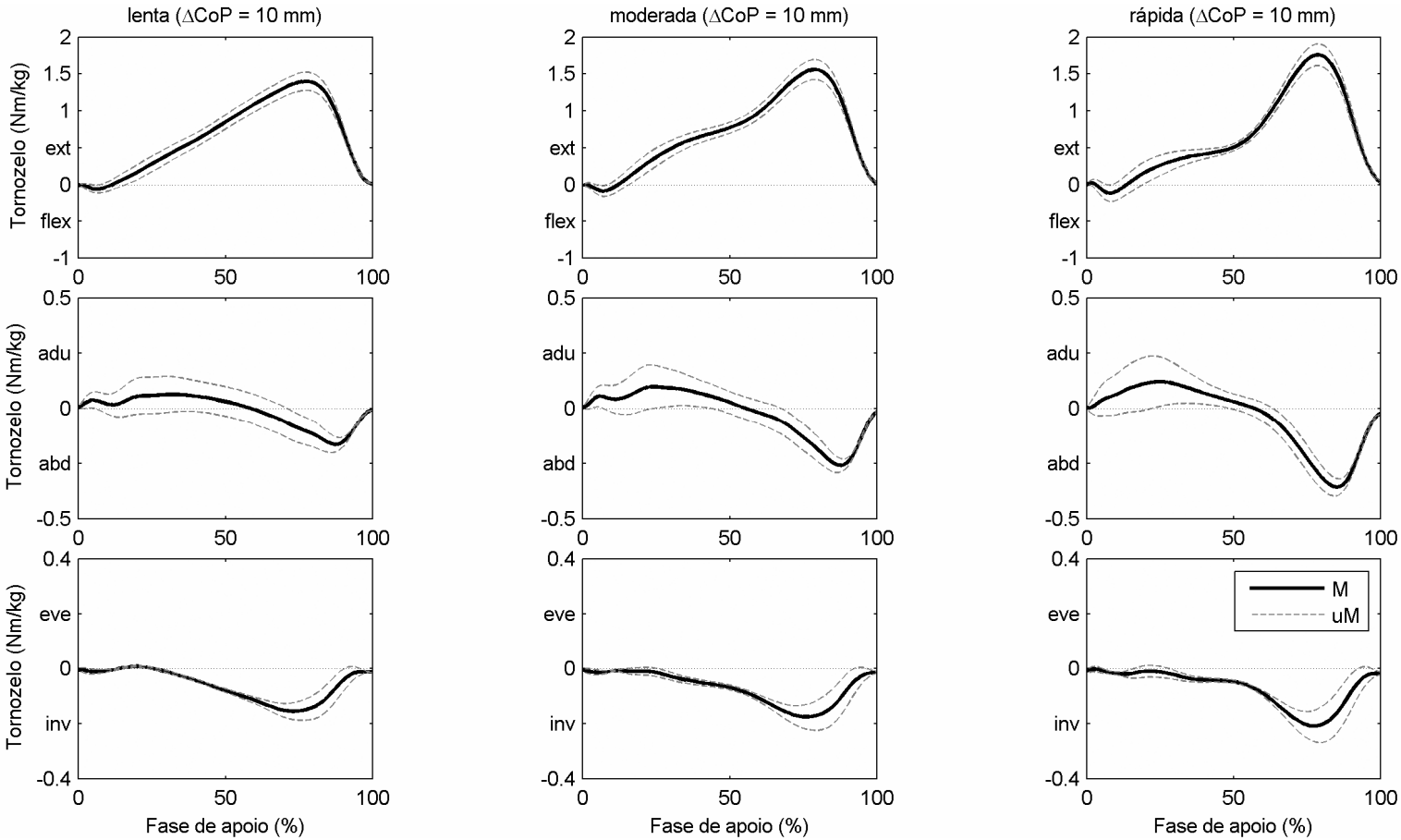

Figura 18 – Incertezas nos momentos de tornozelo (n=5 sujeitos) nas velocidades de marcha lenta, moderada e rápida, para uma perturbação no CoP de 10 mm.

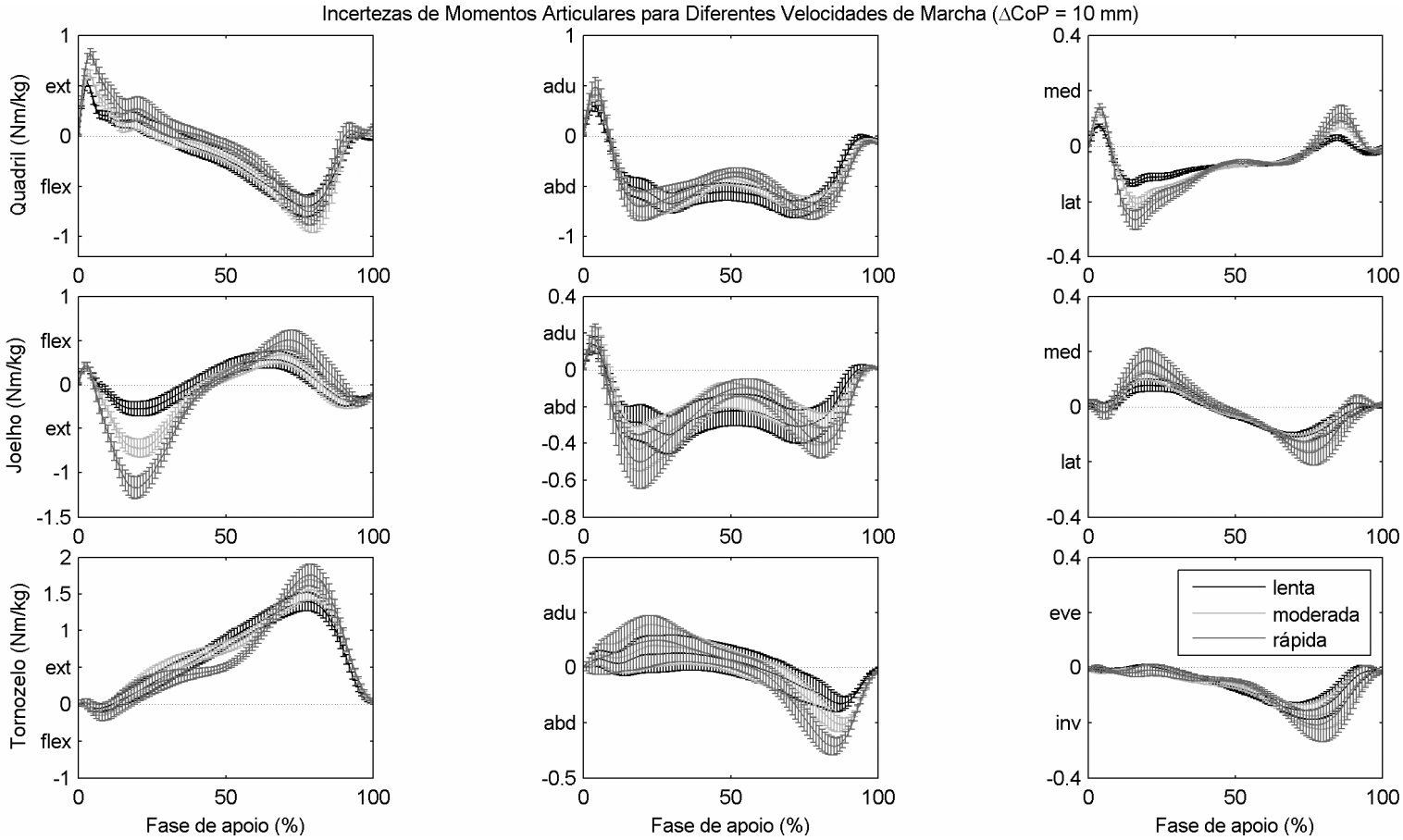

Figura 19 – Incertezas de momento nas articulações do tornozelo, joelho e quadril (n=5 sujeitos) nas velocidades de marcha lenta, moderada e rápida, para uma perturbação no CoP de 10 mm.

Tabela 2 – Médias e desvios-padrão dos picos de momento (M) e das incertezas de momento (uM) decorrentes da perturbação do CoP (delta = 10 mm) e incerteza relativa (uM/M) nas diferentes velocidades de marcha (lenta, moderada e rápida).

Variáveis	**Velocidades**		**Tornozelo**			**Joelho**			**Quadril**		
			inversão	**abdução**	**extensão**	**rot. medial**	**abdução**	**extensão**	**rot. lateral**	**abdução**	**extensão**
Picos de M (Nm/kg)	**lenta**		-0,16±0,06	-0,16±0,28	1,40±0,13	0,08±0,03	-0,35±0,11	-0,27±0,16	-0,13±0,06	-0,73±0,14	0,53±0,09
	moderada		-0,18±0,06	-0,26±0,30	1,56±0,22	0,13±0,05	-0,43±0,20	-0,73±0,23	-0,21±0,06	-0,68±0,12	0,63±0,13
	rápida		-0,21±0,08	-0,36±0,45	1,76±0,26	0,17±0,08	-0,50±0,22	-1,17±0,26	-0,27±0,08	-0,75±0,15	0,81±0,33
		***P*[1]**	**0,002**	**0,005**	**< 0,001**	**0,001**	**0,007**	**< 0,001**	**< 0,001**	0,114	**0,049**
		P[2]	0,009 (m-r)	0,013 (m-r)	0,010 (l-m)	0,012 (l-m)	0,038 (m-r)	< 0,001 (l-m)	< 0,001 (l-m)		0,042 (l-r)
		P[2]	0,002 (l-r)	0,004 (l-r)	0,002 (m-r)	0,043 (m-r)	0,006 (l-r)	< 0,001 (m-r)	< 0,001 (m-r)		
		P[2]			< 0,001 (l-r)	0,001 (l-r)		< 0,001 (l-r)	< 0,001 (l-r)		
uM nos picos de M (Nm/kg)	**lenta**		0,03±0,01	0,04±0,03	0,12±0,02	0,02±0,00	0,11±0,02	0,08±0,02	0,01±0,01	0,09±0,01	0,03±0,01
	moderada		0,04±0,00	0,03±0,03	0,14±0,02	0,03±0,00	0,12±0,01	0,10±0,02	0,02±0,01	0,09±0,01	0,03±0,01
	rápida		0,06±0,00	0,04±0,04	0,15±0,02	0,05±0,01	0,15±0,02	0,12±0,03	0,04±0,02	0,09±0,01	0,06±0,02
		***P*[1]**	**< 0,001**	**0,002**	**< 0,001**	**< 0,001**	0,518	**< 0,001**	**< 0,001**	0,075	**< 0,001**
		P[2]	0,002 (l-m)	0,023 (l-m)	0,002 (l-m)	< 0,001 (l-m)		0,003 (l-m)	0,022 (l-m)		0,001 (m-r)
		P[2]	0,009 (m-r)	0,023 (m-r)	0,002 (m-r)	< 0,001 (m-r)		0,004 (m-r)	0,003 (m-r)		< 0,001 (l-r)
		P[2]	< 0,001 (l-r)	0,001 (l-r)	< 0,001 (l-r)	< 0,001 (l-r)		< 0,001 (l-r)	< 0,001 (l-r)		
uM/M	**lenta**		0,20	0,22	0,09	0,29	0,30	0,31	0,09	0,12	0,06
	moderada		0,26	0,11	0,09	0,25	0,27	0,14	0,10	0,13	0,05
	rápida		0,27	0,11	0,08	0,27	0,29	0,11	0,14	0,12	0,07

[1] ANOVA para medidas repetidas, [2] teste “post-hoc” Newman-Keuls.

4. DISCUSSÃO

De maneira geral, os resultados confirmaram nossas hipóteses iniciais, visto que a perturbação do centro de pressão definiu incertezas absolutas decrescentes nos momentos articulares (particularmente para a rotação medial/lateral e flexão/extensão) de distal para proximal, além de incertezas absolutas crescentes à medida que a velocidade de marcha aumentou. Muito embora, as incertezas relativas não foram máximas para a articulação mais distal da cadeia cinemática durante a marcha rápida.

Um dos principais fatores afetados pela mudança de velocidade de marcha é a força reação do solo. Já é consenso na literatura de que o aumento da velocidade de locomoção está diretamente associado ao aumento da força reação do solo, sobretudo da componente vertical (Winter, 1991; Crowe *et al.*, 1996; Keller *et al.*, 1996; White *et al.*, 1996; Chung e Wang, 2010). Em linhas gerais, o aumento da velocidade de marcha implica numa maior resistência à carga aplicada na primeira metade da fase de apoio e numa maior propulsão na segunda metade, uma vez que essas são funções primárias de cada um desses períodos (Perry, 2005). Isso explica o aumento significativo nos picos de M articular, sobretudo para o extensor de joelho. A exceção coube ao pico do momento abdutor do quadril que pode ser explicado pela variabilidade nos resultados de momento intersujeitos. Tal variabilidade pode ter sido causada pela adoção de diferentes estratégias motoras para aumentar a velocidade da

marcha: aumento predominante na freqüência ou no comprimento do passo. Na primeira estratégia, por exemplo, com passadas mais largas há uma tendência de maior alinhamento no eixo médio-lateral entre os centros de massa da pelve e articular do quadril, em virtude da maior variação angular da pelve no plano transverso; reduzindo assim o M abdutor. Já na segunda estratégia, o aumento da freqüência dos passos implica em aumento das acelerações do segmento e consequentemente maior F e M articulares resultantes. Os aumentos na rotação da pelve (11 graus = estratégia de aumento do passo e 5 graus = estratégia de aumento da freqüência) observados na transição entre as marchas lenta e rápida dos sujeitos 4 (79,5 kg e 1,78 m) e 5 (74,2 kg e 1,78 m) reforçam essa hipótese.

Quando observados os efeitos de ambas as perturbações do CoP (5 e 10 mm) sobre o comportamento das séries temporais de uM, percebemos haver uma importante influência da força vertical (Figura 13). Além disso, a proporção linear entre as magnitudes dessas perturbações e as uM, já observada na literatura em análises 2D para cadência natural (Riemer *et al.*, 2008) e corrida (Mccaw e Devita, 1995), no presente estudo foi confirmada como independente do plano e da velocidade de marcha. A explicação para esses resultados reside na restrita dependência das variáveis FRS e ΔCoP para uM articular, conforme indicam as equações (50) a (52). Como não há erro associado ao CoP no eixo vertical (Z), as uM para o tornozelo nos planos frontal e sagital ficaram resumidas ao produto da FRS_Z pela magnitude das perturbações (Eqs. 54 e 56). Mesmo afetadas pelas oscilações do CoP em ambas as direções (ântero-posterior e médio-lateral), as uM no plano transverso foram as menores – visto que a FRS

nessas mesmas direções também são menores –, e ainda assim mantiveram-se proporcionais aos erros no CoP (Eq. 58). Dada tal linearidade, podemos dizer que para cada 1 cm de perturbação do CoP ocorreram uM máximas de: 0,10 Nm/kg na marchas lenta, 0,12 Nm/kg na moderada e 0,14 Nm/kg na rápida para os planos frontal e sagital; e 0,02 Nm/kg nas marchas lentas, e próximo de 0,03 Nm/kg na moderada e rápida para o plano transverso.

Expressas no SRG, as uM são idênticas entre os planos frontal e sagital conforme indicam as equações (54) e (56) (Figura 14). No entanto, quando expressas no SRL-a, as uM alteraram-se entre as articulações especialmente para os momentos rotacionais (Figura 15). Ressaltamos que padrões de momento sagital expressos em ambos os sistemas de referência (SRG e SRL-a) são aceitos na literatura. Porém, diferenças consideráveis são observadas nos momentos frontal e transverso quando expressos em cada um desses sistemas de referência (Liu e Lockhart, 2006; Schache *et al.*, 2007; Schache *et al.*, 2008), como também em virtude da adoção de sistemas com bases ortogonais ou não-ortogonais (Schache e Baker, 2007).

Tais variações ocorreram, tanto em M quanto em uM, porque os eixos segmentares não permanecem paralelos durante a fase de apoio na marcha, sobretudo aqueles que definem os planos transversos, e assim consideráveis diferenças em magnitudes podem surgir como resultado da decomposição de vetores entre os sistemas de referência. Dessa maneira, a escolha do sistema de referência (local ou global) pode alterar não só a uM absoluta como a uM/M, especialmente para os momentos rotacionais. Quando expressos nos SRL-a, cada

1 cm de perturbação do CoP gerou incertezas máximas de 0,12 Nm/kg (velocidade lenta) e 0,14 Nm/kg (velocidade moderada) nos picos de M extensor de tornozelo; e de 0,15 Nm/kg (velocidade rápida) nos picos de M extensor de tornozelo e abdutor de joelho.

Uma vez que neste estudo testamos a sensibilidade do método “bottom-up” de dinâmica inversa 3D isoladamente para o erro no CoP, enquanto expressas no SRG, as magnitudes das uM propagadas pelas articulações não foram afetadas. Isso porque, na ausência de perturbação direta sobre as variáveis de entrada para M resultantes no joelho e no quadril, as propagações nessas articulações ficaram restritas à uM distal do segmento adjacente (tornozelo e joelho, respectivamente) (Eq. 59). Silva e Ambrósio (2004) já haviam demonstrado que as perturbações nas coordenadas dos pontos de aplicação da força externa somente afetam os M articulares cujos braços de momento estão diretamente associados à medida perturbada.

Riemer et al. (2008) identificaram um aumento da uM sagital de distal para proximal, considerando a somatória dos erros de diferentes variáveis. Nós, por outro lado, observamos o inverso para as uM nos picos de M frontal e sagital em quaisquer das velocidades de marcha. A explicação para diferença entre os resultados pode estar no fato de que variáveis com erros cumulativos, tais como comprimento do segmento, ângulo segmentar e acelerações lineares e angulares, que foram estudados por Riemer et al. (2008), aumentam sua representatividade ao longo da cadeia, diferentemente da perturbação do CoP que somente afeta a articulação distal da cadeia.

Especialmente sobre a articulação do quadril, o potencial de uM é aumentando em virtude das diferentes abordagens adotadas na localização desse centro articular (Kirkwood *et al.*, 1999; Stagni *et al.*, 2000). Neste trabalho, acreditamos que a escolha do método híbrido proposto por Bell et al. (1990), com preditores mais acurados para cada eixo de movimento, possa ter minimizado o efeito do erro na localização desse centro articular nos resultados de momento (Stagni *et al.*, 2000).

Ao relativizarmos os resultados obtidos (uM/M), identificamos que os picos de momentos no joelho foram os mais afetados pela perturbação do CoP. Isso porque para essa articulação os M e uM possuem instantes de picos mais coincidentes e magnitudes com menores diferenças. Desse modo, por exemplo, como a máxima uM abdutor/adutor (Figura 15) ocorre entre 21 e 28% da fase de apoio para qualquer articulação, os picos de M mais afetados em ordem decrescente foram os de joelho, quadril e tornozelo, cujos instantes de pico ocorrem respectivamente aos 20, 78 e 86% (Figuras 16 a 18). Além disso, mesmo quando não houve proximidade entre os instantes de pico, como é o caso para os M rotacionais de joelho, as magnitudes dos mesmos corresponderam às menores entre os M rotacionais comparadas às demais articulações. Os resultados disso foram incertezas máximas para o joelho (29, 30 e 31% para picos de rotação medial, abdução e extensão, respectivamente) durante a velocidade lenta, com redução mais acentuada de incerteza somente para o pico extensor nas demais velocidades (14 e 11%, durante as marchas moderada e rápida, respectivamente).

Os momentos de joelho como sendo os mais afetados pelos erros no CoP também foram observados por McCaw e DeVita (1995), em condições 2D para marcha e corrida. Esses autores relatam variações médias de uM/M de 14% para uma perturbação de 10 mm no CoP, resultado similar ao observado no presente estudo para picos extensores de joelho em análise de marcha 3D em velocidade moderada. Baseados em nossos demais resultados, podemos agora dizer também que as uM relativas podem ser ainda maiores nos planos frontal e transverso dos segmentos e nas velocidades de marcha lenta.

Ainda que o pico de momento extensor do tornozelo apresente junto com o pico de momento abdutor do joelho as maiores uM (0,15 Nm/kg, ambos durante a marcha rápida), nessa primeira articulação (pico de M = 1,76 Nm/kg, a maior média entre as articulações) observamos uma das menores uM/M (8%), ficando acima somente das uM/M para extensão de quadril (entre 5 e 7%).

Tendo em vista que as ações articulares nos planos sagitais são as mais efetivas para a propulsão do corpo à frente, já era esperado encontramos menores uM relativas para qualquer das articulações especialmente durante a marcha rápida, supondo que os efeitos da velocidade seriam mais pronunciados nos momentos flexo/extensores do que nos demais. Excepcionalmente no caso do quadril, a maior demanda de velocidade prorrogou o instante de pico de M extensor provocando aproximação com o instante de pico de uM e isso elevou um pouco a representatividade dessa incerteza entre as velocidades, mas ainda assim com resultado inferior aos demais planos.

Elucidando o comportamento de um dos principais responsáveis pela propagação de uM (i.e., o CoP) no método “bottom-up” de dinâmica inversa 3D, diante da diversidade de ações motoras imposta pela variação de velocidade, destacamos que a relevância da presente pesquisa nas análises clínicas reside no fato de que com base nos limites de uM para cada plano de movimento, articulação e velocidade de marcha, os profissionais das ciências da saúde podem melhor ponderar a interpretação de seus resultados. Isso porque até mesmo em condições clínicas e funcionais notavelmente distintas, como na comparação de parâmetros dinâmicos da marcha entre adultos normais e acometidos por paralisia cerebral, alguns momentos articulares podem ser bastante similares entre os grupos (Vaughan *et al.*, 1999).

Consideramos como limitação deste estudo o isolamento de um fator de erro para análise da propagação de incerteza de momento articular; muito embora as variações nas estimativas do CoP sejam um dos principais contribuidores dessa incerteza, até então com comportamento não observado para diferentes velocidades de marcha.

5. CONCLUSÃO

As incertezas absolutas para os picos de momentos articulares calculados por dinâmica inversa 3D “bottom-up” diminuíram do distal para o proximal nos planos segmentares transverso e sagital em qualquer velocidade de marcha. Tais incertezas no momento foram diretamente proporcionais à velocidade da marcha exceto para os picos abdutores de joelho e quadril. Os momentos resultantes no joelho foram os mais afetados pela perturbação do centro de pressão, devido à alta similaridade entre os padrões de magnitude de incerteza absoluta e de momento articular. A incerteza relativa foi especialmente crítica para os momentos rotacionais medial/lateral e abdutor/adutor na marcha lenta.

ANEXO A – APROVAÇÃO DO CEP / FMUSP

MEDICINA

USP

COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

APROVAÇÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, em sessão de **09/11/2011, APROVOU** o Protocolo de Pesquisa nº **401/11** intitulado: **"ANÁLISE DA PROPAGAÇÃO DE INCERTEZAS NO MÉTODO DE DINÂMICA INVERSA TRIDIMENSIONAL PARA MEMBRO INFERIOR DURANTE A MARCHA EM DIFERENTES VELOCIDADES"** apresentado pelo **Departamento de FISIOTERAPIA, FONOAUDIOLOGIA E TERAPIA OCUPACIONAL**

Cabe ao pesquisador elaborar e apresentar ao CEP-FMUSP, os relatórios parciais e final sobre a pesquisa (Resolução do Conselho Nacional de Saúde nº 196, de 10/10/1996, inciso IX.2, letra "c").

Pesquisador (a) Responsável: Isabel de Camargo Neves Sacco
Pesquisador (a) Executante: Franklin de Camargo Junior

CEP-FMUSP, 09 de Novembro de 2011.

Prof. Dr. Paulo Eurípedes Marchiori
Vice-Coordenador interino
Comitê de Ética em Pesquisa

Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina
e-mail: cep.fmusp@hcnet.usp.br

ANEXO B – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO DA PESQUISA OU RESPONSÁVEL LEGAL

1. NOME: .....
DOCUMENTO DE IDENTIDADE Nº : ..... SEXO : M □ F □
DATA NASCIMENTO: ……../……../……
ENDEREÇO ..... Nº ..... APTO: .....
BAIRRO: ..... CIDADE .....
CEP:..... TELEFONE: DDD (.....) .....
2.RESPONSÁVEL LEGAL .....
NATUREZA (grau de parentesco, tutor, curador etc.) .....
DOCUMENTO DE IDENTIDADE:..... SEXO: M □ F □
DATA NASCIMENTO: ……/……/……
ENDEREÇO: ..... Nº ..... APTO: .....
BAIRRO: ..... CIDADE: .....
CEP: ..... TELEFONE: DDD (.....) .....

DADOS SOBRE A PESQUISA

1. TÍTULO DO PROTOCOLO DE PESQUISA: **ANÁLISE DA PROPAGAÇÃO DE INCERTEZAS NO MÉTODO DE DINÂMICA INVERSA TRIDIMENSIONAL PARA MEMBRO INFERIOR DURANTE A MARCHA EM DIFERENTES VELOCIDADES**

PESQUISADOR RESPONSÁVEL: Isabel de Camargo Neves Sacco
CARGO/FUNÇÃO: Docente
UNIDADE DA FMUSP: Departamento de Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional
PESQUISADOR EXECUTANTE: Franklin de Camargo Junior
CARGO/FUNÇÃO: Discente
UNIDADE DA FMUSP: Departamento de Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional

3. AVALIAÇÃO DO RISCO DA PESQUISA:

RISCO MÍNIMO	■	RISCO MÉDIO	□
RISCO BAIXO □		RISCO MAIOR	□

4.DURAÇÃO DA PESQUISA: de 01/04/2010 a 01/10/2012.

FACULDADE DE MEDICINA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

1 – As informações a seguir estão sendo fornecidas para sua participação voluntária neste estudo, que tem por objetivo investigar a região de incerteza das forças e momentos articulares durante a marcha realizada em diferentes velocidades.

2 – Explicação dos procedimentos:

O participante:

- responderá um questionário sobre suas condições de saúde e limitações de movimento;
- será submetido a medições corporais do tipo: peso, estatura, comprimento de membros inferiores e distância entre os ombros;
- receberá marcas retroreflexivas adesivas sobre a pele e roupa fosca e justa ao corpo que serão captadas por câmeras de infravermelho e registradas em computador;
- caminhará, após um período de habituação de aproximadamente 5 minutos, descalço numa trilha de marcha de 10 m que inclui uma plataforma de força ao nível do solo para 10 tentativas válidas de coleta, em três diferentes velocidades.

3 – Não serão solicitados exames radiológicos ou outros procedimentos invasivos.

4 – O participante não deverá sentir dor ou incômodo durante a aquisição dos dados.

5 – Este projeto não apresenta benefício direto para o participante, uma vez que trata-se de estudo metodológico experimental testando a hipótese de que, por vezes, alguns resultados de força e momento articular podem não ser devidamente interpretados em função da presença de regiões de incertezas geradas pela propagação de erros de medida ou estimativa.

6 – Diante dos itens anteriores, este projeto não indica procedimentos alternativos que possam ser vantajosos, pelos quais o participante possa optar.

7 – Para eventuais dúvidas e esclarecimentos relacionados a este estudo, por favor, entrar em contato com Franklin de Camargo Junior e/ou Profa. Dra. Isabel de Camargo Neves Sacco (orientadora e coordenadora do LABIMPH-FOFITO/FMUSP) – Rua Cipotânea, 51, Cidade Universitária – CEP 05360-160 – São Paulo – tel: 3091-8426 – e-mail: http://www.fm.usp.br/fofito/fisio/pessoal/isabel/labimph/index.php. Se você tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) – Rua Ovídio Pires de Campos, 225 – 5º andar – tel: 3069-6442 ramais 16, 17, 18 ou 20, FAX: 3069-6442 ramal 26 – e-mail: cappesq@hcnet.usp.br.

8 – É garantida a liberdade da retirada de consentimento a qualquer momento e deixar de participar do estudo.

9 – Direito de confidencialidade: as informações obtidas serão analisadas em conjunto com outros participantes, não sendo divulgada a identificação de nenhum participante.

10 – O participante tem o direito de ser mantido atualizado sobre os resultados parciais das pesquisas, ou de resultados que sejam do conhecimento dos pesquisadores;

11 – Não há despesas pessoais para o participante em qualquer fase do estudo, incluindo exames e consultas. Também não há compensação financeira relacionada à sua participação. Se existir qualquer despesa adicional, ela será absorvida pelo orçamento da pesquisa.

12 - Os dados e o material coletado somente serão utilizados para esta pesquisa.

Acredito ter sido suficientemente informado a respeito das informações que li ou que foram lidas para mim, descrevendo o estudo "ANÁLISE DA PROPAGAÇÃO DE INCERTEZAS NO MÉTODO DE DINÂMICA INVERSA TRIDIMENSIONAL PARA MEMBRO INFERIOR DURANTE A MARCHA EM DIFERENTES VELOCIDADES".

Eu discuti com o pesquisador Franklin de Camargo Junior sobre a minha decisão em participar nesse estudo. Ficaram claros para mim quais são os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos e riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes; além da isenção de despesa para a minha participação. Concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidades, prejuízos ou perdas de qualquer benefício que eu possa ter adquirido neste Serviço.

Assinatura do participante/representante legal Data ___/___/___

Assinatura da testemunha Data ___/___/___

para casos de participantes menores de 18 anos, analfabetos, semi-analfabetos ou portadores de deficiência auditiva ou visual.

(Somente para o responsável do projeto)

Declaro que obtive de forma apropriada o Consentimento Livre e Esclarecido deste voluntário ou representante legal para a participação neste estudo.

Assinatura do responsável pelo estudo Data ___/___/___

6. REFERÊNCIAS

Alkjaer, T., E. B. Simonsen*, et al.* Comparison of inverse dynamics calculated by two- and three-dimensional models during walking. Gait Posture, v.13, n.2, Apr, p.73-7. 2001.

Allard, P., I. A. F. Stokes*, et al.* Three-dimensional analysis of human movement. Champaign: Human Kinetics Pb. 1995

Andriacchi, T. P., G. B. Andersson*, et al.* A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. J Bone Joint Surg Am, v.62, n.5, Jul, p.749-57. 1980.

Bell, A. L., R. A. Brand*, et al.* Prediction of hip joint centre location from external landmarks. Human Movement Science, v.8, p.3-16. 1989.

Bell, A. L., D. R. Pedersen*, et al.* A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. J Biomechanics, v.23, n.6, p.617-21. 1990.

Bobbert, M. F. e H. C. Schamhardt. Accuracy of determining the point of force application with piezoelectric force plates. J Biomech, v.23, n.7, p.705-10. 1990.

Brasil. Vocabulário Internacional de Metrologia: conceitos fundamentais e gerais de termos associados (VIM 2012). I. E. C. E. Ministério Do Desenvolvimento: INMETRO**:** 94 p. 2012.

Cahouet, V., M. Luc*, et al.* Static optimal estimation of joint accelerations for inverse dynamics problem solution. J Biomech, v.35, n.11, Nov, p.1507-13. 2002.

Campbell, K. Expert vision, data acquisition and analysis. ASME International Computers in Engineering Conference and Exhibition. New York, 1987. p.

Cappozzo, A., F. Catani*, et al.* Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. Clin Biomech (Bristol, Avon), v.10, n.4, Jun, p.171-178. 1995.

Cappozzo, A., U. Della Croce*, et al.* Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background. Gait Posture, v.21, n.2, Feb, p.186-96. 2005.

Chiari, L., U. Della Croce*, et al.* Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 2: instrumental errors. Gait Posture, v.21, n.2, Feb, p.197-211. 2005.

Chockalingam, N., G. Giakas*, et al.* Do strain gauge force platforms need in situ correction? Gait Posture, v.16, n.3, Dec, p.233-7. 2002.

Chung, M. J. e M. J. Wang. The change of gait parameters during walking at different percentage of preferred walking speed for healthy adults aged 20-60 years. Gait Posture, v.31, n.1, Jan, p.131-5. 2010.

Crowe, A., M. M. Samson*, et al.* The influence of walking speed on parameters of gait symmetry determined from ground reaction forces. Human Movement Science, v.15, p.347-67. 1996.

De Leva, P. Ajustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. J Biomech, v.29, n.9, p.1223-1230. 1996.

Diedrich, F. J. e W. H. Warren, Jr. Why change gaits? Dynamics of the walk-run transition. J Exp Psychol Hum Percept Perform, v.21, n.1, Feb, p.183-202. 1995.

Diss, C. E. The reliability of kinetic and kinematic variables used to analyse normal running gait. Gait Posture, v.14, n.2, Oct, p.98-103. 2001.

Duarte, M. e S. M. S. F. Freitas. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. Rev Bras Fisioter, v.14, n.3, p.183-92. 2010.

Durkin, J. L. e J. J. Dowling. Analysis of body segment parameter differences between four human populations and the estimation errors of four popular mathematical models. J Biomech Eng, v.125, n.4, Aug, p.515-22. 2003.

Hamill, J. e W. S. Selbie. Three-dimensional kinematics. In: D. G. E. Robertson, G. E. Caldwell, *et al* (Ed.). Research methods in biomechanics. Champaign: Human Kinetics, 2004a. Three-dimensional kinematics, p.35-52

_____. Three-dimensional kinetics. In: D. G. E. Robertson, G. E. Caldwell, *et al* (Ed.). Research methods in biomechanics. Champaign: Human Kinetics, 2004b. Three-dimensional kinetics, p.145-160

Holman, J. P. Experimental methods for engineers. New York: McGraw-Hill. 1994

Hreljac, A. e R. N. Marshall. Algorithms to determine event timing during normal walking using kinematic data. J Biomech, v.33, n.6, Jun, p.783-6. 2000.

Keller, T. S., A. M. Weisberger, *et al.* Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. Clin Biomech (Bristol, Avon), v.11, n.5, Jul, p.253-259. 1996.

Kirkwood, R. N., E. G. Culham, *et al.* Radiographic and non-invasive determination of the hip joint center location: effect on hip joint moments. Clin Biomech (Bristol, Avon), v.14, n.4, May, p.227-35. 1999.

Liu, J. e T. E. Lockhart. Comparison of 3D joint moments using local and global inverse dynamics approaches among three different age groups. Gait Posture, v.23, n.4, Jun, p.480-5. 2006.

Loss, J. F., A. Cervieri, *et al.* Cálculo de forces e momentos articulares resultantes pelo método da dinâmica inversa. Rev. Bras. Cienc. Esporte, v.23, n.3, maio, p.93-104. 2002.

Mccaw, S. T. e P. Devita. Errors in alignment of center of pressure and foot coordinates affect predicted lower extremity torques. J Biomech, v.28, n.8, Aug, p.985-8. 1995.

Miller, D. I. Modelling in biomechanics: an overview. Medicine and Science in Sports and Exercise, v.11, n.2, p.115-22. 1979.

Moraes, J. C. T. B. Instrumentação para análise da biodinâmica do movimento humano. In: A. C. Amadio e V. J. Barbanti (Ed.). A biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares. São Paulo: Estação Liberdade, 2000. Instrumentação para análise da biodinâmica do movimento humano

Oberg, T., A. Karsznia*, et al.* Basic gait parameters: reference data for normal subjects, 10-79 years of age. J Rehabil Res Dev, v.30, n.2, p.210-23. 1993.

Pearsall, D. J. e P. A. Costigan. The effect of segment parameter error on gait analysis results. Gait Posture, v.9, n.3, Jul, p.173-83. 1999.

Perry, J. Análise de marcha: marcha normal. Barueri: Manole, v.1. 2005

Piovesan, D., A. Pierobon*, et al.* Comparative analysis of methods for estimating arm segment parameters and joint torques from inverse dynamics. J Biomech Eng, v.133, n.3, Mar, p.031003. 2011.

Rao, G., D. Amarantini*, et al.* Influence of body segments' parameters estimation models on inverse dynamics solutions during gait. J Biomech, v.39, n.8, p.1531-6. 2006.

Ribeiro, D. C. e J. F. Loss. Assessment of the propagation of uncertainty on link segment model results. Motor Control, v.14, n.4, Oct, p.411-23. 2010.

Riemer, R., E. T. Hsiao-Wecksler*, et al.* Uncertainties in inverse dynamics solutions: a comprehensive analysis and an application to gait. Gait Posture, v.27, n.4, May, p.578-88. 2008.

Robertson, D. G. E. e G. E. Caldwell. Planar kinematics. In: D. G. E. Robertson, G. E. Caldwell*, et al* (Ed.). Research methods in biomechanics. Champaign: Human Kinetics, 2004. Planar kinematics, p.9-34

Schache, A. G. e R. Baker. On the expression of joint moments during gait. Gait Posture, v.25, n.3, Mar, p.440-52. 2007.

Schache, A. G., R. Baker*, et al.* Differences in lower limb transverse plane joint moments during gait when expressed in two alternative reference frames. J Biomech, v.40, n.1, p.9-19. 2007.

Schache, A. G., B. J. Fregly*, et al.* The effect of gait modification on the external knee adduction moment is reference frame dependent. Clin Biomech (Bristol, Avon), v.23, n.5, Jun, p.601-8. 2008.

Siegler, S. e W. Liu. Inverse dynamics in human locomotion. In: P. Allard, A. Cappozzo*, et al* (Ed.). Three-dimensional analysis of human locomotion. New York: John Wiley & Sons, 1997. Inverse dynamics in human locomotion, p.191–209

Silva, M. P. e J. A. Ambrosio. Sensitivity of the results produced by the inverse dynamic analysis of a human stride to perturbed input data. Gait Posture, v.19, n.1, Feb, p.35-49. 2004.

Spirduso, W., K. Francis*, et al.* Physical dimensions of aging. Champaign: Human Kinetics. 1995

Stagni, R., A. Leardini*, et al.* Effects of hip joint centre mislocation on gait analysis results. J Biomech, v.33, n.11, Nov, p.1479-87. 2000.

Tylkowski, C. M., S. R. Simon*, et al.* The Frank Stinchfield Award Paper. Internal rotation gait in spastic cerebral palsy. Hip, p.89-125. 1982.

Vaughan, C. L., B. L. Davis*, et al.* Dynamics of human gait. Illiois: Human Kinetics Publisher. 1999

Verkerke, G. J., A. L. Hof*, et al.* Determining the centre of pressure during walking and running using an instrumented treadmill. J Biomech, v.38, n.9, Sep, p.1881-5. 2005.

Vuolo, J. H. Fundamentos da teoria dos erros. São Paulo: Blücher. 1996

White, S. C., C. A. Tucker*, et al.* Relation of vertical ground reaction forces to walking speed. Gait and Posture, v.4, p.206. 1996.

Whittle, M. W. Clinical gait analysis: a review. Human Movement Science, v.15, p.369-387. 1996.

Winter, D. A. The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological. Waterloo: University of Waterloo Press, v. . 1991

_____. Biomechanics and motor control of human movement. Waterloo: John Wiley & Sons, Inc. 2005

Zatsiorsky, V. M. Kinetics of human motion. Champaing: Human Kinetics. 2002

APÊNDICES

Apêndice A – Rotina desenvolvida no “software” MatLab® para o cálculo dos momentos articulares por dinâmica inversa 3D “bottom-up”

```
%% CÁLCULO DOS
MOMENTOS ARTICULARES
RESULTANTES POR
DINÂMICA INVERSA 3D -
%% BOTTOM-UP

% Elaboração: Franklin
de Camargo Junior,
LABIMPH-FOFITO/FMUSP
% Colaboração: Marcelo
La Torre e Jefferson
Fagundes Loss, LAPEX-
ESEF/UFRGS
% Última modificação
em: 21 de maio de 2012

% VARIÁVIES CONHECIDAS
(INPUT):
% estatica_amass:
matriz de coordenadas
da postura quasi-
estática
%
cinematica_amass(hell_
strike:toe_off,:):
matriz de coordenadas
da cinemática
% nqi: instante da
cinematica a ser
exibido (frame 1 =
heel_strike)
% cinetica_amti:
matriz de coordenadas
da cinética da
locomoção

% PROCESSAMENTO
PRÉVIO:
% c3d.m
% amass_marker_set.m
%
fc_analise_residuos_km
a.m
%
fc_analise_residuos_kn
e.m

% ROTINAS NECESSÁRIAS:
% GRS_kma.m
% GRS_kne.m
% R_uvw_foot.m
% R_uvw_shank_thigh.m
% R_uvw_pelvis.m
% R_ijk.m
% R_ijk_pelvis.m
% transform_coord_GL.m
% transform_coord_LG.m
% matfiltfilt.m
% cop_amti_models.m
% interpolate.m

% PARÂMETRO
NECESSÁRIO:
% massa (kg)

% VARIÁVEIS
DESCONHECIDAS
(OUTPUT):
% F: força articular
resultante no ARS
% M: momento articular
resultante no ARS

% GRS adotado:
%   X: ântero[+]-
posterior
%   Y: médio[+]-
lateral
%   Z: vertical [+ =
cima]

% VARIÁVEIS
propag_eMp.m =
[joint,CoM,Ra_kma_shan
k,...
%
Ra_kma_thigh,Ra_kma_pe
lvis,CoP,F_GRS,F,T_GRS
,M_GRS,M]

function [F,M] =
id3d(estatica_amass,ci
nematica_amass,nqi,cin
etica_amti)

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%

%% PREPARAÇÃO DA ÁREA
DE TRABALHO
close all % fecha as
figuras abertas

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%

%% DEFINIÇÃO DO
SISTEMA DE REFERÊNCIA
GLOBAL

% GRS adquirido:
%   AMASS:
%   X: médio-
lateral[+]
%   Y: ântero[+]-
posterior
%   Z: vertical [+ p/
cima]
%   AMTI:
%   X: médio[+]-
lateral
%   Y: ântero[+]-
posterior
%   Z: vertical [+ p/
cima]

% GRS adotado:
%   X: ântero[+]-
posterior
%   Y: médio[+]-
lateral
%   Z: vertical [+ p/
cima]

[estatica] =
GRS_kma(estatica_amass
);
[cinematica] =
GRS_kma(cinematica_ama
ss);
[cinetica] =
GRS_kne(cinetica_amti)
;

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%

%% ETAPA 1 -
PARÂMETROS SEGMENTARES
CORPORAIS

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%

% 1 CENTRO DE MASSA
(CoM) DOS SEGMENTOS
CORPORAIS
```

```
gender =
input('Gender: F[0] or
M[1]?');
if gender==0;
    rCM = [0.4014
0.4352 0.3612];   %
pé, perna e coxa
elseif gender==1;
    rCM = [0.4415
0.4395 0.4095];   %
pé, perna e coxa
end

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%

% 2 MASSA DOS
SEGMENTOS CORPORAIS

bm = input('Mass [kg]:
'); % Massa total (kg)
if gender==0
    bsm = [0.0129
0.0481 0.1478]*bm; %
[pé, perna, coxa]
elseif gender==1
    bsm = [0.0137
0.0433 0.1416]*bm; %
[pé, perna, coxa]
end

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%

% 3 MOMENTO DE INÉRCIA
DOS SEGMENTOS
CORPORAIS

if gender==0
    If = [41.1 35.6
8.9]*0.0001;        %
I [ap,ml,lg] do Pé
(Nm^2)
    Is = [409.9 399.7
48.6]*0.0001;     % I
[ap,ml,lg] da Perna
(Nm^2)
    It = [1690.1
1647.3 324.2]*0.0001;
% I [ap,ml,lg] da Coxa
(Nm^2)
elseif gender==1
    If = [44 40
10.3]*0.0001;
% I [ap,ml,lg] do Pé
(Nm^2)
    Is = [385 371
64.6]*0.0001;
% I [ap,ml,lg] da
Perna (Nm^2)
    It = [1997.8
1999.4 413.4]*0.0001;
% I [ap,ml,lg] da Coxa
(Nm^2)
end

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%

%% ETAPA 2 -
CINEMÁTICA LINEAR

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%

% 0.1 DEFINIÇÃO DE
PARÂMETROS ESPAÇO-
TEMPORAIS

fsamp = 100;    %
Freqüência de
Amostragem (Hz)
dt = 1/fsamp;   %
Período
g = -9.81;      %
Aceleração da
Gravidade (m/s^2)
format short    %
Limitação de casas
decimais para
resultados

% 0.2 SINCRONIZAÇÃO
DAS ORIGENS DOS
SISTEMAS DE
COORDENADAS
(CINEMÁTICA e
% CINÉTICA)

Plataforma = [0.508
0.464];    % dimensões
(X,Y) da plataforma
OR6-7-1000
estatica(2:3:end) =
estatica(2:3:end)-
Plataforma(1)*0.5; %
Ântero-posterior
estatica(3:3:end) =
estatica(3:3:end)+Plat
aforma(2)*0.5; %
Médio-lateral
estatica(4:3:end) =
estatica(4:3:end); %
Vertical
cinematica(:,2:3:end)
=
cinematica(:,2:3:end)-
Plataforma(1)*0.5; %
Ântero-posterior
cinematica(:,3:3:end)
=
cinematica(:,3:3:end)+
Plataforma(2)*0.5; %
Médio-lateral
cinematica(:,4:3:end)
=
cinematica(:,4:3:end);
% Vertical

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%

%% 0.3 IDENTIFICAÇÃO
DOS MARCADORES NA
ESTÁTICA

% AMASS ST: MARKER SET
(17 POINTS)

    PMTD_st =
estatica(2:4);
% Ponto 1 - 1º
Metatarso Direito
(PMTD)
    QMTD_st =
estatica(5:7);
% Ponto 2 - 5º
Metatarso Direito
(QMTD)
    %CALD_st =
estatica(8:10);
% Ponto 3 - Calcâneo
Direito (CALD)
    MLD_st =
estatica(11:13);
% Ponto 4 - Maléolo
Lateral Direito (MLD)
    MMD_st =
estatica(14:16);
% Ponto 5 - Maléolo
Medial Direito (MMD)
    CP_A_st =
estatica(17:19);
% Ponto 6 - Cluster da
Perna Direita - Ponto
A (CP_A)
    CP_B_st =
estatica(20:22);
% Ponto 7 - Cluster da
Perna Direita - Ponto
B (CP_B)
    CP_C_st =
estatica(23:25);
% Ponto 8 - Cluster da
Perna Direita - Ponto
C (CP_C)
    JLD_st =
estatica(26:28);
% Ponto 9 - Linha
Articular Lateral
Joelho Direito (JLD)
    JMD_st =
estatica(29:31);
% Ponto 10 - Linha
Articular Medial
Joelho Direito (JMD)
    CC_A_st =
estatica(32:34);
% Ponto 11 - Cluster
da Coxa Direita -
Ponto A (CC_A)
    CC_B_st =
estatica(35:37);
% Ponto 12 - Cluster
da Coxa Direita -
Ponto B (CC_B)
    CC_C_st =
estatica(38:40);
% Ponto 13 - Cluster
da Coxa Direita -
Ponto C (CC_C)
    EIASD_st =
estatica(41:43);
% Ponto 14 - EIAS
Direita (EIASD)
    EIASE_st =
estatica(44:46);
% Ponto 15 - EIAS
Esquerda (EIASE)
    SCR_st =
estatica(47:49);
% Ponto 16 - Sacro
(SCR)
```

```
%    C7_st =
estatica(50:52);
% Ponto 17 - C7

%% 0.4 IDENTIFICAÇÃO
DOS MARCADORES NA
CINEMÁTICA

% AMASS KMA: MARKER
SET (15 POINTS)
    PMTD_kma =
cinematica(:,2:4);
% Ponto 1 - 1º
Metatarso Direito
(PMTD)
    QMTD_kma =
cinematica(:,5:7);
% Ponto 2 - 5º
Metatarso Direito
(QMTD)
    %CALD_kma =
cinematica(:,8:10);
% Ponto 3 - Calcâneo
Direito (CALD)
    MLD_kma =
cinematica(:,11:13);
% Ponto 4 - Maléolo
Lateral Direito (MLD)
    CP_A_kma =
cinematica(:,14:16);
% Ponto 5 - Cluster da
Perna Direita - Ponto
A (CP_A)
    CP_B_kma =
cinematica(:,17:19);
% Ponto 6 - Cluster da
Perna Direita - Ponto
B (CP_B)
    CP_C_kma =
cinematica(:,20:22);
% Ponto 7 - Cluster da
Perna Direita - Ponto
C (CP_C)
    %JLD_kma =
cinematica(:,23:25);
% Ponto 8 - Linha
Articular Lateral
Joelho Direito (JLD)
    CC_A_kma =
cinematica(:,26:28);
% Ponto 9 - Cluster da
Coxa Direita - Ponto A
(CC_A)
    CC_B_kma =
cinematica(:,29:31);
% Ponto 10 - Cluster
da Coxa Direita -
Ponto B (CC_B)
    CC_C_kma =
cinematica(:,32:34);
% Ponto 11 - Cluster
da Coxa Direita -
Ponto C (CC_C)
    EIASD_kma =
cinematica(:,35:37);
% Ponto 12 - EIAS
Direita (EIASD)
    EIASE_kma =
cinematica(:,38:40);
% Ponto 13 - EIAS
Esquerda (EIASE)
    SCR_kma =
cinematica(:,41:43);
% Ponto 14 - Sacro
(SCR)
%    C7_kma =
cinematica(:,44:46);
% Ponto 15 - C7

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%

%% 1 CENTROS
ARTICULARES NA
ESTÁTICA

% ANTEPÉ
CAAPD_st =
(PMTD_st+QMTD_st)/2;

% TORNOZELO
CATD_st =
(MLD_st+MMD_st)/2;

% JOELHO
CAJD_st =
(JLD_st+JMD_st)/2;

% QUADRIL
% delta = (%) [ap ml
long]
dEIAS = norm(EIASD_st-
EIASE_st);
% distância entre as
EIAS
kcaq = [dEIAS*0.19
dEIAS*0.36
dEIAS*0.30];      %
ctes de regressão para
CAQ

pm_EIAS_st =
(EIASD_st+EIASE_st)/2;
% ponto médio entre as
EIAS

[Rt_st_pelve] =
R_uvw_pelvis(SCR_st,pm
_EIAS_st,EIASD_st);
% Matriz de rotação
para LRS_pelve
[pm_EIAS_st_pelve] =
transform_coord_GL(pm_
EIAS_st,Rt_st_pelve,SC
R_st);
% pm_EIAS_st em
relação ao LRS_pelve
[CAQD_st_pelve] =
[pm_EIAS_st_pelve(:,1)
-kcaq(1,1)
pm_EIAS_st_pelve(:,2)-
kcaq(1,2)
pm_EIAS_st_pelve(:,3)-
kcaq(1,3)];    %
CAQD_st no LRS_pelve
[CAQD_st] =
transform_coord_LG(CAQ
D_st_pelve,Rt_st_pelve
,SCR_st);
% CAQD_st no GRS

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%

%% 2 CENTROS DE MASSA
NA ESTÁTICA

CMpeD_st = CATD_st +
(CAAPD_st-
CATD_st)*rCM(1);
CMpernaD_st = CAJD_st
+ (CATD_st-
CAJD_st)*rCM(2);
CMcoxaD_st = CAQD_st +
(CAJD_st-
CAQD_st)*rCM(3);

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%

% A-1 Exibe as
coordenadas dos
marcadores na estática
[~,npontos]=size(estat
ica);
figure
for i=2:3:npontos
    hold on

plot3(estatica(i),esta
tica(i+1),estatica(i+2
),'ko')
end
title('Standing
Calibration')
view(90,0), axis
equal, ylim([-0.5
0.5]), zlim([0 1.8])
%pause

% B-1 Exibe as
coordenadas dos
centros articulares na
estática
[~,npontos]=size(CAAPD
_st);
for i=1:3:npontos
    hold on

plot3(CAAPD_st(i),CAAP
D_st(i+1),CAAPD_st(i+2
),'b+')
    %pause

plot3(CATD_st(i),CATD_
st(i+1),CATD_st(i+2),'
b+')
    %pause

plot3(CMpeD_st(i),CMpe
D_st(i+1),CMpeD_st(i+2
),'g+')
    %pause

plot3(CAJD_st(i),CAJD_
st(i+1),CAJD_st(i+2),'
b+')
    %pause

plot3(CMpernaD_st(i),C
MpernaD_st(i+1),CMpern
aD_st(i+2),'g+')
    %pause

plot3(CAQD_st(i),CAQD_
```

```
st(i+1),CAQD_st(i+2),'
b+')
    %pause

plot3(CMcoxaD_st(i),CM
coxaD_st(i+1),CMcoxaD_
st(i+2),'g+')
end
view(90,0), axis
equal, ylim([-0.5
0.5]), zlim([0 1.8])
%pause

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%

%% 2 CENTROS
ARTICULARES NA
CINEMÁTICA

% ANTEPÉ

% 2.1 Centro articular
do antepé direito no
LRS-técnico na
estática
[Rt_st_pe] =
R_uvw_foot(MLD_st,QMTD
_st,PMTD_st);
[CAAPD_st_pe] =
transform_coord_GL(CAA
PD_st,Rt_st_pe,MLD_st)
;

% 2.2 Centro articular
do antepé direito no
GRS na cinemática
[nl,nc]=size(cinematic
a(:,1:3));
Rt_kma_foot =
zeros(3,3,nl);
CAAPD_kma =
zeros(nl,nc);
for t=1:nl
    Rt_kma_foot(:,:,t)
=
R_uvw_foot(MLD_kma(t,:
),QMTD_kma(t,:),PMTD_k
ma(t,:));
    CAAPD_kma(t,:) =
transform_coord_LG(CAA
PD_st_pe,Rt_kma_foot(:
,:,t),MLD_kma(t,:));
end

% TORNOZELO

% 2.3 Centro articular
do tornozelo direito
no LRS-técnico na
estática
[Rt_st_CP] =
R_uvw_shank_thigh(CP_C
_st,CP_A_st,CP_B_st);
[CATD_st_CP] =
transform_coord_GL(CAT
D_st,Rt_st_CP,CP_C_st)
;

% 2.4 Centro articular
do tornozelo direito
no GRS na cinemática
[nl,nc]=size(cinematic
a(:,1:3));
Rt_kma_shank =
zeros(3,3,nl);
CATD_kma =
zeros(nl,nc);
for t=1:nl

Rt_kma_shank(:,:,t) =
R_uvw_shank_thigh(CP_C
_kma(t,:),CP_A_kma(t,:
),CP_B_kma(t,:));
    CATD_kma(t,:) =
transform_coord_LG(CAT
D_st_CP,Rt_kma_shank(:
,:,t),CP_C_kma(t,:));
end

% JOELHO

% 2.5 Centro articular
do joelho direito no
LRS-técnico na
estática
[Rt_st_CC] =
R_uvw_shank_thigh(CC_C
_st,CC_A_st,CC_B_st);
[CAJD_st_CC] =
transform_coord_GL(CAJ
D_st,Rt_st_CC,CC_C_st)
;

% 2.6 Centro articular
do joelho direito no
GRS na cinemática
[nl,nc]=size(cinematic
a(:,1:3));
Rt_kma_thigh =
zeros(3,3,nl);
CAJD_kma =
zeros(nl,nc);
for t=1:nl

Rt_kma_thigh(:,:,t) =
R_uvw_shank_thigh(CC_C
_kma(t,:),CC_A_kma(t,:
),CC_B_kma(t,:));
    CAJD_kma(t,:) =
transform_coord_LG(CAJ
D_st_CC,Rt_kma_thigh(:
,:,t),CC_C_kma(t,:));
end

% QUADRIL

% 2.7 Centro articular
do quadril direito no
LRS-técnico na
estática
[Rt_st_pelve] =
R_uvw_pelvis(SCR_st,pm
_EIAS_st,EIASD_st);
[pm_EIAS_st_pelve] =
transform_coord_GL(pm_
EIAS_st,Rt_st_pelve,SC
R_st);
[CAQD_st_pelve] =
[pm_EIAS_st_pelve(:,1)
-kcaq(1,1)
pm_EIAS_st_pelve(:,2)-
kcaq(1,2)
pm_EIAS_st_pelve(:,3)-
kcaq(1,3)];

% 2.8 Centro articular
do quadril direito no
GRS na cinemática
[nl,nc]=size(cinematic
a(:,1:3));
Rt_kma_pelvis =
zeros(3,3,nl);
pm_EIAS_kma =
zeros(nl,nc);
CAQD_kma =
zeros(nl,nc);
for t=1:nl
    pm_EIAS_kma(t,:) =
(EIASD_kma(t,:)+EIASE_
kma(t,:))./2;

Rt_kma_pelvis(:,:,t) =
R_uvw_pelvis(SCR_kma(t
,:),pm_EIAS_kma(t,:),E
IASD_kma(t,:));
    CAQD_kma(t,:) =
transform_coord_LG(CAQ
D_st_pelve,Rt_kma_pelv
is(:,:,t),SCR_kma(t,:)
);
end

%joint = [CAAPD_kma
CATD_kma CAJD_kma
CAQD_kma]; % centros
articulares do MID

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%

%% 3 CENTROS DE MASSA
NA CINEMÁTICA

CMpeD_kma = CATD_kma +
(CAAPD_kma-
CATD_kma)*rCM(1);
CMpernaD_kma =
CAJD_kma + (CATD_kma-
CAJD_kma)*rCM(2);
CMcoxaD_kma = CAQD_kma
+ (CAJD_kma-
CAQD_kma)*rCM(3);

CoM_kma = [CMpeD_kma
CMpernaD_kma
CMcoxaD_kma]; %
Centros de massa do
MID
CoM =
matfiltfilt(dt,3,5,CoM
_kma); % CoM filtrado
[CoMn] =
interpolate(CoM);

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%

% A-2 Exibe as
coordenadas dos
marcadores na
cinemática ao longo do
tempo
[nquadros,npontos]=siz
e(cinematica);
figure
```

```
for i=2:3:npontos-2;
    j=1:nquadros;
    hold on

plot3(cinematica(j,i),
cinematica(j,i+1),cine
matica(j,i+2),'ko')
end
view(90,0), axis
equal, ylim([-0.5
0.5]), zlim([0 1.8])
title('Tracking
Markers During Gait')
grid
%pause

% B-2 Exibe
coordenadas dos
marcadores na
cinemática (nqi)
[~,npontos]=size(cinem
atica);
figure
for i=2:3:npontos-2
    hold on

plot3(cinematica(nqi,i
),cinematica(nqi,i+1),
cinematica(nqi,i+2),'k
o')
end
title('Frame of Gait')
view(90,0), axis
equal, ylim([-0.5
0.5]), zlim([0 1.8])
%pause

% C-2 Exibe centros
articulares e CoM na
cinematica (nqi)
[~,npontos]=size(CAAPD
_kma);
for i=1:3:npontos
    hold on

plot3(CAAPD_kma(nqi,i)
,CAAPD_kma(nqi,i+1),CA
APD_kma(nqi,i+2),'r+')
    %pause

plot3(CATD_kma(nqi,i),
CATD_kma(nqi,i+1),CATD
_kma(nqi,i+2),'r+')
    %pause

plot3(CMpeD_kma(nqi,i)
,CMpeD_kma(nqi,i+1),CM
peD_kma(nqi,i+2),'g+')
    %pause

plot3(CAJD_kma(nqi,i),
CAJD_kma(nqi,i+1),CAJD
_kma(nqi,i+2),'r+')
    %pause

plot3(CMpernaD_kma(nqi
,i),CMpernaD_kma(nqi,i
+1),CMpernaD_kma(nqi,i
+2),'g+')
    %pause

plot3(CAQD_kma(nqi,i),
CAQD_kma(nqi,i+1),CAQD
_kma(nqi,i+2),'r+')
    %pause

plot3(CMcoxaD_kma(nqi,
i),CMcoxaD_kma(nqi,i+1
),CMcoxaD_kma(nqi,i+2)
,'g+')

end
view(90,0), axis
equal, ylim([-0.5
0.5]), zlim([0 1.8])
%pause

% D-2 Exibe
coordenadas dos CoM na
cinemática

figure,
plot(0:100,CoMn(:,1:3:
end)) % eixo Y
title('CoM - X')
legend('Foot','Shank',
'Thigh') % centro de
massa da perna
xlabel('Stance phase
(%)')
ylabel('Ântero-
posterior (m)')
grid
%pause

figure,
plot(0:100,CoMn(:,2:3:
end)) % eixo Y
title('CoM - Y')
legend('Foot','Shank',
'Thigh') % centro de
massa da perna
xlabel('Stance phase
(%)')
ylabel('Médio-lateral
(m)')
grid
%pause

figure,
plot(0:100,CoMn(:,3:3:
end)) % eixo Z
title('CoM - Z')
legend('Foot','Shank',
'Thigh') % centro de
massa da perna
xlabel('Stance phase
(%)')
ylabel('Vertical (m)')
grid
%pause

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%

%% 6 ESTIMAÇÃO DO CoM
CORPORAL BASEADO NO
CENTRÓIDE DA PELVE

% 6.1 DETERMINAÇÃO DO
CENTRÓIDE DA PELVE
CPelve_kma =
(SCR_kma+EIASD_kma+EIA
SE_kma)./3;

% A-6 Exibe
coordenadas dos
marcadores na
cinemática (nqi)
[~,npontos]=size(cinem
atica);
figure
for i=2:3:npontos-2
    hold on

plot3(cinematica(nqi,i
),cinematica(nqi,i+1),
cinematica(nqi,i+2),'k
o')
end
title('Centroid of the
Pelvis in a Frame of
Gait')
view(90,0), axis
equal, ylim([-0.5
0.5]), zlim([0 1.8])

% B-6 Exibe Sacro,
EIASD, EIASE e
Centróide da Pelve
[~,npontos]=size(CPelv
e_kma);
for i=1:3:npontos
    hold on

plot3(SCR_kma(nqi,i),S
CR_kma(nqi,i+1),SCR_km
a(nqi,i+2),'b+')

plot3(EIASD_kma(nqi,i)
,EIASD_kma(nqi,i+1),EI
ASD_kma(nqi,i+2),'b+')

plot3(EIASE_kma(nqi,i)
,EIASE_kma(nqi,i+1),EI
ASE_kma(nqi,i+2),'b+')
    %pause

plot3(CPelve_kma(nqi,i
),CPelve_kma(nqi,i+1),
CPelve_kma(nqi,i+2),'g
+')
end
%pause

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%

% 6.2 CÁLCULO DA
VELOCIDADE E
ACELERAÇÃO LINEAR DO
CENTRO PÉLVICO

CPelve =
matfiltfilt(dt,3,5,CPe
lve_kma); % CoM
filtrado

% 6.2.1 Cálculo da
Velocidade Linear do
Centróide da Pelve
[i,j] = size(CPelve);
v_CPelve(1:i-1,1:j) =
0;
for k=1:j
```

```
    v_CPelve(1:i-1,k)
=
diff(CPelve(:,k))./dt;
end
linear_vel_CPelve =
matfiltfilt(dt,10,5,v_
CPelve); % Velocidade
linear filtrada dos
CoM
clear i j k;

% 6.2.2 Normalização
[CPelven]=interpolate(
CPelve);
[linear_vel_CPelven]=i
nterpolate(linear_vel_
CPelve);

% A-6 Exibe CPelve no
GRS
figure,
subplot(4,1,1),plot(0:
100,CPelven(:,1)) % CP
no eixo X (A-P à
trilha de locomoção)
title('Centroid of the
Pelvis Displacements
and Velocity')
ylabel('X (m)')
grid
hold on

subplot(4,1,2),plot(0:
100,CPelven(:,2)) % CP
no eixo Y (M-L à
trilha de locomoção)
ylabel('Y (m)')
grid

subplot(4,1,3),plot(0:
100,CPelven(:,3)) % CP
no eixo Z (Vertical à
trilha de locomoção)
ylabel('Z (m)')
grid

% B-6 Exibe v no eixo
Y:
subplot(4,1,4),plot(0:
100,linear_vel_CPelven
(:,2))
xlabel('Stance phase
(%)')
ylabel('X (m/s)')
grid
hold off
%pause

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%

%% 7 CÁLCULO DA
VELOCIDADE E
ACELERAÇÃO LINEAR DO
CoM

% 7.1 Velocidade do
CoM
[i,j] = size(CoM);
linear_v_CoM(1:i-
1,1:j) = 0;
for k=1:j
    linear_v_CoM(1:i-
1,k) =
diff(CoM(:,k))./dt; %
velocidade do CoM
segmentar
end
clear i j k;
[linear_vel] =
matfiltfilt(dt,10,5,li
near_v_CoM); % matriz
de velocidade linear
dos segmentos

% 7.2 Aceleração do
CoM
[i,j]=
size(linear_v_CoM);
linear_a_CoM(1:i-
1,1:j) = 0;
for k=1:j
    linear_a_CoM(1:i-
1,k) =
diff(CoM(:,k),2)./dt^2
; % aceleração do CoM
segmentar
end
clear i j k;
[linear_acc] =
matfiltfilt(dt,10,5,li
near_a_CoM); % matriz
de aceleração linear
dos segmentos

% 7.3 Normalização
[linear_veln]=interpol
ate(linear_vel);
[linear_accn]=interpol
ate(linear_acc);

% A-7 Exibe v linear
no eixo X:
figure,
subplot(3,1,1),plot(0:
100,linear_veln(:,1))
% thigh
title('CoM Velocities
- X')
ylabel('thigh (m/s)')
grid
subplot(3,1,2),plot(0:
100,linear_veln(:,4))
% shank
ylabel('shank (m/s)')
grid
subplot(3,1,3),plot(0:
100,linear_veln(:,7))
% foot
ylabel('foot (m/s)')
grid
xlabel('Stance phase
(%)')
%pause

% B-7 Exibe v linear
no eixo Y:
figure,
subplot(3,1,1),plot(0:
100,linear_veln(:,2))
% thigh
title('CoM Velocities
- Y')
ylabel('thigh (m/s)')
grid
subplot(3,1,2),plot(0:
100,linear_veln(:,5))
% shank
ylabel('shank (m/s)')
grid
subplot(3,1,3),plot(0:
100,linear_veln(:,8))
% foot
ylabel('foot (m/s)')
grid
xlabel('Stance phase
(%)')
%pause

% C-7 Exibe v linear
no eixo Z:
figure,
subplot(3,1,1),plot(0:
100,linear_veln(:,3))
% thigh
title('CoM Velocities
- Z')
ylabel('thigh (m/s)')
grid
subplot(3,1,2),plot(0:
100,linear_veln(:,6))
% shank
ylabel('shank (m/s)')
grid
subplot(3,1,3),plot(0:
100,linear_veln(:,9))
% foot
ylabel('foot (m/s)')
grid
xlabel('Stance phase
(%)')
%pause

% D-7 Exibe a linear
no eixo X:
figure,
subplot(3,1,1),plot(0:
100,linear_accn(:,1))
% thigh x
title('CoM
Accelerations - X')
ylabel('thigh
(m/s^2)')
grid
subplot(3,1,2),plot(0:
100,linear_accn(:,4))
% shank
ylabel('shank
(m/s^2)')
grid
subplot(3,1,3),plot(0:
100,linear_accn(:,7))
% foot
ylabel('foot (m/s^2)')
grid
xlabel('Stance phase
(%)')
%pause

% E-7 Exibe a linear
no eixo Y:
figure,
subplot(3,1,1),plot(0:
100,linear_accn(:,2))
title('CoM
Accelerations - Y')
ylabel('thigh
(m/s^2)')
grid
```

```
subplot(3,1,2),plot(0:
100,linear_accn(:,5))
ylabel('shank
(m/s^2)')
grid
subplot(3,1,3),plot(0:
100,linear_accn(:,8))
ylabel('foot (m/s^2)')
grid
xlabel('Stance phase
(%)')
%pause

% F-7 Exibe a linear
no eixo Z:
figure,
subplot(3,1,1),plot(0:
100,linear_accn(:,3))
title('CoM
Accelerations - Z')
ylabel('thigh
(m/s^2)')
grid
subplot(3,1,2),plot(0:
100,linear_accn(:,6))
ylabel('shank
(m/s^2)')
grid
subplot(3,1,3),plot(0:
100,linear_accn(:,9))
ylabel('foot (m/s^2)')
grid
xlabel('Stance phase
(%)')
%pause

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%

%% 1-A MATRIZES DE
REFERÊNCIA SEGMENTAR

% x: próximo[+]-distal
% y: ântero[+]-
posterior
% z:
médio/esquerda[+]-
lateral/direita

[nl,~]=size(CATD_kma);

Ra_kma_foot =
zeros(3,3,nl);
Ra_kma_shank =
zeros(3,3,nl);
Ra_kma_thigh =
zeros(3,3,nl);
Ra_kma_pelvis =
zeros(3,3,nl);

for t = 1:nl
    % Pé

[Ra_kma_foot(:,:,t)] =
R_ijk(CMpeD_kma(t,:),C
ATD_kma(t,:),QMTD_kma(
t,:));
    % Perna

[Ra_kma_shank(:,:,t)]
=
R_ijk(CMpernaD_kma(t,:
),CAJD_kma(t,:),CP_A_k
ma(t,:));
    % Coxa

[Ra_kma_thigh(:,:,t)]
=
R_ijk(CMcoxaD_kma(t,:)
,CAQD_kma(t,:),CC_A_km
a(t,:));
    % Pelve

[Ra_kma_pelvis(:,:,t)]
=
R_ijk_pelvis(CPelve_km
a(t,:),pm_EIAS_kma(t,:
),EIASD_kma(t,:));
end

close all % fecha
todas as figuras de
Cinemática Linear

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%

%% ETAPA 3 -
CINEMÁTICA ANGULAR

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%

% 1 MATRIZES DE
REFERÊNCIA SEGMENTAR E
ÂNGULOS ARTICULARES -
ÂNGULOS DE
% EULER

% kp: flex/ext
% id: int/ext rot
% lj: add/abd
% lj =
cross(kp,id)/norm(k,id
);

% alpha: flex/ext
% beta: add/abd
% gamma:  int/ext rot

[nl,nc]=size(CATD_kma)
;

l_ankle =
zeros(nl,nc);
l_knee = zeros(nl,nc);
l_hip = zeros(nl,nc);

ankle_angle =
zeros(nl,nc);
knee_angle =
zeros(nl,nc);
hip_angle =
zeros(nl,nc);

for t = 1:nl
    % Tornozelo

[l_ankle(t,:),ankle_an
gle(t,:)] =
angle_JCS_ankle(Ra_kma
_foot(:,:,t),Ra_kma_sh
ank(:,:,t));
    % Joelho

[l_knee(t,:),knee_angl
e(t,:)] =
angle_JCS_knee(Ra_kma_
shank(:,:,t),Ra_kma_th
igh(:,:,t));
    % Quadril

[l_hip(t,:),hip_angle(
t,:)] =
angle_JCS_hip(Ra_kma_t
high(:,:,t),Ra_kma_pel
vis(:,:,t));
end

% Ângulos
Articulares(rad) /
EULER
joint_ang =
[ankle_angle
knee_angle hip_angle];

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%

% Filtragem, conversão
e normalização
joint_angle =
matfiltfilt(dt,3,5,joi
nt_ang); % Filtragem
dos dados:
matfiltfilt(dt,fcut,or
der,data)
j_angle_deg =
rad2deg(joint_angle);
% Matriz de ângulos
articulares (graus)
[joint_angle_deg] =
interpolate(j_angle_de
g); % Matriz de
ângulos normalizada

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%

% A-3 Exibe ângulos
articulares (graus)
figure,
subplot(3,1,1),
plot(0:100,joint_angle
_deg(:,7)) % coxa D
title('Joint Angle -
Flex/Ext')
ylabel('hip (deg)')
grid
subplot(3,1,2),
plot(0:100,joint_angle
_deg(:,4)) % perna D
ylabel('knee (deg)')
grid
subplot(3,1,3),
plot(0:100,joint_angle
_deg(:,1)) % pé D
ylabel('ankle (deg)')
grid
xlabel('Stance phase
(%)')
```

```
%pause

% B-3 Exibe ângulos
(graus)
figure,
subplot(3,1,1),
plot(0:100,joint_angle
_deg(:,8)) % coxa D
title('Joint Angle -
Add/Abd')
ylabel('hip (deg)')
grid
subplot(3,1,2),
plot(0:100,joint_angle
_deg(:,5)) % perna D
ylabel('knee (deg)')
grid
subplot(3,1,3),
plot(0:100,joint_angle
_deg(:,2)) % pé D
ylabel('ankle (deg)')
grid
xlabel('Stance phase
(%)')
%pause

% C-3 Exibe ângulos
articulares (graus)
figure,
subplot(3,1,1),
plot(0:100,joint_angle
_deg(:,9)) % coxa D
title('Joint Angle -
Int/Ext Rot')
ylabel('hip (deg)')
grid
subplot(3,1,2),
plot(0:100,joint_angle
_deg(:,6)) % perna D
ylabel('knee (deg)')
grid
subplot(3,1,3),
plot(0:100,joint_angle
_deg(:,3)) % pé D
ylabel('ankle (deg)')
grid
xlabel('Stance phase
(%)')
%pause

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%

%% 2 CÁLCULO DOS
ÂNGULOS SEGMENTARES

% IJK: vetores
unitários XYZ (a[+]-p,
m[+]-l, vert] no GRS
% I = X/norm(X);
% J = Y/norm(Y);
% K = Z/norm(Z);

Rg_kma = [1 0 0; 0 1
0; 0 0 1];

[nl,nc] =
size(cinematica(:,1:3)
);
foot_angle =
zeros(nl,nc);
shank_angle =
zeros(nl,nc);
thigh_angle =
zeros(nl,nc);
pelvis_angle =
zeros(nl,nc);
for t = 1:nl
    % Pé
    [foot_angle(t,:)]
=
angle_EULER_CARDAN(Rg_
kma,Ra_kma_foot(:,:,t)
);
    % Perna
    [shank_angle(t,:)]
=
angle_EULER_CARDAN(Rg_
kma,Ra_kma_shank(:,:,t
));
    % Perna
    [thigh_angle(t,:)]
=
angle_EULER_CARDAN(Rg_
kma,Ra_kma_thigh(:,:,t
));
    % Perna

[pelvis_angle(t,:)] =
angle_EULER_CARDAN(Rg_
kma,Ra_kma_pelvis(:,:,
t));
end

seg_ang = [foot_angle
shank_angle
thigh_angle
pelvis_angle];

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%

% Filtragem, conversão
e normalização
segment_angle =
matfiltfilt(dt,3,5,seg
_ang); % Filtragem dos
dados:
matfiltfilt(dt,fcut,or
der,data)
segment_angle_deg =
rad2deg(segment_angle)
; % Matriz de ângulos
articulares (graus)
[segment_angle_degn] =
interpolate(segment_an
gle_deg); % Matriz de
ângulos

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%

% A-3 Exibe ângulos
segmentares frontais
do MID no GRSx (graus)
figure,
subplot(3,1,1),
plot(0:100,segment_ang
le_degn(:,7)) % coxa D
title('Segment Angle -
Frontal')
ylabel('thigh (deg)')
grid
subplot(3,1,2),
plot(0:100,segment_ang
le_degn(:,4)) % perna
D
ylabel('shank (deg)')
grid
subplot(3,1,3),
plot(0:100,segment_ang
le_degn(:,1)) % pé D
ylabel('foot (deg)')
grid
xlabel('Stance phase
(%)')
%pause

% B-3 Exibe ângulos
segmentares sagitais
do MID no GRSy (graus)
figure,
subplot(3,1,1),
plot(0:100,segment_ang
le_degn(:,8)) % coxa D
title('Segment Angle -
Sagital')
ylabel('thigh (deg)')
grid
subplot(3,1,2),
plot(0:100,segment_ang
le_degn(:,5)) % perna
D
ylabel('shank (deg)')
grid
subplot(3,1,3),
plot(0:100,segment_ang
le_degn(:,2)) % pé D
ylabel('foot (deg)')
grid
xlabel('Stance phase
(%)')
%pause

% C-3 Exibe ângulos
segmentares
transversais do MID no
GRSz (graus)
figure,
subplot(3,1,1),
plot(0:100,segment_ang
le_degn(:,9)) % coxa D
title('Segment Angle -
Transverso')
ylabel('thigh (deg)')
grid
subplot(3,1,2),
plot(0:100,segment_ang
le_degn(:,6)) % perna
D
ylabel('shank (deg)')
grid
subplot(3,1,3),
plot(0:100,segment_ang
le_degn(:,3)) % pé D
ylabel('foot (deg)')
grid
xlabel('Stance phase
(%)')
%pause

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%
```

```
%% 3.2 CÁLCULO DA
VELOCIDADE ANGULAR

% 3.2.1 Em graus/s

VELANG_DEG=(diff(segme
nt_angle_deg)./dt);

VELANGF_DEG=matfiltfil
t(dt,3,5,VELANG_DEG);

% 3.2.2 Em rad/s

VELANG=(diff(segment_a
ngle)./dt);

VELANGF=matfiltfilt(dt
,3,5,VELANG);

    [angular_vel_deg]
= VELANGF_DEG; %
matriz de velocidade
angular dos segmentos
(graus/s^2)
    [angular_vel] =
VELANGF; % matriz de
velocidade angular dos
segmentos (rad/s^2)

%% 3.3 CÁLCULO DA
ACELERAÇÃO ANGULAR

% 3.3.1 Em graus/s^2

ACELANG_DEG=(diff(segm
ent_angle_deg,2)./dt^2
);

ACELANGF_DEG=matfiltfi
lt(dt,3,5,ACELANG_DEG)
;

% 3.3.2 Em rad/s^2

ACELANG=(diff(segment_
angle,2)./dt^2);

ACELANGF=matfiltfilt(d
t,3,5,ACELANG);

    [angular_acc_deg]
= ACELANGF_DEG; %
matriz de velocidade
angular dos segmentos
(graus/s^2)
    [angular_acc] =
ACELANGF; % matriz de
aceleração angular dos
segmentos (rad/s^2)

% 3.4 Normalização
[angular_vel_degn]=int
erpolate(angular_vel_d
eg);
[angular_acc_degn]=int
erpolate(angular_acc_d
eg);

% A-3 Exibe velocidade
angular dos segmentos
no sagital (graus):
figure,
subplot(3,1,1),plot(0:
100,angular_vel_degn(:
,7))
title('Segment Angular
Velocities - Frontal')
ylabel('thigh
(deg/s)')
grid
subplot(3,1,2),plot(0:
100,angular_vel_degn(:
,4))
ylabel('shank
(deg/s)')
grid
subplot(3,1,3),plot(0:
100,angular_vel_degn(:
,1))
ylabel('foot (deg/s)')
grid
xlabel('Stance phase
(%)')
%pause

% B-3 Exibe velocidade
angular dos segmentos
no frontal (graus):
figure,
subplot(3,1,1),plot(0:
100,angular_vel_degn(:
,8))
title('Segment Angular
Velocities - Sagital')
ylabel('thigh
(deg/s)')
grid
subplot(3,1,2),plot(0:
100,angular_vel_degn(:
,5))
ylabel('shank
(deg/s)')
grid
subplot(3,1,3),plot(0:
100,angular_vel_degn(:
,2))
ylabel('foot (deg/s)')
grid
xlabel('Stance phase
(%)')
%pause

% C-3 Exibe velocidade
angular dos segmentos
no transversal
(graus):
figure,
subplot(3,1,1),plot(0:
100,angular_vel_degn(:
,9))
title('Segment Angular
Velocities - Int/Ext
Rot')
ylabel('thigh
(deg/s)')
grid
subplot(3,1,2),plot(0:
100,angular_vel_degn(:
,6))
ylabel('shank
(deg/s)')
grid
subplot(3,1,3),plot(0:
100,angular_vel_degn(:
,3))
ylabel('foot (deg/s)')
grid
xlabel('Stance phase
(%)')
%pause

% D-3 Exibe aceleração
angular dos segmentos
no sagital (graus):
figure,
subplot(3,1,1),plot(0:
100,angular_acc_degn(:
,7))
title('Segment Angular
Accelerations -
Frontal')
ylabel('thigh
(deg/s^2)')
grid
subplot(3,1,2),plot(0:
100,angular_acc_degn(:
,4))
ylabel('shank
(deg/s^2)')
grid
subplot(3,1,3),plot(0:
100,angular_acc_degn(:
,1))
ylabel('foot
(deg/s^2)')
grid
xlabel('Stance phase
(%)')
%pause

% E-3 Exibe aceleração
angular dos segmentos
no frontal (graus):
figure,
subplot(3,1,1),plot(0:
100,angular_acc_degn(:
,8))
title('Angular
Accelerations -
Sagital')
ylabel('thigh
(deg/s^2)')
grid
subplot(3,1,2),plot(0:
100,angular_acc_degn(:
,5))
ylabel('shank
(deg/s^2)')
grid
subplot(3,1,3),plot(0:
100,angular_acc_degn(:
,2))
ylabel('foot
(deg/s^2)')
grid
xlabel('Stance phase
(%)')
%pause

% F-3 Exibe aceleração
angular dos segmentos
no transversal
(graus):
figure,
subplot(3,1,1),plot(0:
100,angular_acc_degn(:
,9))
title('Segment Angular
Accelerations -
Transverso')
```

```
ylabel('thigh
(deg/s^2)')
grid
subplot(3,1,2),plot(0:
100,angular_acc_degn(:
,6))
ylabel('shank
(deg/s^2)')
grid
subplot(3,1,3),plot(0:
100,angular_acc_degn(:
,3))
ylabel('foot
(deg/s^2)')
grid
xlabel('Stance phase
(%)')
%pause

close all % fecha
todas as figuras de
Cinemática Angular

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%

%% ETAPA 4 - CÁLCULO
DO CENTRO DE PRESSÃO

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%

% 1 CORREÇÃO MOMENTO
LIVRE E CÁLCULO DO
CENTRO DE PRESSÃO
(PONTO DE APLICAÇÃO DA
FRS)

% x: ântero-posterior
% y: médio-lateral
% z: vertical
% h: altura da base de
apoio acima da
plataforma de força

[~, copx, copy] =
cop_amti_models(cineti
ca,1000,0.044105,1000)
; % amp gain = 1000, h
= 0.044105 m, force
plate model = 1000
%pause
CoP(:,1) = copx/10; %
Conversão de escalas
a-p (X)(m)
CoP(:,2) = copy/10; %
Conversão de escalas
m-l (Y) (m)
CoP(:,3) =
zeros(size(copx)); %
Vertical (Z) (m)

% A-1 Exibe CoP (X,Y)
e CPelve sobreposto
figure,
plot(CoP(:,1),CoP(:,2)
,'bo-
','MarkerEdgeColor','k
','MarkerFaceColor','b
','MarkerSize',2) %
CoP no plano
transverso
axis equal % iguala
escalas
grid
title('Transverso')
xlabel('X(m)')
ylabel('Y(m)')
hold on
plot(CPelve_kma(:,1),C
Pelve_kma(:,2),'g') %
CP no plano transverso
plot(CATD_kma(:,1),CAT
D_kma(:,2),'r') %
centro art. no plano
transverso
hold off
legend('CoP','CPelve')
%pause

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%

%% ETAPA 5 - FORÇA
RESULTANTE PROXIMAL

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%

% Força Reação do Solo
GRF_GRS =
cinetica(:,1:3); %
Ground Reaction Force

% 5.1 CÁLCULO DAS
FORÇAS PROXIMAIS

[nl,nc]=
size(GRF_GRS(:,1));

% TORNOZELO
% FTD: força
resultante no
tornozelo direito
FTDX = zeros(nl,nc);
FTDY = zeros(nl,nc);
FTDZ = zeros(nl,nc);
for i=1:nl
    FTDX(i) =
bsm(1).*linear_acc(i,1
) - GRF_GRS(i,1); %
Força ântero-posterior
resultante no
tornozelo
    FTDY(i) =
bsm(1).*linear_acc(i,2
) - GRF_GRS(i,2); %
Força médio-lateral
resultante no
tornozelo
    FTDZ(i) =
bsm(1).*linear_acc(i,3
) - bsm(1)*g -
GRF_GRS(i,3); % Força
vertical resultante no
tornozelo
end
FTD_GRS = [FTDX FTDY
FTDZ];

% JOELHO
% FJD: força
resultante no joelho
direito
FJDX = zeros(nl,nc);
FJDY = zeros(nl,nc);
FJDZ = zeros(nl,nc);
for i=1:nl
    FJDX(i) =
bsm(2).*linear_acc(i,4
) - FTD_GRS(i,1); %
Força ântero-posterior
resultante no joelho
    FJDY(i) =
bsm(2).*linear_acc(i,5
) - FTD_GRS(i,2); %
Força médio-lateral
resultante no joelho
    FJDZ(i) =
bsm(2).*linear_acc(i,6
) - bsm(2)*g -
FTD_GRS(i,3); % Força
vertical resultante no
joelho
end
FJD_GRS = [FJDX FJDY
FJDZ];

% QUADRIL
% FQD: força
resultante no quadril
direito
FQDX = zeros(nl,nc);
FQDY = zeros(nl,nc);
FQDZ = zeros(nl,nc);
for i=1:nl
    FQDX(i) =
bsm(3).*linear_acc(i,7
) - FJD_GRS(i,1); %
Força ântero-posterior
resultante no quadril
    FQDY(i) =
bsm(3).*linear_acc(i,8
) - FJD_GRS(i,2); %
Força médio-lateral
resultante no joelho
    FQDZ(i) =
bsm(3).*linear_acc(i,9
) - bsm(3)*g -
FJD_GRS(i,3); % Força
vertical resultante no
quadril
end
FQD_GRS = [FQDX FQDY
FQDZ];

%F_GRS = [FTD_GRS
FJD_GRS FQD_GRS];

% 5.1.1 CONVERSÃO DAS
FORÇAS PROXIMAIS PARA
O LRS-ANATÔMICO

[nl,nc]=size(GRF_GRS);

% PÉ
GRF_foot =
zeros(nl,nc);
FTD_foot =
zeros(nl,nc);
for i=1:nl
    GRF_foot(i,:) =
transform_coord_GL(GRF
_GRS(i,:),Ra_kma_foot(
```

```
:,:,i),CMpeD_kma(i,:))
;
    FTD_foot(i,:) =
transform_coord_GL(FTD
_GRS(i,:),Ra_kma_foot(
:,:,i),CMpeD_kma(i,:))
;
end

% PERNA
FTD_shank =
zeros(nl,nc);
FJD_shank =
zeros(nl,nc);
for i=1:nl
    FTD_shank(i,:) =
transform_coord_GL(FTD
_GRS(i,:),Ra_kma_shank
(:,:,i),CMpernaD_kma(i
,:));
    FJD_shank(i,:) =
transform_coord_GL(FJD
_GRS(i,:),Ra_kma_shank
(:,:,i),CMpernaD_kma(i
,:));
end

% COXA
FJD_thigh =
zeros(nl,nc);
FQD_thigh =
zeros(nl,nc);
for i=1:nl
    FJD_thigh(i,:) =
transform_coord_GL(FJD
_GRS(i,:),Ra_kma_thigh
(:,:,i),CMcoxaD_kma(i,
:));
    FQD_thigh(i,:) =
transform_coord_GL(FQD
_GRS(i,:),Ra_kma_thigh
(:,:,i),CMcoxaD_kma(i,
:));
end

% PELVE
FQD_pelvis =
zeros(nl,nc);
for i=1:nl
    FQD_pelvis(i,:) =
transform_coord_GL(FQD
_GRS(i,:),Ra_kma_pelvi
s(:,:,i),CPelve_kma(i,
:));
end

Fp_ARS = [FTD_shank
FJD_thigh FQD_pelvis];
% matriz de forças
proximais no ARS
F =
interpolate((Fp_ARS)./
bm); % Fp_ARS
normalizada

%% A-5 Exibe F
resultante no
Tornozelo
figure,
subplot(3,1,1),
plot(0:100,F(:,1)) %
a-p
title('Net Forces -
Ankle')
ylabel('a-p (N/kg)')
grid
subplot(3,1,2),
plot(0:100,F(:,2)) %
m-l
ylabel('m-l (N/kg)')
grid
subplot(3,1,3),
plot(0:100,F(:,3)) %
long
ylabel('long (N/kg)')
grid
xlabel('Stance phase
(%)')
%pause

% B-5 Exibe F
resultate no Joelho
figure,
subplot(3,1,1),
plot(0:100,F(:,4)) %
a-p
title('Net Forces -
Knee')
ylabel('a-p (N/kg)')
grid
subplot(3,1,2),
plot(0:100,F(:,5)) %
m-l
ylabel('m-l (N/kg)')
grid
subplot(3,1,3),
plot(0:100,F(:,6)) %
long
ylabel('long (N/kg)')
grid
xlabel('Stance phase
(%)')
%pause

% C-5 Exibe F
resultante no Quadril
figure,
subplot(3,1,1),
plot(0:100,F(:,7)) %
a-p
title('Net Forces -
Hip')
ylabel('a-p (N/kg)')
grid
subplot(3,1,2),
plot(0:100,F(:,8)) %
m-l
ylabel('m-l (N/kg)')
grid
subplot(3,1,3),
plot(0:100,F(:,9)) %
long
ylabel('long (N/kg)')
grid
xlabel('Stance phase
(%)')
%pause

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%

%% ETAPA 6 - MOMENTO
PROXIMAL RESULTANTE

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%

% 1 CÁLCULO DO MOMENTO
LIVRE
TZ = cinetica(:,6)-
(cinetica(:,2).*CoP(:,
1)-
(cinetica(:,1).*CoP(:,
2))); % Momento livre
TX = zeros(size(TZ));
TY = TX;
T_GRS = [TX TY TZ]; %
Momento livre

% 2 CÁLCULO DO MOMENTO
ARTICULAR PROXIMAL

% TORNOZELO
% MTD: momento
resultante no
tornozelo direito

% 2.1.1 Braços de
alavanca
ddfoot = CoP -
CMpeD_kma(1:end-2,:);
dpfoot =
CATD_kma(1:end-2,:) -
CMpeD_kma(1:end-2,:);

% 2.1.2 Momento de
força distal e
proximal
RdLdfoot =
cross(ddfoot,GRF_GRS);
RpLpfoot =
cross(dpfoot,FTD_GRS);

% 2.1.3 Momento
articular proximal
resultante
[nl,~] = size(T_GRS);
MTDX = zeros(nl,1);
MTDY = zeros(nl,1);
MTDZ = zeros(nl,1);
for t=1:nl
    MTDX(t) =
If(1).*angular_acc(t,1
) + (If(3) -
If(2)).*angular_vel(t,
3).*angular_vel(t,2) -
(RdLdfoot(t,1) +
RpLpfoot(t,1) +
T_GRS(t,1)); % MTD
ad/abd
    MTDY(t) =
If(2).*angular_acc(t,2
) + (If(1) -
If(3)).*angular_vel(t,
1).*angular_vel(t,3) -
(RdLdfoot(t,2) +
RpLpfoot(t,2) +
T_GRS(t,2));% MTD
flex/ext
    MTDZ(t) =
If(3).*angular_acc(t,3
) + (If(2) -
If(1)).*angular_vel(t,
2).*angular_vel(t,1) -
(RdLdfoot(t,3) +
RpLpfoot(t,3) +
T_GRS(t,3)); % MTD
int/ext
```

```
end
MTD = [MTDX MTDY
MTDZ];

% JOELHO
% MJD: momento
resultante no joelho
direito

% 2.2.1 Braços de
alavanca
ddshank =
CATD_kma(1:end-2,:) -
CMpernaD_kma(1:end-
2,:);
dpshank =
CAJD_kma(1:end-2,:) -
CMpernaD_kma(1:end-
2,:);

% 2.2.2 Momento de
força distal e
proximal
RdLdshank =
cross(ddshank,FTD_GRS)
;
RpLpshank =
cross(dpshank,FJD_GRS)
;

% 2.2.3 Momento
articular proximal
resultante
[nl,~]= size(FTD_GRS);
MJDX = zeros(nl,1);
MJDY = zeros(nl,1);
MJDZ = zeros(nl,1);
for t=1:nl
    MJDX(t) =
Is(1).*angular_acc(t,4
) + (Is(3) -
Is(2)).*angular_vel(t,
6).*angular_vel(t,5) -
(RdLdshank(t,1) +
RpLpshank(t,1) +
MTD(t,1)); % MTD
ad/abd
    MJDY(t) =
Is(2).*angular_acc(t,5
) + (Is(1) -
Is(3)).*angular_vel(t,
4).*angular_vel(t,6) -
(RdLdshank(t,2) +
RpLpshank(t,2) +
MTD(t,2)); % MTD
flex/ext
    MJDZ(t) =
Is(3).*angular_acc(t,6
) + (Is(2) -
Is(1)).*angular_vel(t,
5).*angular_vel(t,4) -
(RdLdshank(t,3) +
RpLpshank(t,3) +
MTD(t,3)); % MTD
int/ext
end
MJD = [MJDX MJDY
MJDZ];

% QUADRIL
% MQD: momento
resultante no quadril
direito

% 2.3.1 Braços de
alavanca
ddthigh =
CAJD_kma(1:end-2,:) -
CMcoxaD_kma(1:end-
2,:);
dpthigh =
CAQD_kma(1:end-2,:) -
CMcoxaD_kma(1:end-
2,:);

% 2.3.2 Momento de
força distal e
proximal
RdLdthigh =
cross(ddthigh,FJD_GRS)
;
RpLpthigh =
cross(dpthigh,FQD_GRS)
;

% 2.3.3 Momento
articular proximal
resultante
[nl,~]= size(FJD_GRS);
MQDX = zeros(nl,1);
MQDY = zeros(nl,1);
MQDZ = zeros(nl,1);
for t=1:nl
    MQDX(t) =
It(1).*angular_acc(t,7
) + (It(3) -
It(2)).*angular_vel(t,
9).*angular_vel(t,8) -
(RdLdthigh(t,1) +
RpLpthigh(t,1) +
MJD(t,1)); % MTD
ad/abd
    MQDY(t) =
It(2).*angular_acc(t,8
) + (It(1) -
It(3)).*angular_vel(t,
7).*angular_vel(t,9) -
(RdLdthigh(t,2) +
RpLpthigh(t,2) +
MJD(t,2)); % MTD
flex/ext
    MQDZ(t) =
It(3).*angular_acc(t,9
) + (It(2) -
It(1)).*angular_vel(t,
8).*angular_vel(t,7) -
(RdLdthigh(t,3) +
RpLpthigh(t,3) +
MJD(t,3)); % MTD
int/ext
end
MQD = [MQDX MQDY
MQDZ];

% Matriz de momento
articular resultante
no GRS
Mp_GRS = [MTD -MJD
MQD];
[M_GRS] =
interpolate((Mp_GRS)./
bm);

% A-6 Exibe M
resultante no
Tornozelo
figure,
subplot(3,1,1),
plot(0:100,M_GRS(:,1))
% frontal
title('Net Moments -
Ankle')
ylabel('frontal
(Nm/kg)')
grid
subplot(3,1,2),
plot(0:100,M_GRS(:,2))
% sagital
ylabel('sagital
(Nm/kg)')
grid
subplot(3,1,3),
plot(0:100,M_GRS(:,3))
% transverso
ylabel('transverso
(Nm/kg)')
grid
xlabel('Stance phase
(%)')
%pause

% B-6 Exibe M
resultante no Joelho
figure,
subplot(3,1,1),
plot(0:100,M_GRS(:,4))
% frontal
title('Net Moments -
Knee')
ylabel('frontal
(Nm/kg)')
grid
subplot(3,1,2),
plot(0:100,M_GRS(:,5))
% sagital
ylabel('sagital
(Nm/kg)')
grid
subplot(3,1,3),
plot(0:100,M_GRS(:,6))
% transverso
ylabel('transverso
(Nm/kg)')
grid
xlabel('Stance phase
(%)')
%pause

% C-6 Exibe M
resultante no Quadril
figure,
subplot(3,1,1),
plot(0:100,M_GRS(:,7))
% frontal
title('Net Moments -
Hip')
ylabel('frontal
(Nm/kg)')
grid
subplot(3,1,2),
plot(0:100,M_GRS(:,8))
% sagital
ylabel('sagital
(Nm/kg)')
grid
subplot(3,1,3),
plot(0:100,M_GRS(:,9))
% transverso
ylabel('transverso
(Nm/kg)')
grid
```

```
xlabel('Stance phase
(%)')
%pause

%% 3 CONVERSÃO DOS
MOMENTOS PROXIMAIS
PARA O LRS-ANATÔMICO

% ARS:
% x: int/ext rot
% y: add/abd
% z: flex/ext

[nl,nc]=size(T_GRS);

% TORNOZELO
MTD_shank =
zeros(nl,nc);
for t=1:nl
    MTD_shank(t,:) =
transform_coord_GL(MTD
(t,:),Ra_kma_shank(:,:
,t),CMpernaD_kma(t,:))
;
end

% PERNA
MJD_thigh =
zeros(nl,nc);
for t=1:nl
    MJD_thigh(t,:) =
transform_coord_GL(MJD
(t,:),Ra_kma_thigh(:,:
,t),CMcoxaD_kma(t,:));
end

% COXA
MQD_pelvis =
zeros(nl,nc);
for t=1:nl
    MQD_pelvis(t,:) =
transform_coord_GL(MQD
(t,:),Ra_kma_pelvis(:,
:,t),CPelve_kma(t,:));
end

Mp_ARS = [MTD_shank -
MJD_thigh MQD_pelvis];
% matriz de momentos
proximais no ARS

% Matriz de momento
articular resultante
[M] =
interpolate((Mp_ARS)./
bm);

% A-6 Exibe M
resultante no
Tornozelo
figure,
subplot(3,1,1),
plot(0:100,M(:,1))
title('Ankle Moments')
ylabel('ext - int
(Nm/kg)')
grid
subplot(3,1,2),
plot(0:100,M(:,2))
ylabel('abd - add
(Nm/kg)')
grid
subplot(3,1,3),
plot(0:100,M(:,3))
ylabel('flx - ext
(Nm/kg)')
grid
xlabel('Stance phase
(%)')
%pause

% B-6 Exibe M
resultante no Joelho
figure,
subplot(3,1,1),
plot(0:100,M(:,4))
title('Knee Moments')
ylabel('ext - int
(Nm/kg)')
grid
subplot(3,1,2),
plot(0:100,M(:,5))
ylabel('abd - add
(Nm/kg)')
grid
subplot(3,1,3),
plot(0:100,M(:,6))
ylabel('ext - flx
(Nm/kg)')
grid
xlabel('Stance phase
(%)')
%pause

% C-6 Exibe M
resultante no Quadril
figure,
subplot(3,1,1),
plot(0:100,M(:,7)) %
rot int/ext
title('Hip Moments')
ylabel('ext - int
(Nm/kg)')
grid
subplot(3,1,2),
plot(0:100,M(:,8)) %
ad/abd
ylabel('abd - add
(Nm/kg)')
grid
subplot(3,1,3),
plot(0:100,M(:,9)) %
flex/ext
ylabel('flx - ext
(Nm/kg)')
grid
xlabel('Stance phase
(%)')
pause

close all % Fecha
todas as figuras de
Cinética
% ctrl c : interrompe
a operação

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
```

Sub-rotinas id3d.m:

```
%% CONVENÇÃO DOS EIXOS
PARA GRS

% GRS OptiTrack
%   X: médio-lateral
[+ = direita da
progressão do
movimento]
%   Y: ântero-
posterior [+ =
progressão do
movimento]
%   Z: vertical [+ =
cima]

% GRS adotado:
%   X: ântero-
posterior [+ =
progressão do
movimento]
%   Y: médio-lateral
[+ = esquerda da
progressão do
movimento]
%   Z: vertical [+ =
cima]

function[data_adopted]
=
GRS_kma(data_acquired)

R_GRS = [0 -1 0; 1 0
0; 0 0 1];
O = [0 0 0];

[nl,nc]=size(data_acqu
ired);
data_adopted(1:nl,1:nc
)=0;
for i=1:nl
    for j=2:3:nc-2

data_adopted(i,1)=data
_acquired(i,1); %
Tempo

data_adopted(i,j:j+2)=
transform_coord_GL(dat
a_acquired(i,j:j+2),R_
GRS,O); % Coordenadas
    end
end

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

%% CONVENÇÃO DOS EIXOS
PARA GRS

% GRS AMTI
%   X: médio-lateral
[+ = direita da
progressão do
movimento]
%   Y: ântero-
posterior [+ =
progressão do
movimento]
%   Z: vertical [+ =
cima]

% GRS adotado:
%   X: ântero-
posterior [+ =
progressão do
movimento]
%   Y: médio-lateral
[+ = esquerda da
```

```
progressão do
movimento]
%   Z: vertical [+ =
cima]

function[data_adopted]
=
GRS_kne(data_acquired)

R_GRS = [0 1 0; 1 0 0;
0 0 1];
O = [0 0 0];

[nl,nc]=size(data_acqu
ired);
data_adopted(1:nl,1:nc
)=0;
for i=1:nl
    for j=1:3:nc-1

data_adopted(i,j:j+2)=
transform_coord_GL(dat
a_acquired(i,j:j+2),R_
GRS,O); % Coordenadas
    end
end

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

%% MATRIZ DE ROTAÇÃO
ENTRE SISTEMAS DE
REFERÊNCIA

% Elaborado por:
Franklin de Camargo
Junior, LABIMPH -
FOFITO/FMUSP
% Criado: 27/08/10

% p1 a p3 : vetor
(x,y,z) de coordenadas
do cluster do segmento
% R : matriz de
rotação

function[R] =
R_uvw_foot(p1,p2,p3)

% Definição dos
vetores ortogonais

i = (p2-p1)'; % vetor
y' com origem em p1 e
sentido p2
a = (p3-p1)'; % vetor
auxiliar v'
j = cross(a,i); %
vetor x' perpendicular
a y' e v'
k = cross(i,j); %
vetor z' perpendicular
a x' e y'

% Definição dos
vetores ortonormais

u = i/norm(i);
v = j/norm(j);
w = k/norm(k);

R = [u v w]; % Matriz
de Rotação entre
Sistemas de Referência

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

%% MATRIZ DE ROTAÇÃO
ENTRE SISTEMAS DE
REFERÊNCIA

% Elaborado por:
Franklin de Camargo
Junior, LABIMPH -
FOFITO/FMUSP
% Criado: 27/08/10

% p1 a p3 : vetor
(x,y,z) de coordenadas
do cluster do segmento
% R : matriz de
rotação

function[R] =
R_uvw_shank_thigh(p1,p
2,p3)

% Definição dos
vetores ortogonais

i = (p2-p1)'; % vetor
y' com origem em p1 e
sentido p2
a = (p3-p1)'; % vetor
auxiliar v'
j = cross(a,i); %
vetor x' perpendicular
a y' e v'
k = cross(i,j); %
vetor z' perpendicular
a x' e y'

% Definição dos
vetores ortonormais

v = i/norm(i);
w = j/norm(j);
u = k/norm(k);

R = [u v w]; % Matriz
de Rotação entre
Sistemas de Referência

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

%% MATRIZ DE ROTAÇÃO
ENTRE SISTEMAS DE
REFERÊNCIA

% Elaborado por:
Franklin de Camargo
Junior, LABIMPH -
FOFITO/FMUSP
% Criado: 27/08/10

% p1 a p3 : vetor
(x,y,z) de coordenadas
do cluster do segmento
% R : matriz de
rotação

function[R] =
R_uvw_pelvis(p1,p2,p3)

% Definição dos
vetores ortogonais

i = (p2-p1)'; % vetor
y' com origem em p1 e
sentido p2
a = (p3-p1)'; % vetor
auxiliar v'
j = cross(a,i); %
vetor x' perpendicular
a y' e v'
k = cross(j,i); %
vetor z' perpendicular
a x' e y'

% Definição dos
vetores ortonormais

u = i/norm(i);
w = j/norm(j);
v = k/norm(k);

R = [u v w]; % Matriz
de Rotação entre
Sistemas de Referência

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

%% MATRIZ DE ROTAÇÃO
ENTRE SISTEMAS DE
REFERÊNCIA

% Elaborado por:
Franklin de Camargo
Junior, LABIMPH -
FOFITO/FMUSP
% Criado: 27/08/10

% p1 a p3 : vetor
(x,y,z) de coordenadas
do cluster do segmento
% R : matriz de
rotação

function[R] =
R_ijk(p1,p2,p3)

% Definição dos
vetores ortogonais

i = (p2-p1)'; % vetor
y' com origem em p1 e
sentido p2
a = (p3-p1)'; % vetor
auxiliar v'
j = cross(i,a); %
vetor x' perpendicular
a y' e v'
k = cross(i,j); %
vetor z' perpendicular
a x' e y'

% Definição dos
vetores ortonormais

x = i/norm(i);
y = j/norm(j);
z = k/norm(k);

R = [x y z]; % Matriz
de Rotação entre
Sistemas de Referência

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
```

```
%% MATRIZ DE ROTAÇÃO
ENTRE SISTEMAS DE
REFERÊNCIA

% Elaborado por:
Franklin de Camargo
Junior, LABIMPH -
FOFITO/FMUSP
% Criado: 27/08/10

% p1 a p3 : vetor
(x,y,z) de coordenadas
do cluster do segmento
% R : matriz de
rotação

function[R] =
R_ijk_pelvis(p1,p2,p3)

% Definição dos
vetores ortogonais

j = (p2-p1)'; % vetor
y' com origem em p1 e
sentido p2
a = (p3-p1)'; % vetor
auxiliar v'
i = cross(a,j); %
vetor x' perpendicular
a y' e v'
k = cross(i,j); %
vetor z' perpendicular
a x' e y'

% Definição dos
vetores ortonormais

x = i/norm(i);
y = j/norm(j);
z = k/norm(k);

R = [x y z]; % Matriz
de Rotação entre
Sistemas de Referência

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

%% TRANSFORMAÇÃO DE
COORDENADAS DO GLOBAL
PARA O LOCAL

% Elaborado por:
Franklin de Camargo
Junior, LABIMPH -
FOFITO/FMUSP
% Criado: 08/09/10

% R : matriz de
transformação G para L
% Lg : coordenadas da
Origem no GRS
% Pg : coordenadas P
no GRS
% Pl : coordenadas P
no LRS

function[Pl] =
transform_coord_GL(dad
os,R,Lg)

Pg = dados; %
Coordenadas P(X,Y,Z)
no GRS

Pl = R'*(Pg-Lg)';

Pl = Pl'; %
Coordenadas P(x,y,z)
no LRS

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

% TRANSFORMAÇÃO DE
COORDENADAS DO LOCAL
PARA O GLOBAL

% Elaborado por:
Franklin de Camargo
Junior, LABIMPH -
FOFITO/FMUSP
% Criado: 08/09/10

% n1 ao n3 : sequência
de pontos
correspondentes aos
marcadores técnicos
% Pl : coordenadas P
no LRS
% Pg : coordenadas P
no GRS
% Lg : coordenadas da
Origem no GRS

function[Pg] =
transform_coord_LG(dad
os,R,Lg)

Pl = dados; %
Coordenadas P(x,y,z)
no LRS

Pg = R*Pl'+Lg';

Pg = Pg'; %
Coordenadas P(X,Y,Z)
no GRS

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

function [result] =
matfiltfilt(dt, fcut,
order, data);

% Jefferson F. Loss e
Marcelo La Torre
LAPEX-ESEF/UFRGS

% perform double nth
order butterworth
filter on several
columns of data

% the double filter
should have 1/sqrt(2)
transfer at fcut, so
we
% need correction for
filter order:
fcut = fcut/(sqrt(2)-
1)^(0.5/order);

[b,a] = butter(order,
2*fcut*dt);

[n,m] = size(data);

for i=1:m
  result(:,i) =
filtfilt(b,a,data(:,i)
);
end

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

%% Interpola para 100
pontos
% Elaborada por: Kenji
Butugan
% Adaptada por:
Franklin de Camargo
Junior
% 19dez11
function
[b]=interpolate(a)
x=(1:size(a,1));
xi=linspace(1,x(end),1
01);
b=nan(101,size(a,2));
for ii=1:size(a,2)

b(1:101,(ii))=interp1(
x,a(:,ii),xi,'spline')
;
end

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

function [data, copx,
copy] =
cop_amti_models(data,
gain, height, model)
% FPCAL calibrates
force plate data based
on the force plate
signals and
% parameters
% Inputs:
%  DATA: force plate
signals [Fx Fy Fz Mx
My Mz] in (N, m),
column oriented
%  GAIN: gain of each
channel [GFx GFy GFz
GMx GMy GMz]
%  HEIGHT: height of
anything place on top
of the force plate (in
m)
%  MODEL: force place
model: 1000 or 2000
% Outputs:
%  DATA: corrected
force plate signals
[Fx Fy Fz Mx My Mz],
column oriented
%  COPx, COPy: COP
signals, column
oriented

%  Marcos Duarte
01oct2011
```

```
%  Adaptada por
Franklin de Camargo
Junior 21nov11

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%
%Change these
parameters according
your manual and
settings:
%Force plate:
if model == 1000
    %MODEL: OR6-7-
1000, SN: 4858, DATE:
04-14-2005
X0 = 1.053/1000;
Y0 = 0.957/1000;
Z0 = -44.105/1000;
SM = [.6872, -.0098, -
.0013 -.0080, .0317,
.0000;...
    .0112, .6857,
.0035, .0066, .0016, -
.0074;...
    -.0033, -.0003,
.1735, -.0057, -.0077,
-.0022;...
    .0000, .0035,
.0016, 1.6813, .0090,
.0279;...
    .0036, .0015, -
.0018, -.0086, 1.7006,
.0006;...
    .0019, .0028,
.0015, -.0147, -.0117,
3.4379];
elseif model == 2000
    %MODEL: OR6-7-
2000, SN: 4424.1,
DATE: 05-22-2002
X0 = -0.105/1000;
Y0 = -0.574/1000;
Z0 = -44.795/1000;
SM = [2.9094, -.0277,
-.0153, -.0255, .0026,
.0139;...
   .0216, 2.9105,
.0308, .0170, -.0275,
.0122;...
   .0269, .0264,
11.3942, -.0113,
.0004, .0122;...
   -.0017, .0014,
.0066, 1.2566, -.0064,
-.0024;...
   .0014, -.0005, -
.0012, .0108, 1.2594,
-.0039;...
   -.0074, -.0063,
.0006, -.0012, -.0035,
.5787];
end
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%
%Amplifier:
if model == 1000
    cte = 0.000001; %
constant (1 microvolt)
    V0 = 10/10;     %
excitation voltage
    cte = V0*cte;
elseif model == 2000
    cte = 0.000001; %
constant (1 microvolt)
    V0 = 10/10;     %
excitation voltage
    cte = V0*cte;
end
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%
%Calibration:
if size(gain,1) == 6,
gain = gain'; end
for i = 1:size(data,1)
   data(i,:) =
(data(i,:)*SM)./(gain*
cte);
end
%True Moments (around
the origin at the
force plate surface):
data(:,4) = data(:,4)-
(data(:,2)*Z0)-
(data(:,3)*Y0);
data(:,5) =
data(:,5)+(data(:,1)*Z
0)+(data(:,3)*X0);
data(:,6) = data(:,6)-
(data(:,1)*Y0)-
(data(:,2)*X0);
%COP:
% if model == 1000
    % X : ântero[+]-
posterior
    % Y : médio[+]-
lateral
    % Z : vertical
%     copx =
(data(:,5)+height*data
(:,1))./data(:,3);
%     copy =
(data(:,4)-
height*data(:,2))./dat
a(:,3);
% elseif model == 2000
    copx = -
(data(:,5)-
height*data(:,1))./dat
a(:,3); % the height
signal is
    % switched because
    copy =
(data(:,4)+height*data
(:,2))./data(:,3);  %
the user enters a
    % positive value.
% end

% Exibe cop
figure,
plot(copx,copy,'k.'),
hold on,
plot(copx,copy,'b')
axis equal % iguala
escalas
title('CoP')
xlabel('ântero-
posterior [dm]')
ylabel('médio-lateral
[dm]')
grid
```

Apêndice B – Rotina desenvolvida no "software" MatLab® para o cálculo das incertezas de momentos articulares determinados por dinâmica inversa 3D "bottom-up"

```
%% PROPAGAÇÃO DO ERRO
NO CÁLCULO DO MOMENTO
PROXIMAL DO SEGMENTO
% Método das derivadas
parciais de Kline &
McClintock

% Elaborado por:
Franklin de Camargo
Junior, FOFITO - FMUSP
e Jefferson Fagundes
Loss, ESEF - UFRGS
% Última modificação:
28/03/12

% Adaptada de: Daniel
Cury Ribeiro e
Jefferson Fagundes
Loss, ESEF - UFRGS
% Última modificação:
19/01/06

% Entrada:  CM =
centro de massa do
segmento
%           rp = eixo
de rotação proximal
%           rd = eixo
de rotação distal
%           erro_rd =
erro propagado para o
cálculo do rd
%           Fd = força
reação distal no GRS
%           Fp = força
reação proximal no GRS
%           Md =
momento distal no GRS
%           e_Md =
erro propagado para o
cálculo do Md
%           bm = massa
corporal
%
% Saída:    Vetor erro
propagado no cálculo
do momento proximal do
segmento.

% SRL-a por versores
não orotogonais:
[e_Mp_GRS,e_Mp,e_Mp_va
riables] =
propag_erro_mp(rd,e_rd
,rp,CoM_d,Ra_d,Ra_p,l_
joint,Fd,Fp,Md,e_Md,bm
)
% SRL-a por versores
orotogonais:
[e_Mp_GRS,e_Mp,e_Mp_va
riables] =
propag_erro_mp(rd,e_rd
,rp,CoM_p,CoM_d,Ra_p,F
d,Fp,Md,e_Md,bm)

function
[e_Mp_GRS,e_Mp,e_Mp_va
riables] =
propag_erro_mp(rd,e_rd
,rp,CoM_d,CoM_p,Ra_p,F
d,Fp,Md,e_Md,bm)

%% Braços de momento
do segmento
dd = rd(1:end-2,:) -
CoM_d(1:end-2,:);
dp = rp(1:end-2,:) -
CoM_d(1:end-2,:);

%% Erro no braço de
momento
e_dd(:,1) = e_rd;
e_dd(:,2) = e_rd;
e_dd(:,3) =
zeros(size(e_rd));

%% Equações de momento
articular proximal

% Definição das
variáveis simbólicas
syms Ifxs Ifys Ifzs
aaxs aays aazs avxs
avys avzs dxds dyds
dzds Rxds...
    dxps dyps dzps
Ryds Rzds Rxps Ryps
Rzps Mxds Myds Mzds
    % 's' = symbol

%RLd = [(dyds.*Rzds -
dzds.*Ryds)
(dzds.*Rxds -
dxds.*Rzds)
(dxds.*Ryds -
dyds.*Rxds)];

% x
Mxps = Ifxs*aaxs +
(Ifzs -
Ifys)*avzs*avys -
((dyds.*Rzds -
dzds.*Ryds) +
(dyps.*Rzps -
dzps.*Ryps) + Mxds);

% y
Myps = Ifys*aays +
(Ifxs -
Ifzs)*avxs*avzs -
((dzds.*Rxds -
dxds.*Rzds) +
(dzps.*Rxps -
dxps.*Rzps) + Myds);

% z
Mzps = Ifzs*aazs +
(Ifys -
Ifxs)*avys*avxs -
((dxds.*Ryds -
dyds.*Rxds) +
(dxps.*Ryps -
dyps.*Rxps) + Mzds);

%% Cálculo erro
momento proximal

[nl,~] = size(CoM_d);
eMxp_dyd(nl-3,1) =
zeros;
eMxp_dzd(nl-3,1) =
zeros;
eMxp_Mxd(nl-3,1) =
zeros;
eMyp_dxd(nl-3,1) =
zeros;
eMyp_dzd(nl-3,1) =
zeros;
eMyp_Myd(nl-3,1) =
zeros;
eMzp_dxd(nl-3,1) =
zeros;
eMzp_dyd(nl-3,1) =
zeros;
eMzp_Mzd(nl-3,1) =
zeros;
for i=1:nl-3
    dxds = dd(i,1);
    dyds = dd(i,2);
    dzds = dd(i,3);
    dxps = dp(i,1);
    dyps = dp(i,2);
    dzps = dp(i,3);

    Rxds = Fd(i,1);
    Ryds = Fd(i,2);
    Rzds = Fd(i,3);
    Rxps = Fp(i,1);
    Ryps = Fp(i,2);
    Rzps = Fp(i,3);

    Mxds = Md(i,1);
    Myds = Md(i,2);
    Mzds = Md(i,3);

    % x
    eMxp_dyd(i,1) =
eval((diff(Mxps,'dyds'
).*e_dd(i,2)).^2);
```

```
    eMxp_dzd(i,1) =
eval((diff(Mxps,'dzds'
).*e_dd(i,3)).^2);
    eMxp_Mxd(i,1) =
eval((diff(Mxps,'Mxds'
).*e_Md(i,1)).^2);

    % y
    eMyp_dxd(i,1) =
eval((diff(Myps,'dxds'
).*e_dd(i,1)).^2);
    eMyp_dzd(i,1) =
eval((diff(Myps,'dzds'
).*e_dd(i,3)).^2);
    eMyp_Myd(i,1) =
eval((diff(Myps,'Myds'
).*e_Md(i,2)).^2);

    % z
    eMzp_dxd(i,1) =
eval((diff(Mzps,'dxds'
).*e_dd(i,1)).^2);
    eMzp_dyd(i,1) =
eval((diff(Mzps,'dyds'
).*e_dd(i,2)).^2);
    eMzp_Mzd(i,1) =
eval((diff(Mzps,'Mzds'
).*e_Md(i,3)).^2);
end

e_Mxp = sqrt(eMxp_dyd
+ eMxp_dzd +
eMxp_Mxd);
e_Myp = sqrt(eMyp_dxd
+ eMyp_dzd +
eMyp_Myd);
e_Mzp = sqrt(eMzp_dxd
+ eMzp_dyd +
eMzp_Mzd);

e_Mp_GRS = [e_Mxp
e_Myp e_Mzp]; % Erro
de Mp (eMp)

%% Medida relativa do
eMp

% x
e_Mxp_var(:,1) =
eMxp_dyd./(eMxp_dyd +
eMxp_dzd + eMxp_Mxd);
e_Mxp_var(:,2) =
eMxp_dzd./(eMxp_dyd +
eMxp_dzd + eMxp_Mxd);
e_Mxp_var(:,3) =
eMxp_Mxd./(eMxp_dyd +
eMxp_dzd + eMxp_Mxd);

% y
e_Myp_var(:,1) =
eMyp_dxd./(eMyp_dxd +
eMyp_dzd + eMyp_Myd);
e_Myp_var(:,2) =
eMyp_dzd./(eMyp_dxd +
eMyp_dzd + eMyp_Myd);
e_Myp_var(:,3) =
eMyp_Myd./(eMyp_dxd +
eMyp_dzd + eMyp_Myd);

% z
e_Mzp_var(:,1) =
eMzp_dxd./(eMzp_dxd +
eMzp_dyd + eMzp_Mzd);
e_Mzp_var(:,2) =
eMzp_dyd./(eMzp_dxd +
eMzp_dyd + eMzp_Mzd);
e_Mzp_var(:,3) =
eMzp_Mzd./(eMzp_dxd +
eMzp_dyd + eMzp_Mzd);

e_Mp_var = [e_Mxp_var
e_Myp_var e_Mzp_var];

%% Conversão dos erros
de momento proximal
para o LRS-anatômico

[nl,nc]=size(e_Mp_GRS)
;
e_Mp_ARS(1:nl,1:nc) =
0;
for i=1:nl
    %e_Mp_ARS(i,:) =
transform_coord_GL(e_M
p_GRS(i,:),Ra_d(:,:,i)
,CoM_d(i,:));
    e_Mp_ARS(i,:) =
transform_coord_GL(e_M
p_GRS(i,:),Ra_p(:,:,i)
,CoM_p(i,:));
%     e_Mp_ARS(i,1) =
dot(e_Mp_GRS(i,:),Ra_d
(:,1,i));
%     e_Mp_ARS(i,2) =
dot(e_Mp_GRS(i,:),Ra_p
(:,3,i));
%     e_Mp_ARS(i,3) =
dot(e_Mp_GRS(i,:),l_jo
int(i,:));
end

%% Módulo,
normalização e
interpolação do eMp

e_Mp_ARS_abs =
abs(e_Mp_ARS);
e_Mp =
interpolate(e_Mp_ARS_a
bs)./bm; %
Normalização tempo e
massa
e_Mp_variables =
interpolate(e_Mp_var);
% Normalização tempo e
massa

% %% Exibição do eMp
% % x
%
figure,subplot(3,1,1),
plot(0:100,e_Mp(:,1),'
r')
% title('Erros in
Joint Moments')
% ylabel('int/ext rot
(Nm/kg)')
% grid
% % y
%
subplot(3,1,2),plot(0:
100,e_Mp(:,2),'r')
% ylabel('flex/ext
(Nm/kg)')
% grid
% % z
%
subplot(3,1,3),plot(0:
100,e_Mp(:,3),'r')
% ylabel('add/abd
(Nm/kg)')
% xlabel('Stance phase
(%)')
% grid

% close all
```