



Manuel Lucas Sampaio de Oliveira

**Modelo Espacial 2D da Fase de Apoio
Simples do Caminhar Humano Baseado em
Dinâmica Preditiva**

Dissertação de Mestrado

Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Civil do Departamento de Engenharia Civil e Ambiental da PUC-Rio.

Orientador: Prof. Paulo Batista Gonçalves

Rio de Janeiro
Abril de 2019



Manuel Lucas Sampaio de Oliveira

**Modelo Espacial 2D da Fase de Apoio
Simples do Caminhar Humano Baseado em
Dinâmica Preditiva**

Dissertação apresentada como requisito parcial para
obtenção do grau de Mestre pelo Programa de Pós-
Graduação em Engenharia Civil da PUC-Rio.
Aprovada pela Comissão Examinadora abaixo.

Prof. Paulo Batista Gonçalves

Orientador

Departamento de Engenharia Civil e Ambiental– PUC-Rio

Profa. Deane Mesquita Roehl

Departamento de Engenharia Civil e Ambiental– PUC-Rio

Prof. Carlos Magluta

Programa de Engenharia Civil – PEC, COPPE/UFRJ

Rio de Janeiro, 12 de abril de 2019.

Todos os direitos reservados. É proibida a reprodução total ou parcial do trabalho sem a autorização da universidade, do autor e do orientador.

Manuel Lucas Sampaio de Oliveira

Graduado em Engenharia de Fortificação e Construção pelo Instituto Militar de Engenharia – IME – em 2015. Principais áreas de interesse: Biomecânica, Dinâmica, Instabilidade.

Ficha Catalográfica

Oliveira, Manuel Lucas Sampaio de

Modelo Espacial 2D da Fase de Apoio Simples do Caminhar Humano Baseado em Dinâmica Preditiva / Manuel Lucas Sampaio de Oliveira; orientador: Paulo Batista Gonçalves. – Rio de Janeiro PUC, Departamento de Engenharia Civil e Ambiental, 2019.

v., 151 f.; il. color. ; 29,7 cm

1. Dissertação (mestrado) – Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, Departamento de Engenharia Civil e Ambiental, 2019.

Inclui referências bibliográficas.

1. Engenharia Civil e Ambiental - Teses. 2. Andar Humano. 3. Dinâmica Preditiva. 4. Otimização 5. Biomecânica. I. Gonçalves, Paulo Batista. II. Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro. Departamento de Engenharia Civil e Ambiental. III. Título.

CDD:624

Agradecimentos

Aos meus pais, Rômulo (in memoriam) e Solange, minhas fontes de inspiração, que desde pequeno não medem esforços para que eu perseguisse meus sonhos e objetivos e que me ofereceram tudo para sempre continuar em diante. Ao meu irmão, Vinícius, por toda parceria e por representar o verdadeiro significado da palavra irmão. À minha família por todo carinho e zelo, especialmente à minha avó Marina, por mostrar que o amor de vó não tem limites.

À minha namorada, Caroline, um dos meus pilares nessa minha jornada, me proporcionando amor, suporte e apoio necessários para que pudesse chegar aonde estou e para continuar a alcançar meus sonhos. Sua dedicação e resiliência foram fontes de inspiração para mim. Muito obrigado.

Aos meu orientador, Prof. Paulo. Pela confiança depositada em mim, por me apoiar e incentivar em todos os desafios encontrados.

Aos amigos que formei durante o mestrado. Sou extremamente grato pelas conversas, conselhos e descontrações durante esses dois anos que tornaram o dia-a-dia muito mais leve.

Aos outros professores que me acompanharam de maneira mais próxima, especialmente professores Raul, Ney e Deane.

À FAPERJ pelo apoio financeiro.

A todos funcionários do Departamento de Engenharia Civil e Ambiental da PUC-Rio pela a atenção, disponibilidade e serviços prestados.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de Financiamento 001.

Resumo

Oliveira, Manuel Lucas Sampaio de Oliveira; Gonçalves, Paulo Batista. **Modelo Espacial 2D da Fase de Apoio Simples do Caminhar Humano Baseado em Dinâmica Preditiva**. Rio de Janeiro, 2019. 151 p. Dissertação de Mestrado - Departamento de Engenharia Civil e Ambiental, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro

A simulação do movimento do corpo humano é uma ferramenta valiosa para diferentes campos, como robótica e biomecânica. Mesmo com o crescente número de pesquisas, ainda existem poucos grupos no Brasil que trabalham desenvolvendo modelos de movimento humano. Tal simulação tem sido um problema desafiador do ponto de vista de modelagem e computacional. Esta dissertação traz uma revisão bibliográfica de conceitos de dinâmica estrutural e dos principais determinantes da dinâmica do caminhar humano. Quatro modelos bidimensionais de crescente complexidade encontrados na literatura são inicialmente analisados para entender a influência dos diversos elementos e graus de liberdade na qualidade dos resultados obtidos. Antes de introduzir estes modelos, uma investigação de algumas variáveis cinemáticas, conhecidas como determinantes da caminhada, é realizada para a fase de apoio simples. O modelo mais simples considera um pêndulo invertido e, em seguida, articulações são adicionadas para simular o quadril, joelho, tornozelo/pé e, finalmente, todo o mecanismo de perna é substituído por uma mola. Os efeitos das adições sucessivas de graus de liberdade são analisados e os resultados são comparados com os resultados experimentais de Winter para torques e forças de reação. Com base nestas análises este trabalho propõe um modelo bidimensional do caminhar humano durante a fase de apoio simples (SSP) com sete graus de liberdade. As forças resultantes das ações musculares são representadas por torques em cada articulação. Todas as massas de segmentos corporais superiores são agrupadas. O modelo é baseado na dinâmica inversa, sendo os deslocamentos angulares interpolados por B-splines de 5º grau e a cinemática do corpo é calculada usando a formulação robótica de Denavit-Hartenberg (DH). As equações de movimento são obtidas com base em uma formulação Lagrangiana recursiva, em virtude de sua eficiência computacional. Um problema de otimização é estabelecido para obter os pontos de controle das B-splines, onde a função

objetivo é definida pelo o esforço dinâmico. As restrições impostas ao movimento são de dois tipos: as restrições dependentes do tempo (limites de torque/ângulo e estabilidade dinâmica definida pelo critério do Zero Moment Point) e as restrições independentes do tempo (estado inicial e final). Os resultados do modelo são favoravelmente comparados com os dados experimentais de Winter, em particular as forças de reação do solo.

Palavra-Chave

Marcha Humana; Dinâmica Preditiva; Otimização; Robótica; Biomecânica.

Abstract

Oliveira, Manuel Lucas Sampaio de Oliveira; Gonçalves, Paulo Batista (advisor). **2D Spatial Model of the Human Gait Single Support Phase Based on Predictive Dynamics**. Rio de Janeiro, 2019. 151 p. Dissertação de Mestrado - Departamento de Engenharia Civil e Ambiental, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro

The simulation of human body movement is a valuable tool for different fields such as robotics and biomechanics. Even with the growing number of researches, there are still few groups in Brazil that work on developing models of human movement. Such simulation has been a challenging problem from a modeling and computational point of view. This dissertation brings a bibliographical review of concepts of structural dynamics and the main determinants of the dynamics of human walking. Four two-dimensional models of increasing complexity found in the literature are initially analyzed to understand the influence of the various elements and degrees of freedom on the quality of the obtained results. Before introducing these models, an investigation of some kinematic variables, known as determinants of walking, is performed for the simple support phase. The simpler model considers an inverted pendulum, and then joints are added to simulate the hip, knee, ankle/foot, and finally the entire leg mechanism is replaced by a spring. The effects of successive additions of degrees of freedom are analyzed and the results are compared with Winter's experimental results for torques and reaction forces. Based on these analyzes, this work proposes a two-dimensional model of human walking during the simple support phase (SSP) with seven degrees of freedom. The forces resulting from muscular actions are represented by torques at each joint. All masses of upper body segments are grouped. The model is based on inverse dynamics, with angular displacements being interpolated by 5th degree B-splines and the body kinematics is calculated using the Denavit-Hartenberg (DH) robotic formulation. The equations of motion are obtained based on a recursive Lagrangian formulation, due to its computational efficiency. An optimization problem is established to obtain the B-splines control points, where the objective function is defined by the dynamic effort. The constraints imposed on movement are of two types: the time-dependent constraints (torque/angle limits and dynamic stability defined by the

Zero Moment Point criterion) and the independent time constraints (initial and final state). The results of the model are favorably compared with Winter's experimental data, in particular the ground reaction forces.

Keywords

Human Gait; Predictive Dynamics; Optimization; Robotics; Biomechanics.

Sumário

1	Introdução	22
1.1	Visão geral	22
1.2	Objetivos	23
1.3	Metodologia	23
1.4	Organização da dissertação	24
2	Revisão bibliográfica	25
2.1	Desenvolvimentos teóricos e computacionais	25
2.1.1	Método de representação de Denavit-Hartenberg	26
2.1.2	Formulação por Newton-Euler	27
2.1.3	Formulação de Lagrange	29
2.1.4	Dinâmica inversa	32
2.1.5	Dinâmica direta	33
2.2	Otimização	34
3	Dinâmica do corpo humano	38
3.1	Visão geral do movimento	38
3.2	Fases do andar	40
3.3	Antropometria	42

3.4 Sinergia muscular e o caminhar humano	45
3.5 Os seis determinantes do caminhar	50
3.6 Teoria do pêndulo invertido e o andar dinâmico	54
3.7 Técnica de medição da cinemática do corpo humano	58
4 Modelagem do caminhar humano – revisão bibliográfica	59
4.1 Winter e Onyshko – 1980	59
4.2 Pandy e Berme - 1988	62
4.3 Hu, Lin, Abel, Allaire – 2004	64
4.4 Lei Ren, Richard K. Jones, David Howard - 2007	67
4.5 Quadro resumo de trabalhos anteriores	71
5 Formulação geral da equação de movimento	72
6 Investigação dos determinantes do caminhar humano	76
6.1 Modelo 1 - Pêndulo invertido	78
6.2 Modelo 2 - Adição do CBT	79
6.3 Modelo 3 - Adição do CBT e Joelho	81
6.4 Modelo 4 - Adição do CBT, joelho e pé	83
6.5 Modelo 5 – Modelo SLIP	89
6.6 Resultados e discussões	92
7 Instabilidade dinâmica	109

7.1	Indicador da Rotação do Pé (RFI)	110
7.2	Mapa de Poincaré	110
7.3	Ponto de Momento Nulo (ZMP)	111
7.3.1	Procedimento para determinar o ZMP	114
8	Modelo 2D da fase de apoio simples baseado em otimização	116
8.1	Variáveis de Projeto	118
8.2	Função Objetivo	121
8.2.1	Restrições	123
8.2.2	Restrições dependentes do tempo	123
8.2.3	Restrições independentes do tempo	124
8.3	Rotina para cálculo da função objetivo	125
8.4	Ajuste para Rotação do Pé	128
8.5	Dados de Entrada	129
8.6	Resultados e Discussões	132
9	Conclusão e Sugestões	140
9.1	Sugestões para trabalhos futuros	142
10	Referências	143

Lista de Símbolo

- a_{ci} aceleração do centro de massa do segmento i
- a_i deslocamento da interseção do eixo z_{i-1} com o eixo x_i até a origem do i -ésimo nó ao longo do eixo x_i
- C vetor relativo à força de Coriolis
- d_i distância ao longo do eixo z_{i-1}
- F vetor de forças externas aplicado ao sistema
- f_i força aplicada ao grau de liberdade i
- g gravidade
- H matriz de massa generalizada
- I_i momento de inércia do segmento i
- J_i^A jacobiano relacionado a velocidade angular
- J_i^L jacobiano relacionado a velocidade linear
- L lagrangeano
- m_i massa do segmento i
- M_a momento de extensão e flexão do tornozelo
- M_h momento de extensão e flexão do quadril
- M_k momento de extensão e flexão do quadril
- M_s momento de suporte

- Q_i força generalizada
- r_i distância do centro do sistema ao centro de massa do segmento i
- T energia cinética
- \mathbf{T} matriz de transformação de Denavit-Hartenberg
- V energia potencial
- Z_i eixo de rotação do grau de liberdade i
- α_i ângulo entre o eixo \mathbf{z}_{i-1} e o eixo \mathbf{z}_i em torno do eixo \mathbf{x}_i
- θ_i ângulo relativo entre os segmentos $i-1$ e i
- τ_i torque aplicado ao grau de liberdade i
- v_{ci} velocidade do centro de massa do segmento i
- φ_i ângulo em relação à vertical do nó i
- ω_i velocidade angular segmento i

Lista de Figura

Figura 1.1- Sumário da Organização do Texto	24
Figura 2.1 Relação entre dois sistemas de coordenadas com os quatro parâmetros	27
Figura 2.2 – Elemento e as forças aplicadas para obtenção da equação de Newton (Luca, 2006) – Adaptado	28
Figura 2.3 - Elemento e as forças aplicadas para da equação de Euler (Luca, 2006) – Adaptado	28
Figura 2.4 - Modelo esquemático da relação de dados cinemáticos, cinéticos e antropomórficos com as forças, momentos e energias calculadas, utilizando a solução inversa para um modelo de segmento – elemento	32
Figura 3.1 – Fluxograma da formação do andar humano. Adaptado de Vaughan, Davis e O'Connor, 1999	39
Figura 3.2 Fases do Andar e suas etapas (Vaughan, Davis, & O'Connor, 1999)	41
Figura 3.3 - Proporção de cada segmento em relação à altura do corpo, adaptado Winter (2009)	44
Figura 3.4 - Gráficos do momento e Força Vertical do solo (Winter, 2009)	47
Figura 3.5 - Potência produzida em cada nó dos membros inferiores, CV é o coeficiente de variação (Winter, 1987)	50
Figura 3.6 - Efeitos dos seis determinantes no movimento de marcha (Saunders et al., 1953)	52
Figura 3.7 – Esquema do andar passivo dinâmico descendo uma rampa (Garcia et al., 1998a)	56

Figura 3.8 - Mudança do arco do centro de massa por conta da transição entre passos (Kuo & Donelan, 2010)	57
Figura 4.1 - Modelo proposto por Onyshko e Winter: a) Detalhe do pé - b) modelo com os momentos aplicados (Onyshko & Winter, 1980)	60
Figura 4.2 - Modelo proposto por (Pandy & Berme, 1988a) para a etapa que se inicia quando o dedo da perna traseiro perde o contato com o solo até o calcanhar da perna de apoio se descolar do solo (Pandy & Berme, 1988a)	63
Figura 4.3 - Representação do modelo durante a etapa 2, com detalhe da representação do pé da perna de apoio (Pandy & Berme, 1988a)	63
Figura 4.4 - Modelo esquemático da fase de suporte duplo (Pandy & Berme, 1988a)	64
Figura 4.5 - Modelo de nove elementos proposto por Hu et al. (2004)	65
Figura 4.6 - a) Modelo proposto por Ren et al. (2007) e seus respectivos graus de liberdade e torques gerados pelos músculos. b) Modelo do pé com o seu formato curvo de rolamento no momento em que o calcanhar atinge o chão.	68
Figura 5.1 - Modelo do segmento e seu Centro de Gravidade	72
Figura 5.2 - Representação da ligação do CBT com as pernas	72
Figura 6.1 - Modelo de Pêndulo Invertido simples	78
Figura 6.2 - Pêndulo Duplo com momento atuador	80
Figura 6.3 - Modelo Pêndulo Invertido com Joelho e momentos atuadores	81
Figura 6.4 - Modelo do Pé baseado em Onyshko & Winter (1980)	84
Figura 6.5 - Procedimento para simular o rolamento do pé. A figura (a) representa o ponto de aplicação da FRS em um instante qualquer e a	

figura (b) representa esse mesmo instante, mas transladando a FRS para a ponta do pé, com a compensação de um momento $M1$	85
Figura 6.6 - Modelo da perna de apoio com joelho e pé	85
Figura 6.7 - Modelo Mola	90
Figura 6.8 - Decomposição da Velocidade Anterior-Posterior e vertical de excursão	92
Figura 6.9 - Resultados pêndulo simples para ângulo da perna (a), reações do solo vertical (b) e horizontal (c). Resultados em linha cheio são os resultados esperados do modelo e os em linha pontilhada são os extraídos de laboratório Winter (2009)	93
Figura 6.10 - Progresso do Modelo 1 em relação ao esperado pelos dados experimentais nos tempos de ciclo de 10%, 20%, 30% e 50%. O modelo pontilhado é o real e o contínuo, a simulação	94
Figura 6.11 - Resultados do Modelo pêndulo duplo com torque atuante: ângulo da perna (a), ângulo do CBT (b), reação de apoio horizontal normalizada com o peso (c), reação de apoio vertical normalizada com o peso vertical (d), momento aplicado no quadril (e). Resultados em linha cheio são os resultados esperados do modelo e os em linha pontilhada são os extraídos de laboratório Winter (2009)	96
Figura 6.12 - Progresso do Modelo 2 em relação ao esperado pelos dados experimentais nos tempos de ciclo de 10%, 20%, 30% e 50%. O modelo pontilhado é o real e o contínuo, a simulação	97
Figura 6.13 – Resultados do perfil dos ângulos do Modelo 3 com joelho: ângulo da tíbia (a), ângulo do fêmur (b), ângulo do CBT (c). Resultados em linha cheio são os resultados esperados do modelo e os em linha pontilhada são os extraídos de laboratório Winter (2009)	98

- Figura 6.14 - Progresso do Modelo 3 em relação ao esperado pelos dados experimentais nos tempos de ciclo de 10%, 20%, 30% e 50%. O modelo pontilhado é o real e o contínuo, a simulação 99
- Figura 6.15 - Gráficos de predição do momento atuante no joelho (a) e quadril (b) para o Modelo 3. Pontilhado representa os resultados experimentais e linha cheia resultados extraídos do modelo 100
- Figura 6.16 – Força de reação do solo vertical (a) e horizontal (b) obtida do Modelo 3. Pontilhado representa os resultados experimentais e linha cheia resultados extraídos do modelo 101
- Figura 6.17 - Resultados do perfil dos ângulos do Modelo 4: ângulo do pé (a), ângulo da tíbia (b), ângulo do fêmur (c) e ângulo do CBT (d). Resultados em linha cheio são os resultados esperados do modelo e os em linha pontilhada são os extraídos de laboratório Winter (2009) 102
- Figura 6.18 - Progresso do Modelo 4 em relação ao esperado pelos dados experimentais nos tempos de ciclo de 10%, 20%, 30% e 50%. O modelo pontilhado é o real e o contínuo, a simulação. 103
- Figura 6.19 - Gráficos de predição do momento atuante no joelho (a) e quadril (b) para o Modelo 4. Pontilhado representa os resultados experimentais e linha cheia resultados produzidos pelo modelo 104
- Figura 6.20 - Força de reação do solo vertical (a) e horizontal (b) obtida do Modelo 4. Pontilhado representa os resultados experimentais e linha cheia resultados extraídos do modelo 105
- Figura 6.21 - Resultados do perfil dos ângulos do Modelo 5: posição vertical do quadril em relação ao solo (a), ângulo da perna (b). Resultados em linha cheio são os resultados esperados do modelo e os em linha pontilhada são os extraídos de laboratório Winter (2009) 106
- Figura 6.22 - Força de reação do solo vertical (a) e horizontal (b) obtida do Modelo 5. Pontilhado representa os resultados experimentais e linha cheia resultados extraídos do modelo 106

Figura 7.1 - Modelo do Polígono de Apoio	109
Figura 7.2 - Forças agindo em um pé tridimensional – Adaptado de Vukobratovic & Boravac (2004)	112
Figura 8.1 - Modelo proposto com 7 graus de liberdade. Os círculos vermelhos representam a posição do centro de massa de cada segmento	117
Figura 8.2 - Diagrama da recursão de Cox-der Boor (Chung, 2009)	120
Figura 8.3 - Fluxograma da rotina utilizada para cálculo da função objetivo e aplicação das restrições no processo de otimização em dinâmica preditiva do modelo proposto	128
Figura 8.4 - Rotação do pé	129
Figura 8.5 - Ábaco para cálculo do tamanho do passo a partir da cadência e velocidade do andar	130
Figura 8.6 - Rotação do joelho da perna de apoio, obtida através da dinâmica preditiva, e comparação com os dados experimentais de Winter(2009)	133
Figura 8.7 - Rotação quadril da perna de apoio, obtida através da dinâmica preditiva, e comparação com os dados experimentais de Winter (2009)	133
Figura 8.8 - Ângulo de inclinação da pélvis para o modelo proposto.	134
Figura 8.9 - Excursão vertical CBT relativa ao modelo preditivo 2D	135
Figura 8.10 - Rotação do tornozelo da perna de apoio, obtida através da dinâmica preditiva, e comparação com os dados experimentais de Winter (2009)	136
Figura 8.11 – Torque atuante no joelho da perna de apoio, normalizado pelo peso do corpo. Valores obtidos através da dinâmica preditiva, e comparação com os dados experimentais de Winter (2009)	137

Figura 8.12 - Torque atuante no tornozelo da perna de apoio, normalizado pelo peso do corpo. Valores obtidos através da dinâmica preditiva, e comparação com os dados experimentais de Winter (2009) 137

Figura 8.13 – Força de reação horizontal do solo, normalizada pelo peso do corpo, ao longo da marcha. Valores comparados com os dados experimentais de Winter (2009) 138

Figura 8.14 - Força de reação vertical do solo, normalizada pelo peso do corpo, ao longo da marcha. Valores comparados com os dados experimentais de Winter (2009) 139

Figura 8.15 – Desenvolvimento da marcha durante a fase de apoio simples. São retratados os instantes de 10%, 23%, 27% e 50% 139

Lista de Tabela

Tabela 3.1 - Duração das etapas do caminhar (Vaughan et al., 1999)	42
Tabela 3.3 - Percentual da distância do CG de cada segmento dos membros inferiores	45
Tabela 4.1 Tabela resumo de alguns modelos previamente propostos na literatura	71
Tabela 6.1 - Tabela com os resultados antropométricos para o modelo do pêndulo invertido	79
Tabela 6.2 - Tabela com os resultados antropométricos para o modelo do pêndulo duplo invertido com quadril	80
Tabela 6.3 – Tabela com dados antropológicos para o modelo com joelho	81
Tabela 6.4 - Resultados iniciais dos momentos (Winter, 1987) para o algoritmo GlobalSearch no modelo com joelho	83
Tabela 6.5 - Resultados iniciais dos ângulos e velocidades angulares para o algoritmo GlobalSearch no modelo com joelho	83
Tabela 6.6 - Dados antropométricos do modelo com joelho e pé (Winter, 2009)	86
Tabela 6.7 - Resultados máximos e mínimos das variáveis otimizadas no modelo com pé e joelho	87
Tabela 6.8 - Resultados iniciais para otimização das variáveis momento do modelo com pé e joelho	88
Tabela 6.9 - Resultados iniciais para otimização das variáveis condições iniciais do modelo com pé e joelho	88
Tabela 6.10 - Resultados limites para o modelo mola-amortecido	91

Tabela 6.11 - Resultados Iniciais Variáveis Modelo 5	92
Tabela 6.12 - Resultados do NRMS para o Modelo 1	94
Tabela 6.13 - Resultados do NRMS para o Modelo 2	96
Tabela 6.14 - Resultados do NRMS para o Modelo 3	98
Tabela 6.15 - Resultados do NRMS para o Modelo 4	101
Tabela 6.16 - Variáveis Otimizadas do Modelo 5	107
Tabela 6.17 - Resultado de cada modelo em relação à capacidade de reproduzir as forças de reação do solo	108
Tabela 8.1 - Dados Antropométricos de entrada do modelo	129
Tabela 8.2 - Valores máximos e mínimos de ângulos para cada grau de liberdade	131
Tabela 8.3 - Valores máximos e mínimos dos torques em cada grau de liberdade	132
Tabela 8.4 - Entrada dos estados de descolamento iniciais, finais e suas respectivas tolerâncias (desvio padrão)	132

1 Introdução

1.1 Visão geral

Biomecânica pode ser definida como o estudo da mecânica e dinâmica dos corpos vivos (pessoas, animais, órgãos, ...). Tal campo de estudo tem vasta abrangência e a presente dissertação tem por objetivo principal o estudo da marcha do corpo humano. O desenvolvimento de modelos do caminhar humano pode ser aplicado em diversos campos, como na compreensão do movimento (Anderson & Pandy, 2003), reabilitação e movimento-assistido por dispositivos (Uchida TK, 2016) e até mesmo robótica (Bessonnet et al., 2004). Isto só é possível através de modelos do caminhar humano realísticos que permitem identificar como e porque humanos se locomovem da maneira que fazem. De maneira similar, propor modelos que sejam capazes de analisar a causa e efeito de certas hipóteses é de grande importância para o estudo do caminhar humano, pois, por exemplo, é possível testar dispositivos que auxiliem a marcha, antes de ir para laboratório, ou como limitações físicas/movimentos anômalos impactam o esforço em cada membro do corpo.

O caminhar humano é um movimento natural e é realizado de maneira intuitiva. Apesar dessa suposta facilidade de locomoção, seu entendimento se mostra bastante complicado. Com o objetivo de se mover facilmente, o corpo apresenta uma sinergia muscular e faz uso do intercâmbio entre energia cinética e potencial para reduzir o gasto energético (Buczek et al., 2006).

A concepção da marcha humana vem sendo estudada por várias décadas. Saunders (1953) faz sua análise com base em observações e simples aproximações geométricas. A partir de suas observações, ele propõe os denominados “determinantes do andar”, que são seis mecanismos utilizados pelo corpo humano para realizar a marcha. Esses mecanismos têm o objetivo de reduzir e suavizar a excursão do centro de massa de corpo, e, conseqüentemente, minimizar o esforço energético. Através de sucessivos modelos bidimensionais, os efeitos de alguns desses mecanismos (pois nem todos são compatíveis com movimento em duas dimensões) foram estudados, especialmente sua influência nas forças de reação do solo.

1.2 Objetivos

Biomecânica é uma área multidisciplinar, que necessita de conhecimentos de engenharia, física básica e, claro, biologia. Por conta dessa interdisciplinaridade, o primeiro objetivo dessa dissertação é fazer uma revisão dos conhecimentos básicos necessários ao estudo do caminhar do corpo humano, de modo a trazer em um único texto teorias de diversos campos (robótica, dinâmica, biomecânica).

O segundo objetivo é estudar diversos modelos 2D simplificados da perna de apoio, de modo a verificar como os determinantes do andar influenciam as forças de reação do solo durante a fase de apoio simples usando a dinâmica direta.

O terceiro e principal objetivo da dissertação é propor um modelo em duas dimensões a partir da metodologia da dinâmica preditiva, utilizando novamente uma rotina de otimização e fazendo uso de poucas informações para gerar o movimento.

1.3 Metodologia

Nessa primeira etapa, conceitos básicos de dinâmica são introduzidos e, em seguida, a mecânica do movimento do corpo humano é investigada. Por fim, ainda dentro da revisão bibliográfica, modelos da marcha humana em duas dimensões, anteriormente estudados, são apresentados, como uma demonstração do estado da arte.

O efeito dos determinantes, relativo ao segundo objetivo, é verificado por meio de uma rotina de otimização em que o erro mínimo quadrático dos deslocamentos angulares em relação aos dados experimentais é minimizado.

O modelo proposto 2D possui 7 graus de liberdade. A rotação de cada nó no tempo é interpolada por B-splines, cuja cinemática é calculada pela rotina de Denavit-Hartenberg e a dinâmica do movimento é encontrada pelo método recursivo da formulação de Newton-Euler (Abdel-Malek & Arora, 2013). O modelo é validado pela comparação dos resultados obtidos com os resultados experimentais de Winter (2009).

1.4 Organização da dissertação

A dissertação está dividida em nove capítulos (Figura 1.1), incluindo esta introdução. O Capítulo 2 apresenta os conceitos de dinâmica necessários. Os Capítulos 3 e 4 apresentam uma extensa revisão bibliográfica e alguns modelos previamente usados na literatura. Os Capítulos 5 e 6 apresentam a investigação dos determinantes de andar. O Capítulo 7 apresenta os conceitos ligados à estabilidade do movimento humano. O Capítulo 8 apresenta o modelo proposto e análise dos resultados obtidos. Finalmente, o Capítulo 9 traz as principais conclusões e sugestões para aperfeiçoamento do modelo proposto.

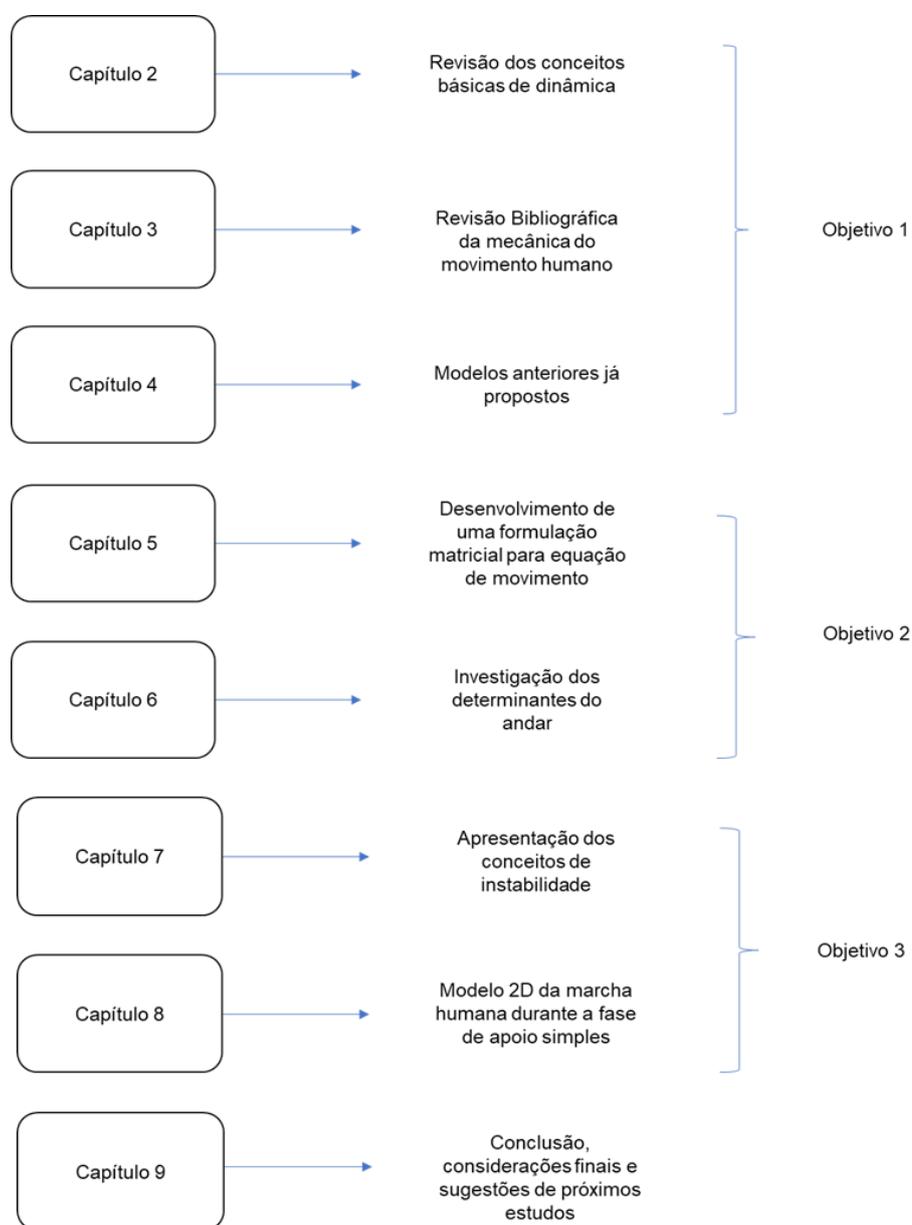


Figura 1.1- Sumário da Organização do Texto

2 Revisão bibliográfica

2.1 Desenvolvimentos teóricos e computacionais

Realizar um estudo dinâmico do movimento humano considerando todas as partes do corpo, efeito das massas, ligações e músculos, pode ser tão complexo quanto se queira. Entretanto, modelos satisfatórios podem ser obtidos através de uma modelagem utilizando um sistema de elementos discretos com um número suficientemente pequeno de graus de liberdade. Dessa maneira, os conhecimentos básicos da dinâmica podem ser utilizados como base para a formulação das equações de movimento e de seu processo de resolução.

Existem dois métodos utilizados para obter equações de movimento no estudo de sistemas dinâmicos, a formulação de Newton-Euler e a formulação de Lagrange. A primeira diz respeito a interpretação direta da segunda lei de Newton, o qual descreve o sistema dinâmico em termos de força e momento. Em relação à outra formulação, a Lagrangiana, ela descreve o movimento a partir de trabalho e energia, utilizando coordenadas generalizadas (Asada, 2018). Depois de encontrar as equações de movimento, é necessário um procedimento para resolvê-las, para isso os métodos são divididos em dinâmica direta, quando se parte das forças para encontrar velocidade e aceleração, e dinâmica inversa, quando se parte de dados da velocidade e aceleração para encontrar as forças que atuam no corpo (Onyshko & Winter, 1980).

Ainda quanto à resolução, é necessário dividir o movimento em etapas. Para cada etapa, o movimento é classificado como cadeia aberta (*open-loop chain*) ou cadeia fechada (*closed loop chain*). Se houver graus de liberdade livres, quando o corpo está apoiado em uma única perna durante um passo, o movimento é classificado como cadeia aberta, no caso em que o corpo está apoiado sobre as duas pernas é considerado cadeia fechada (McGrath et al., 2017). Essa divisão é importante, pois ela determina o processo de formulação do problema e de sua resolução.

2.1.1 Método de representação de Denavit-Hartenberg

Em sistemas discretos de corpos rígidos, descrever a posição e orientação de um elemento entre dois nós é fundamental para o estudo dinâmico. No estudo da robótica, foi proposta por Denavit-Hartenberg (1955) uma metodologia sistemática para obter a configuração de cada segmento em um sistema de multicorpos.

O método correlaciona um sistema de coordenadas i com a anterior ($i - 1$), através de uma matriz de transformação com base nos seguintes requisitos

- i. Nomear os nós de 1 até o n -ésimo grau de liberdade
- ii. Definir o eixo \mathbf{z}_{i-1} no sentido do movimento do i -ésimo nó
- iii. Definir o eixo \mathbf{x}_i (perpendicular à \mathbf{z}_{i-1} e, naturalmente, à \mathbf{z}_i) na direção do nó i ao nó ($i + 1$)
- iv. Definir o eixo \mathbf{y}_i tal que seja perpendicular à \mathbf{x}_i e \mathbf{z}_i .

Seguindo estes quatro requisitos, podem-se obter as matrizes ${}^{i-1}_i\mathbf{T}$, dadas por:

$${}^{i-1}_i\mathbf{T}(d_i, \theta_i, \alpha_i, a_i) = \begin{bmatrix} \cos \theta_i & -\cos \alpha_i \sin \theta_i & \sin \alpha_i \sin \theta_i & a_i \cos \theta_i \\ \sin \theta_i & \cos \alpha_i \cos \theta_i & -\sin \alpha_i \cos \theta_i & a_i \sin \theta_i \\ 0 & \sin \alpha_i & \cos \alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

${}^{i-1}_i\mathbf{T}$ é função dos parâmetros θ_i , d_i , α_i , a_i , ilustrados para um elemento genérico na Figura 2.1, onde

- i. θ_i é o ângulo entre os eixos \mathbf{x}_{i-1} até \mathbf{x}_i em torno do eixo \mathbf{z}_{i-1} através da regra da mão direita, ou seja, é o ângulo de rotação de um segmento em relação a outro em torno do eixo \mathbf{z}_{i-1} . Se o nó for prismático (permite deslocamento linear ao longo do eixo), o deslocamento θ_i é constante.
- ii. d_i é a distância ao longo do eixo \mathbf{z}_{i-1} que vai da origem do nó ($i-1$) até a interseção do eixo \mathbf{z}_{i-1} com o eixo \mathbf{x}_i . Caso o nó seja de revolução (permite rotação em torno do eixo), d_i é constante.
- iii. a_i é o deslocamento da interseção do eixo \mathbf{z}_{i-1} com o eixo \mathbf{x}_i até a origem do i -ésimo nó ao longo do eixo \mathbf{x}_i .

- iv. α_i é o ângulo entre o eixo z_{i-1} e o eixo z_i em torno do eixo x_i , orientado segundo a regra da mão direita.

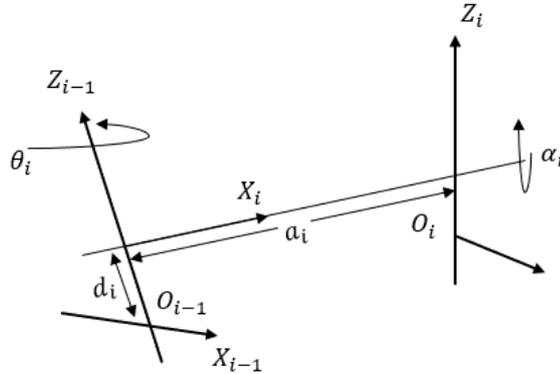


Figura 2.1 Relação entre dois sistemas de coordenadas com os quatro parâmetros

2.1.2 Formulação por Newton-Euler

O método de Newton-Euler requer um sistema de referência, em relação ao qual o corpo rígido se move. Nessa formulação, a equação de Newton representa o movimento translacional do centroide, enquanto a equação de Euler representa o movimento rotacional do centroide. Utilizando o princípio de D'Alembert, a equação de movimento é encontrada pelo equilíbrio das forças que agem no corpo, juntamente com as forças de inércia (Asada, 2018).

As equações provenientes da formulação de Newton-Euler são dadas por

$$f_i - f_{i+1} + m_i g = m a_{ci} \quad (1.1)$$

$$\tau_i - \tau_{i+1} + f_i \times r_{i-1,ci} - f_{i+1} \times r_{i,ci} = I_i \dot{\omega}_i + \omega_i \times (I_i \omega_i) \quad (1.2)$$

onde f_i , τ_i , f_{i+1} , τ_{i+1} são as forças e torques aplicados nos nós i e $i+1$, m_i e I_i são a massa e o momento de inércia do segmento i , ω_i é a velocidade angular do elemento i , $r_{i-1,ci}$ é a distância do nó i ao centro de gravidade do elemento e $r_{i,ci}$ é a distância do nó $i+1$ ao centro de gravidade do elemento. Para se montar tais equações, todos os vetores devem ser expressos no mesmo referencial (Luca, 2006). Essas forças são ilustradas na Figura 2.2 e na Figura 2.3.

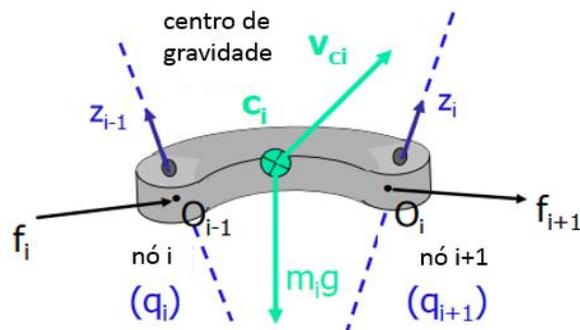


Figura 2.2 – Elemento e as forças aplicadas para obtenção da equação de Newton (Luca, 2006) – Adaptado

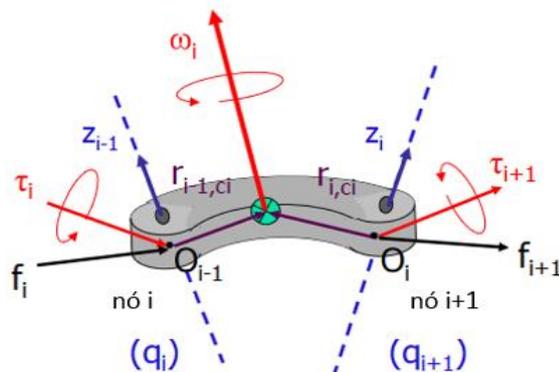


Figura 2.3 - Elemento e as forças aplicadas para da equação de Euler (Luca, 2006) – Adaptado

As equações provenientes do método de Newton-Euler são descritas em termos das acelerações e velocidades do centro de massa. Cada corpo rígido, que no caso do movimento do corpo humano pode ser entendido como um membro (panturrilha, tronco, coxa...), está ligado a outro através de nós nas extremidades.

Uma boa forma de definir o problema é através da “forma fechada das equações dinâmicas”, que é quando as entradas e saídas (*inputs* e *outputs*) são escritas de forma explícita (Asada, 2018).

Além disso, nos problemas dinâmicos existem forças de restrição, que não realizam trabalho, pois são aplicadas em pontos que não se deslocam. Asada (2018) explica que para atender à “forma fechada das equações dinâmicas”, ou seja, deixar explícita a relação input-output, as forças de restrição devem ser separadas dos torques aplicados nos nós. No caso em estudo, de movimento do corpo humano, as forças de restrição são as forças de reação do solo (FRS).

Aplicando o procedimento de Newton-Euler para cada um dos n membros do sistema dinâmico (o corpo humano), obtém-se o seguinte sistema de equações em forma matricial (Pandy & Berme, 1988a):

$$[\mathbf{H}(\mathbf{q})]\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) + \mathbf{G}(\mathbf{q}) + [\mathbf{J}(\mathbf{q})]^T \mathbf{F} = \boldsymbol{\tau} \quad (1.3)$$

onde \mathbf{q} , $\dot{\mathbf{q}}$, $\ddot{\mathbf{q}}$ são, respectivamente, os vetores deslocamento, velocidade e aceleração angulares de dimensão n , $[\mathbf{H}(\mathbf{q})]$ é a matriz de massa generalizada, $\mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$ é o vetor de forças de Coriolis que é função dos deslocamentos e velocidades, $\mathbf{G}(\mathbf{q})$ é o vetor das forças gravitacionais, $[\mathbf{J}(\mathbf{q})]^T$ é a matriz Jacobiana ($r \times n$), \mathbf{F} é o vetor de força aplicado e $\boldsymbol{\tau}$ é o vetor dos momentos aplicados nos nós.

2.1.3 Formulação de Lagrange

Outra possibilidade de formular um problema de dinâmica é através das equações de Lagrange, que parte da energia do sistema. Dessa maneira, automaticamente, já se eliminam as forças de restrição, ou seja, as FRS, uma vez que elas não realizam trabalho. Outra vantagem dessa formulação é que as formas fechadas das equações dinâmicas podem ser obtidas em qualquer sistema de coordenadas de maneira sistemática (McGrath et al., 2017).

Ela se baseia na função Lagrangiana $L(q_i, \dot{q}_i) = T - V$, onde T é a energia cinética, V é a energia potencial total e q_i são as coordenadas generalizadas. As equações de movimento são obtidas através da equação diferencial de Euler-Lagrange:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_i} = Q_i \quad (1.4)$$

onde Q_i é a força generalizada associada à i -ésima equação. Se não houver forças ou momentos externos atuantes no sistema, Q_i é zero (Onyshko & Winter, 1980).

As coordenadas generalizadas são localizadas nos nós. Entretanto, a energia cinética é calculada com base na velocidade e rotação do centro de gravidade, sendo dada por

$$\mathbf{T} = \frac{1}{2} \mathbf{v}_{ci}^T \mathbf{m} \mathbf{v}_{ci} + \frac{1}{2} \boldsymbol{\omega}^T \mathbf{I} \boldsymbol{\omega} \quad (1.5)$$

onde \mathbf{m} é o vetor de massa, \mathbf{v}_{ci} é o vetor de velocidade do centro de massa de cada segmento, $\boldsymbol{\omega}$ e \mathbf{I} são, respectivamente, o vetor velocidade angular e a matriz de massa generalizada. Calcula-se a velocidade linear (v_i) e angular (ω_i) do centro de massa de cada elemento i , por:

$$v_i \text{ ou } \omega_i = (\mathbf{J}_i^L \text{ ou } \mathbf{J}_i^A) \times \dot{\mathbf{q}} \quad (1.6)$$

onde \mathbf{J}_i^L e \mathbf{J}_i^A são, respectivamente, a matriz jacobiana ($3 \times n$), relacionando a velocidade linear e angular do centroide do i -ésimo elemento com as velocidades dos nós $\dot{\mathbf{q}} = [\dot{q}_1, \dots, \dot{q}_n]$, (Asada, 2018), que são dadas por

$$\mathbf{J}_i^L = \begin{bmatrix} \frac{\partial r_i}{\partial q_1} & \frac{\partial r_i}{\partial q_2} & \dots & \frac{\partial r_i}{\partial q_i} & 0 & 0 & \dots & 0 \end{bmatrix} \quad (1.7)$$

$$\mathbf{J}_i^A = [Z_1 \quad Z_2 \quad Z_3 \quad \dots \quad Z_i \quad 0 \quad 0 \quad 0 \quad \dots \quad 0] \quad (1.8)$$

onde r_i é o raio a partir do ponto de referência global do sistema até o CG do segmento i e Z_i é o eixo de rotação do nó i , em relação às coordenadas locais. Nas matrizes jacobianas \mathbf{J}_i^L e \mathbf{J}_i^A , as colunas de $i+1$ até n têm elementos nulos, pois a velocidade do centro de massa do segmento i é independente dos nós posteriores (Khatib, 2006).

Substituindo a equação (1.6) na energia cinética do corpo, chega-se a

$$T = \frac{1}{2} \left(\dot{\mathbf{q}}^T \mathbf{J}_i^{L^T} \mathbf{m} \mathbf{J}_i^L \dot{\mathbf{q}} + \dot{\mathbf{q}}^T \mathbf{J}_i^{A^T} \mathbf{I} \mathbf{J}_i^A \dot{\mathbf{q}} \right) = \frac{1}{2} \dot{\mathbf{q}}^T \mathbf{H} \dot{\mathbf{q}} \quad (1.9)$$

onde a matriz $\mathbf{H} = \mathbf{J}_i^{L^T} \mathbf{m} \mathbf{J}_i^L + \mathbf{J}_i^{A^T} \mathbf{I} \mathbf{J}_i^A$ é uma matriz ($n \times n$) que representa todas as propriedades de massa do sistema, sendo chamada de Matriz de Inércia do Sistema. Ela é a mesma apresentada na equação (1.3), mas aqui é deduzida a partir da energia do sistema. A matriz $\mathbf{H}(\mathbf{q})$ é simétrica e positiva definida, além disso, ela é

encontrada a partir da Jacobiana que varia de acordo com a posição do sistema, assim, $\mathbf{H}(\mathbf{q})$ também é dependente da configuração dos elementos (Asada, 2018).

A energia potencial V é calculada com base nas forças conservativas, como a gravidade, por exemplo, que em geral será a única força conservativa no movimento de marcha, sendo dada por

$$V = -\mathbf{g}^T \mathbf{m} \mathbf{r}_i \quad (1.10)$$

onde \mathbf{r}_i é o vetor de posição do centroide do elemento i em relação à origem (podendo ser a superfície), que é dependente das coordenadas dos nós. Derivando a equação (1.10) com relação às coordenadas generalizadas, obtém-se:

$$\frac{\partial V}{\partial \mathbf{q}} = -\mathbf{g}^T \mathbf{m} \frac{\partial \mathbf{r}_i}{\partial \mathbf{q}} = -\mathbf{g}^T \mathbf{m} \mathbf{J}_{j,i}^T \quad (1.11)$$

onde $\mathbf{J}_{i,j}^T$ é i -ésima coluna da matriz jacobiana que relaciona a velocidade do centroide do n -ésimo elemento com a velocidade dos nós (Asada, 2018).

Após calcular a energia cinética e a energia potencial, é necessário calcular a força f_i , que provém da consideração do trabalho virtual (δw) (McGrath et al., 2017):

$$\delta w = \sum f_i \cdot \delta q_i \quad (1.12)$$

Particularizando para o movimento de marcha, existem duas formas de escolher a coordenada q_i : através do ângulo entre elementos (θ_i). ou do ângulo do elemento- i com a vertical (φ_i). Dessa forma, tem-se:

$$\delta w = \sum -Q_i \cdot \delta \varphi = \sum \tau_i (q_{i-1} - q_i) = \sum q_i (\tau_{i+1} - \tau_i) \quad (1.13)$$

onde, τ_i é o momento atuante no nó i . Tem-se que $Q_i = -\tau_i$, se for utilizada como variável o ângulo entre os elementos, θ_i , ou $Q_i = \tau_{i+1} - \tau_i$, se for utilizada como variável o ângulo com a vertical, φ_i . Entretanto, utilizar os ângulos entre os nós acoplaria os termos de força generalizada, tornando a equação muito complexa (McGrath et al., 2017), assim adota-se aqui os ângulos com a vertical φ_i .

Se uma força não conservativa, F_{ext} , atuando na posição \mathbf{r} , que pode ser escrito em função das coordenadas do sistema \mathbf{q} , for considerada, o trabalho produzido é dado por:

$$\delta w = \sum Q_i \cdot \delta q_i = \sum (\tau_i \cdot \delta q_i + F_{ext} \delta p) = \sum (\tau_i + F_{ext} J) \delta q_i \quad (1.14)$$

Dessa forma, escrevendo na forma matricial, tem-se que $\mathbf{Q} = \mathbf{M} + \mathbf{J}^L \mathbf{F}_{ext}$.

2.1.4 Dinâmica inversa

A grande maioria dos estudos sobre a dinâmica do movimento do corpo é feita através da dinâmica inversa, que é basicamente utilizar as informações cinemáticas medidas em laboratório, como deslocamentos, velocidades e acelerações para obter momentos e forças. Geralmente a resolução pela dinâmica inversa é mais simples (Onyshko & Winter, 1980). A Figura 2.4 mostra de forma esquemática como funciona a dinâmica inversa.

De acordo com Winter (2009), algumas suposições devem ser feitas para a solução inversa, que também são válidas para a direta: (a) cada segmento tem uma massa pontual fixa no centro de gravidade; (b) a localização do centro de gravidade em relação ao segmento permanece a mesma durante todo o movimento; (c) o momento de inércia em torno do centro de cada elemento é constante durante a execução do movimento; (d) os nós são articulados e (e) o tamanho de cada segmento é constante (Pandy, 1987).



Figura 2.4 - Modelo esquemático da relação de dados cinemáticos, cinéticos e antropomórficos com as forças, momentos e energias calculadas, utilizando a solução inversa para um modelo de segmento – elemento

O principal método utilizado na dinâmica inversa é o método recursivo de Newton-Euler. Ele é considerado como um dos métodos mais eficientes, sendo utilizado principalmente na robótica e controle (Featherstone, 1987).

O método consiste basicamente em três etapas: (i) o cálculo da velocidade e aceleração em cada segmento; (ii) o cálculo da força resultante atuando em cada segmento proveniente de seu movimento e sua inércia e (iii) o cálculo da força nodal necessária para produzir as forças na etapa (ii) (Featherstone, 1987).

A primeira parte do processo é a interação para fora (*outward*), na qual os dados cinemáticos de posição, velocidade e aceleração do nó i já conhecidos são usados para se obter os dados do nó $i+1$.

Na segunda e a terceira etapa, utiliza-se as acelerações e velocidades encontradas anteriormente para encontrar as forças e torques atuantes nos nós, iniciando no último nó, e prosseguindo até o primeiro nó – a fase de progressão interna ou *inwards* (Lynch, 2016).

2.1.5 Dinâmica direta

A dinâmica direta funciona com as variáveis cinéticas sendo encontradas a partir das forças e torques aplicados. De maneira oposta à solução inversa, a solução direta precisa que todo o corpo seja modelado, para então encontrar as posições e velocidades em cada nó (Winter, 2009).

Além das suposições feitas para o caso inverso, existem outras suposições que devem ser atendidas para a resolução direta (Winter, 2009), a saber: (a) condições iniciais devem envolver a velocidade e posição de cada segmento; (b) os únicos dados de entrada são as forças externas e forças e momentos gerados internamente; (c) o modelo deve incorporar todos os graus de liberdade e restrições e (d) reações externas devem ser calculadas.

Em geral, as equações de movimento são acopladas e não lineares e métodos numéricos são necessários para sua resolução (Luca, 2006).

Uma abordagem simples que tem mostrado sucesso em alguns estudos do movimento humano é o método de integração numérica modificado de Euler (Patton, 1993). O método de integração de Euler é o mais simples, porém só apresenta bons resultados quando o problema é bem condicionado (Onyshko & Winter, 1980).

Existem outros métodos mais sofisticados de integração numérica das equações de movimento como o método de Runge-Kutta ou o método de Adam-Gear, que também podem ser implementados, se for demandada uma precisão mais elevada (Chapra & Canale, 2008). As integrações numéricas realizadas no presente trabalho são feitas por meio do método de Runge-Kutta de quarta ordem, que utiliza a média ponderada de quatro equações corretoras, a saber

$$\begin{aligned} y_{n+1} &= y_n + \frac{h}{6}(k_1 + 2k_2 + 2k_3 + k_4) \\ t_{n+1} &= t_n + h \end{aligned} \quad (1.15)$$

onde y_{n+1} é o valor da função que se está integrando no instante t_{n+1} e h é o passo da integração. As funções k_i são dadas por

$$\begin{aligned} k_1 &= f(t_n, y_n) \\ k_2 &= f(t_n + \frac{h}{2}, y_n + \frac{h}{2}k_1) \\ k_3 &= f(t_n + \frac{h}{2}, y_n + \frac{h}{2}k_2) \\ k_4 &= f(t_n + h, y_n + hk_3) \end{aligned} \quad (1.16)$$

onde $f(t, y) = y'$.

2.2 Otimização

A natureza faz uso da otimização para realizar diversos processos, como as reações químicas, que buscam o estado de menor energia, ou sistemas estruturais que fazem uso do princípio da energia potencial mínima (Nocedal & Wright, 1999).

Otimização pode ser resumido como o processo para se encontrar os extremos de uma função. Tal função pode ter um *mínimo local* em um ponto, quando a função objetiva (aquela a ser otimizada) atinge o menor valor em relação a todos os pontos na vizinhança do ponto factível. Por outro lado, ela pode ter um *mínimo global* em um

ponto, quando a função assume o menor valor entre todos os pontos factíveis (Nocedal & Wright, 1999).

Inicialmente, as funções em estudo a serem otimizadas devem ser consideradas suaves. Nos algoritmos de otimização, a partir de um \mathbf{x}_0 inicial, iterações são realizadas através de uma sequência de pontos $\{\mathbf{x}_k\}$ (onde k é o contador) com o objetivo de buscar pontos sucessivos de modo que $f(\mathbf{x}_{k+1}) < f(\mathbf{x}_k)$. Para decidir como escolher o próximo ponto da iteração, o algoritmo utiliza informações sobre f no ponto \mathbf{x}_k e, possivelmente, nos pontos anteriores $\mathbf{x}_0, \mathbf{x}_1, \dots, \mathbf{x}_{k-1}$. Dessa forma, existem duas estratégias fundamentais para ir de um ponto anterior para o próximo, a *Busca em Linha* e por *Região de Confiança* (Nocedal & Wright, 1999).

Na estratégia de Busca em Linha define-se a direção p_k e procura-se, ao longo dessa direção, a partir do ponto \mathbf{x}_k da iteração atual, o próximo ponto de modo que apresente um valor menor de f (Nocedal & Wright, 1999). Para problemas de otimização irrestritos, por exemplo, pode-se usar para determinar a direção p_k o *Método do Gradiente* ou *Método de Newton* (Luenberger, 1989).

A escolha mais simples e direta é pelo Método do Gradiente, ele considera a direção $p_k = -\nabla f_k$, onde ∇f_k é o gradiente da função f no ponto \mathbf{x}_k . Uma vantagem do método é a necessidade de se calcular apenas o gradiente de f , que envolve apenas derivadas de primeira ordem, e não as derivadas de segunda ordem. Em contrapartida, em casos mais complexos, a convergência do método pode ser bem lenta (Nocedal & Wright, 1999).

O Método de Newton utiliza a derivada de segunda ordem para procurar a direção de minimização. Neste caso, a direção escolhida é dada por $p_k = -\nabla^2 f_k^{-1} \nabla f_k$. O Método de Newton pode ser utilizado na estratégia de Busca em Linha quando $\nabla^2 f_k$ (Hessiana) for positiva definida. O método possui convergência quadrática na vizinhança da solução (Nocedal & Wright, 1999).

Existe ainda o método de busca Quase-Newton que é bastante utilizado quando a Hessiana de f não está disponível ou não é possível ser calculada (Sampaio & Takahashi, 2012). Por conta da dificuldade de calcular a Hessiana em muitos problemas, os métodos Quase-Newton são muito utilizados, em especial o Broyden-

Fletcher-Goldfarb-Shanno (BFGS), pois ele é capaz de calcular a direção de busca sem o cálculo da Hessiana através da correção S^k (substituindo a inversa da Hessiana) dada por

$$S^{k+1} = S^k + \frac{[(\delta_x^k)^T \delta_g^k + (\delta_g^k)^T S^k \delta_g^k] \delta_x^k (\delta_x^k)^T}{[(\delta_x^k)^T \delta_g^k]^2} - \frac{S^k \delta_g^k (\delta_x^k)^T + \delta_x^k (S^k \delta_g^k)^T}{(\delta_x^k)^T \delta_g^k} \quad (1.17)$$

onde,

$$\begin{aligned} \delta_x^k &= \mathbf{x}^{k+1} - \mathbf{x}^k \\ \delta_g^k &= \nabla f(\mathbf{x}^{k+1}) - \nabla f(\mathbf{x}^k) \end{aligned} \quad (1.18)$$

\mathbf{x}^k é o vetor no n-ésimo passo do algoritmo e f é a função objetivo.

Os métodos supracitados possuem uma versão análoga na estratégia de Região de Confiança. Entretanto, a diferença é que os métodos de Busca em Linha geram a direção de busca, e, então, definem o tamanho do passo nessa direção, enquanto na estratégia de Região de Confiança define-se a direção e o tamanho do passo simultaneamente. Se o passo escolhido não for admissível, reduz-se o tamanho da região e, com essa mudança, um novo passo é definido (Nocedal & Wright, 1999).

De posse dessas definições sobre estratégias e métodos de otimização, é possível definir o conceito de Bacia de Atração, como o conjunto de pontos iniciais que levam ao mesmo mínimo local (MathWorks, 2015). Para achar tais pontos ótimos, é utilizado o software MATLAB com a ferramenta *Global Optimization Toolbox*. Essa ferramenta, diferentemente de algoritmos utilizados em mínimos locais, permite procurar pontos em diversas Bacias de Atração.

Para os problemas de marcha do corpo humano, utiliza-se aqui o algoritmo de otimização global *GlobalSearch* (Ugray et al., 2007), que começa com um método de resolução para um mínimo local, com diversos pontos iniciais. Ele é recomendado para problemas suaves e com restrições, possuindo uma rápida convergência para otimização local, além das seguintes características (MathWorks, 2015):

- i. Iterações determinísticas
- ii. Baseado em gradiente (como os métodos acima apresentados)
- iii. Pontos iniciais estocásticos automáticos

iv. Remove pontos iniciais heurísticamente

A rotina nativa *GlobalSearch* do *MatLab* necessita de valores iniciais, limites superiores e inferiores para as variáveis a serem otimizadas, restrições dos tipos $\mathbf{A}_{eq} \cdot \mathbf{x} = \mathbf{b}_{eq}$ e $\mathbf{A} \cdot \mathbf{x} < \mathbf{b}$, onde \mathbf{x} é o vetor de variáveis, além de restrições não lineares.

3 Dinâmica do corpo humano

Antes de pensar em modelos mais simplificados do andar, é necessária a compreensão de como funciona o movimento do caminhar, desde o ponto em que o indivíduo idealiza o movimento até efetivamente a sua realização. O entendimento de pontos específicos, como as fases do caminhar, gastos energéticos por trás do movimento, entre outros aspectos, também devem estar claros para que se possa propor um modelo simplificado consistente.

Energeticamente falando, o movimento pode ser resumido como a coordenação entre as forças internas produzidas pelos músculos e as forças externas, que são inércia, atrito e gravidade. Visando um movimento com o menor gasto energético possível, a energia mecânica associada à locomoção estável do centro de gravidade deve se manter, dentro do possível, constante (Cappozzo, 1991). Assim, por aproximadamente 50 anos, duas teorias prevaleceram sobre o estudo do caminhar humano: os seis determinantes do caminhar e a analogia do pêndulo invertido (Kuo, 2007).

Saunders et al. (1953) propuseram que a linha de progressão do caminhar humano se dá através de arcos, idealizando um modelo em que o caminhar é um compasso. Através desse movimento, Saunders et al. (1953) identificaram seis fatores determinantes do caminhar, que relacionavam alguns movimentos naturais do corpo com a redução do movimento vertical do centro de gravidade.

Por outro lado, a teoria do pêndulo invertido propõe que a perna de apoio produza um movimento de arco, como se fosse um pêndulo invertido. Através dessa teoria do pêndulo invertido, uma abordagem dinâmica do andar mostra uma perspectiva que favorece o trabalho mecânico ao invés de forças e cinemáticas do caminhar (Kuo, 2007). Ou seja, o andar ocorre prioritariamente por meio do intercâmbio entre energia potencial e cinética, ao invés de forças agindo sobre o sistema.

3.1 Visão geral do movimento

O movimento de marcha do corpo humano é um tanto complexo quando considerada toda mecânica muscular, esquelética e neural. Assim, tendo em vista os diversos sistemas atuantes no corpo, uma boa maneira de entender como o corpo

humano realiza o movimento do caminhar é por meio de uma análise de cima para baixo, começando no cérebro e resultando em forças de reação do solo (Vaughan et al., 1999).

Após o comando ser transmitido do cérebro através da medula espinal, os centros neurais inferiores são ativados, inicializando movimentos musculares padronizados, que, no caso do caminhar, geram forças e momentos nos nós sinoviais. Essas forças e momentos nodais são reguladas pelos segmentos-link rígidos, para que, então, o movimento possa ser gerado juntamente com as forças de reação no solo (Vaughan et al., 1999). Outro ponto importante na execução do caminhar é a sensibilidade dos músculos, nós e outros receptores que produzem *feedbacks* constantes, permitindo a mudança de movimento (Vaughan et al., 1999). A Figura 3.1 mostra o fluxo de informações necessárias para produzir o andar.



Figura 3.1 – Fluxograma da formação do andar humano. Adaptado de Vaughan, Davis e O'Connor, 1999

Para realizar o transporte do corpo humano, é necessário realizar 5 tarefas: (1) ganhar ou manter velocidade, (2) suporte do tronco, prevenindo o colapso dos membros inferiores durante o apoio, (3) equilíbrio do corpo, (4) controle da trajetória do pé, quando a perna está em balanço, (5) absorver os impactos (Kepple et al., 1997). Resumidamente, a marcha humana possui 3 sub-funções: função apoio, que ocorre através do contato com o solo de maneira oposta à gravidade; função de balanço, por meio da rotação da perna contralateral, com um pequeno movimento axial para evitar o contato com o solo; função equilíbrio, que ocorre para garantir a estabilidade ao andar,

uma vez que a maior parte da massa do corpo está no dorso, tornando-se naturalmente instável (Sharbafi et al., 2017).

Obviamente, a locomoção tem como principal objetivo o deslocamento, mas ela precisa ser realizada com o menor gasto energético. Para que os músculos gerem trabalho, é necessário um gasto metabólico de energia, sendo que tal gasto é necessário até mesmo para produzir forças que não realizem trabalho (Kuo, 2007).

O trabalho produzido pelos músculos pode ser positivo, quando o músculo atua na mesma direção da velocidade angular do nó (contração concêntrica), ou negativa, quando o músculo age na direção oposta da velocidade angular do nó (contração excêntrica). Em geral, o trabalho negativo ocorre quando uma força externa, como a gravidade ou força de reação do solo, produz um momento na direção oposta maior que o momento muscular (Winter, 2009).

3.2 Fases do andar

A essência do andar do corpo humano se baseia na periodicidade, isto é, os nossos passos se repetem de forma simétrica. Supondo que o ciclo comece quando o calcanhar do pé direito faz contato com o chão, o ciclo se encerrara quando a pessoa atingir novamente essa mesma posição. Define-se assim meio ciclo quando se estiver nessa mesma posição de forma espelhada, ou seja, com o calcanhar do pé esquerdo tocando no solo.

O movimento se inicia quando uma perna é elevada e direcionada para frente flexionando o joelho e quadril, dessa forma a outra perna é responsável por suportar o peso do corpo, fazendo com que os músculos do tronco desloquem o centro de gravidade para frente, sobre a perna de apoio. Continuamente, o calcanhar da perna em balanço atinge o chão, fazendo com que o peso do corpo sobre a perna de apoio se desloque para a sola do pé e depois para os dedos. Então a perna de suporte é levantada, movendo-se para frente até atingir o solo (Pirker & Katzenschlager, 2017).

Vaughan, Davis e O'Connor (1999) dividem o ciclo do andar humano em oito etapas e em duas fases principais. Fase de apoio, quando o pé de referência está em contato com o solo, e fase de balanço, quando o pé de referência não está em contato com o

solo. A fase de apoio começa com o contato inicial, seguida pela resposta de carga, médio apoio, apoio terminal e pré-balanço, enquanto a fase de balanço é subdividida em balanço inicial, balanço médio e balanço final, como ilustra a Figura 3.2, adaptada do livro do Vaughan, Davis e O'Connor (1999).

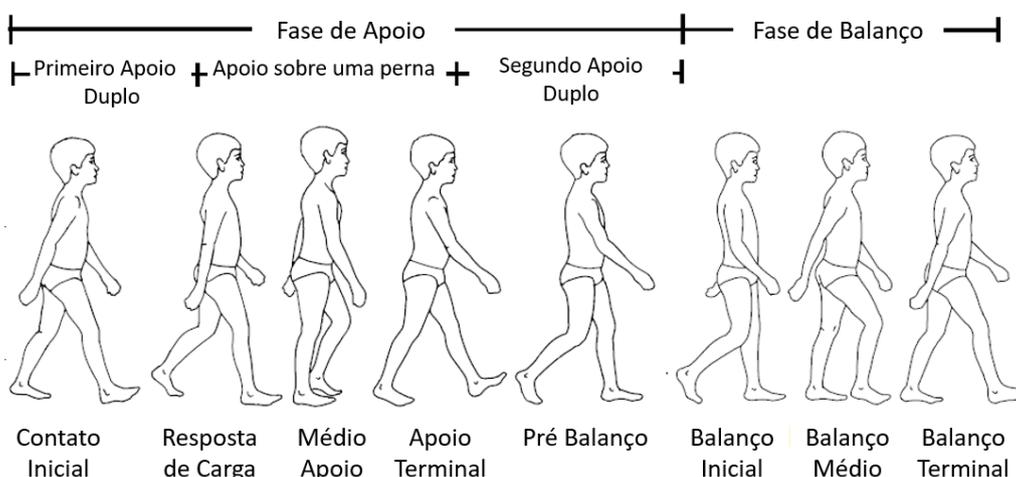


Figura 3.2 Fases do Andar e suas etapas (Vaughan, Davis, & O'Connor, 1999)

As oito etapas são definidas por eventos que caracterizam aquele momento do ciclo. A primeira etapa é evidenciada pelo contato do calcanhar com solo (“*heel-strike*”), na etapa seguinte tem-se o momento em que pé está plano (“*foot-flat*”), o terceiro evento é o médio apoio (“*midstance*”), que significa que o pé em balanço passa pelo pé de apoio e o centro de gravidade está na sua posição mais elevada, o quarto evento é quando o calcanhar da perna de apoio deixa o solo (“*heel-off*”), o próximo momento é quando o dedo da perna de apoio perde contato com o chão (“*toe-off*”). Na fase de balanço, inicia-se o sexto evento, a aceleração, quando os músculos do quadril são ativados para acelerar a perna para frente. Segue-se o balanço médio, que pode ser definido de maneira igual ao médio apoio para a outra perna. O oitavo e último evento é a desaceleração, no qual os músculos desaceleram e estabilizam a perna para preparar para o próximo contato do tornozelo com o solo (Vaughan et al., 1999).

A fase de apoio, responsável por 60% do ciclo de marcha, é dividida em apoio duplo, quando os dois pés estão em contato com o chão, e apoio simples, quando há apenas um pé no solo. A fase de balanço representa os restantes 40% do ciclo. Vale destacar que esse período em cada uma das fases, é representativo de uma pessoa normal, podendo se alterar em virtude de problemas patológicos (Pirker & Katzenschlager, 2017).

As etapas também podem ser, de maneira geral, divididas individualmente em relação ao tempo total do ciclo, de acordo com a Tabela 3.1.

Tabela 3.1 - Duração das etapas do caminhar (Vaughan et al., 1999)

Etapa da Marcha	Tempo Percentual ao Ciclo
1. Contato Inicial	0%
2. Resposta de Carga	0% - 10%
3. Médio Apoio	10% - 30%
4. Apoio Terminal	30% - 50%
5. Pré Balanço	50% - 60%
6. Balanço Inicial	60% - 70%
7. Balanço Médio	70% - 85%
8. Balanço Terminal	85% - 100%

3.3 Antropometria

De acordo com Winter (2009), antropometria é definida como o ramo da antropologia que estuda as medidas físicas do corpo humano, com o objetivo de determinar as diferenças entre indivíduos.

Os principais parâmetros antropométricos utilizados na análise do caminhar são: a massa de cada segmento; centro de gravidade dos segmentos, que podem ser dados em relação a algum ponto de referência, geralmente os nós proximais e distais; e o momento de inércia de cada segmento (Vaughan et al., 1999). Proximal significa aquele nó mais próximo ao centro de massa do corpo e distal, o mais afastado do centro de massa do corpo.

Em seu livro, “*Biomechanics and Motor Control of Human Movement (2009)*”, Winter traz uma tabela em que correlaciona vários dados antropométricos com o peso total do corpo e altura do indivíduo, a saber:

- Massa do pé = $0,0145 \times$ Massa do Corpo
- Massa da canela = $0,0465 \times$ Massa do Corpo
- Massa da coxa = $0,1 \times$ Massa do Corpo
- Massa do CBT (cabeça, tronco e braços) = $0,678 \times$ Massa do Corpo

Além da relação da massa total do corpo com a de cada membro, Winter (2009) também apresenta uma relação entre o centro de massa (CM) do segmento e seu tamanho, medidos a partir do nó proximal, a saber:

- CM do pé = $0,5 \times$ Tamanho do pé
- CM da canela = $0,433 \times$ Tamanho da canela
- CM da coxa = $0,433 \times$ Tamanho da coxa
- CM do CBT = $1,142 \times$ Tamanho do CBT

Para o cálculo do momento de inércia, Winter faz uso da expressão $I = m \cdot r^2$, onde m é a massa do segmento e r é o raio de giração. O raio de giração (em relação ao CG) é também dado com porcentagem do tamanho do membro (Winter, 2009):

- Raio do pé = $0,475 \times$ Tamanho do pé
- Raio da canela = $0,302 \times$ Tamanho da canela
- Raio da coxa = $0,323 \times$ Tamanho da coxa
- Raio do CBT = $0,903 \times$ Tamanho do CBT

O tamanho do CBT é definido como a distância entre o trocanter maior e o meio das costelas. Trocanter é a designação dada a cada uma das proeminências ósseas da parte superior do fêmur da maioria dos mamíferos, incluindo os humanos. Para encontrar o tamanho de cada membro, Drilles e Contini (1966) relacionaram de forma percentual o tamanho dos segmentos do corpo, com sua altura total. A Figura 3.3, adaptada do livro do Winter (2009), traz um esboço do corpo humano e as medidas proporcionais de seus segmentos.

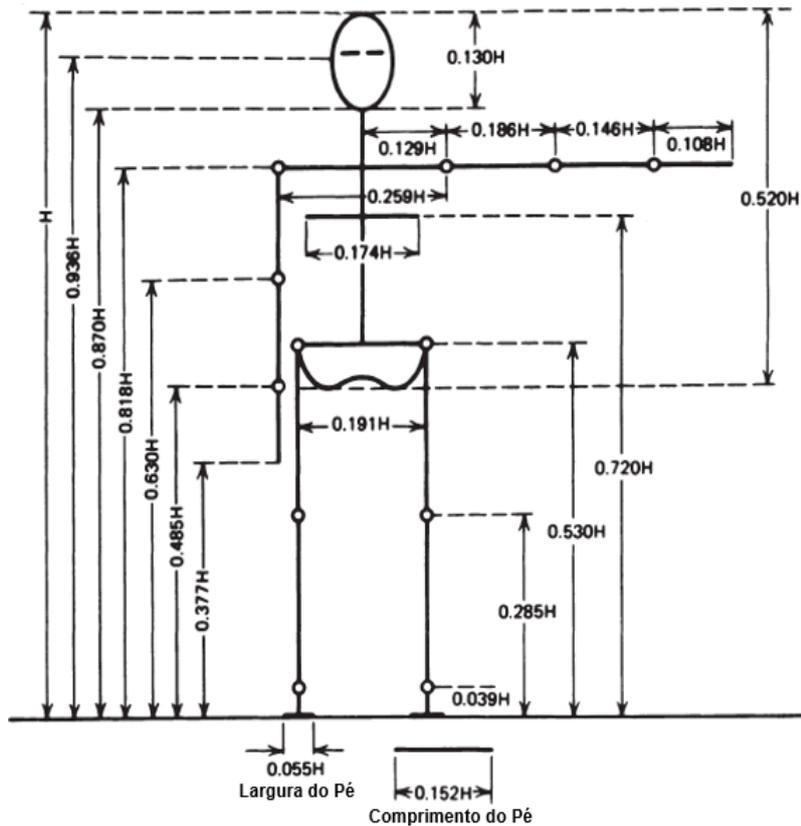


Figura 3.3 - Proporção de cada segmento em relação à altura do corpo, adaptado Winter (2009)

Dessa forma, conhecendo a altura e o peso corporal do individual, é possível ter uma estimativa média de todos os segmentos, como os valores de massa, centro de massa e momento de inércia.

Outra metodologia é proposta por Vaughan et al. (1999) para estimar os parâmetros de cada segmento. Em relação à massa, eles levam em conta não somente a massa total do corpo, mas também as dimensões do segmento elevado ao cubo. Através de regressões lineares, propuseram equações da massa para coxa, panturrilha e pé, sendo estas dadas por (Vaughan et al., 1999):

- Massa da coxa = $(0,1032)(\text{Massa do Corpo}) + (12,76)(\text{Comprimento da coxa})(\text{Circunferência do meio da coxa})^2 - (1,023)$
- Massa da panturrilha = $(0,0226)(\text{Massa do Corpo}) + (31,33)(\text{Comprimento da panturrilha})(\text{Circunferência da panturrilha})^2 + (0,016)$

- Massa do pé = $(0,0083)(\text{Massa do corpo}) + (254,5)(\text{Comprimento do pé})(\text{Altura do maléolo})(\text{Comprimento do maléolo}) - (0,065)$

Maléolo é cada uma das duas proeminências ósseas arredondadas que ficam de ambos os lados da articulação do tornozelo.

Para o cálculo do momento de inércia, a coxa e a panturrilha foram aproximadas por cilindros, enquanto o pé foi aproximado por uma pirâmide (Vaughan et al., 1999).

Utilizando dados de Chandler et al. (1975), foram encontradas as distâncias do CG dos segmentos a partir do nó imediatamente acima. Para a coxa, a distância do CG é medida a partir do nó do quadril, para a panturrilha, do nó do joelho, para o pé, do tornozelo (Vaughan et al., 1999). Tais distâncias são calculadas de modo percentual em relação ao comprimento do segmento, são mostrados na Tabela 3.2.

Tabela 3.2 - Percentual da distância do CG de cada segmento dos membros inferiores

Segmento	Percentagem
Coxa	39%
Panturrilha	42%
Pé	44%

Como ambos os métodos vêm de dados experimentais e formulações diferentes, existe diferença nos valores encontrados. Realizando uma inspeção visual entre os valores encontrados no livro do Winter (2009) e no livro do Vaughan (1999), percebe-se que os valores relativos do Centro de Massa do pé diferem de no máximo 6%.

3.4 Sinergia muscular e o caminhar humano

O sistema neuromuscular age de forma a controlar o gasto metabólico envolvido nas atividades produzidas pelo corpo, isso quer dizer que o sistema controla a tensão aplicada aos tendões.

Mesmo sabendo que, para realizar movimentos, como do andar, por exemplo, é necessária uma ação simultânea de vários músculos sobre diferentes nós, é mais

importante entender quais são os músculos atuantes e os seus respectivos graus de contribuição durante uma determinada etapa do movimento.

Considere o caso específico da marcha humana. Durante o movimento, os músculos envolvidos no processo podem realizar mais de uma função simultaneamente. Por exemplo, eles são responsáveis ao mesmo tempo por gerar ou absorver energia, assim como controlar o balanço do corpo e evitar que o corpo colapse verticalmente (Winter, 2009). Os principais momentos atuantes no movimento de marcha são o momento de extensão e flexão do quadril (M_h), momento de extensão e flexão do joelho (M_k) e o momento de extensão e flexão do tornozelo (M_a). Eles são a resultante dos efeitos dos músculos e ligamentos. Pela convenção adotada, os momentos no sentido anti-horário são positivos, enquanto no sentido horário são negativos (Winter, 2009). Essa convenção é adotada considerando que os momentos flexores são negativos, pois eles atuam no sentido de provocar o colapso do corpo, uma vez que os momentos extensores são positivos, já que evitam o colapso (Kepple et al., 1997).

O *Momento de Suporte* definido como $M_s = M_k - M_h - M_a$, representa a ação do membro inferior empurrando o solo, assim o *Momento de Suporte* possui uma correlação com a força vertical de reação do solo (Winter, 2009). Tal fato pode ser evidenciado quando se traça os gráficos de M_s e da reação vertical do solo por percentual da passada, em cadência natural, como mostra a Figura 3.4. Se percebe que os dois gráficos têm o mesmo formato com duas cristas e um vale, o formato característico “M”.

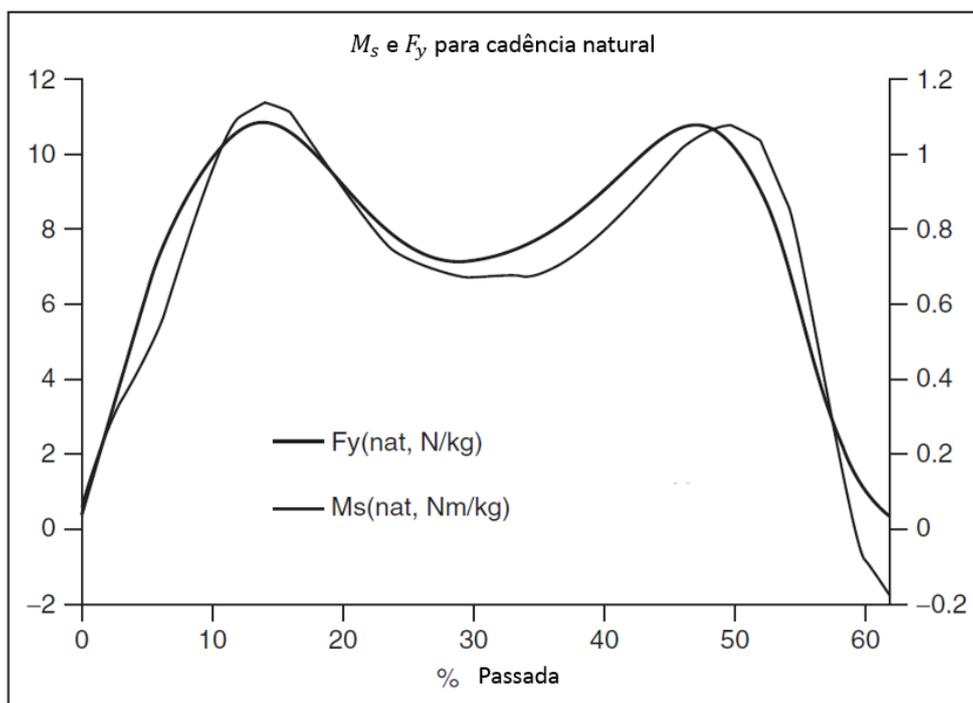


Figura 3.4 - Gráficos do momento e Força Vertical do solo (Winter, 2009)

Anderson e Pandy (2003) buscaram isolar os efeitos da força centrífuga, inercial, gravidade (ossos e juntas do esqueleto) e músculos mais ligamentos na força vertical de reação do solo. O resultado encontrado indicou que os músculos e ligamentos têm influência predominante, contribuindo de 50 a 95 % durante o apoio. Já a força de gravidade contribui com 20 a 50% quando o pé está plano ao solo, porém acrescenta muito pouco antes do momento em que o pé está plano e após o calcanhar levantar do solo. As forças centrífugas e inerciais contribuem muito pouco, exceto em momentos de impacto, i.e., quando o calcanhar encosta no solo e quando o antepé entra em contato com o chão. Por fim, a perna contralateral participa com não mais que 15% da força vertical de reação do solo.

Uma vez que a reação vertical do solo depende basicamente dos músculos e os mesmos estão diretamente relacionados com o deslocamento vertical do centro de gravidade, é importante compreender a contribuição dos momentos em cada fase do andar.

Com o propósito de entender melhor os momentos nos nós e como eles afetam a progressão do andar e o suporte, Kepple et. al (1997) propuseram um modelo de como os momentos nos nós contribuem individualmente em um ciclo do caminhar humana. Foi considerado apenas meio ciclo, começando com o apoio médio da perna direita e

terminando com o médio apoio da perna esquerda (apoio médio é quando o corpo está em suporte único e a reação de apoio muda de posterior para anterior).

O resultado encontrado mostrou que a aceleração de progressão (horizontal) depende prioritariamente do momento no tornozelo direito (Buczek et al., 2006), não apenas durante a parte final da fase de apoio simples, mas também quando o flexor plantar do tornozelo agiu de forma excêntrica para controlar a progressão da perna sobre o pé (Kepple et al., 1997). Essa contribuição surge devido o momento produzido pelo tornozelo ser o principal responsável pela produção da força de reação, já que ele empurra o pé contra o solo, e esse produza uma força reativa que se espalha pelos segmentos do corpo (membros) e os faz acelerar.

O momento produzido pelo joelho direito também contribuiu positivamente para a aceleração para frente, quando o momento era extensor, e, negativamente, quando o momento era flexor. Em contrapartida, o momento do quadril direito age de maneira a desacelerar o centro de massa, concluindo-se que o mesmo deve participar do caminhar humana de outra maneira. As colaborações dos tornozelos, joelhos e quadris esquerdos (contra perna) influenciaram pouco na aceleração para frente (Kepple et al., 1997).

Em relação a aceleração vertical, ou seja, aquela que é responsável pela excursão vertical do centro de gravidade, a principal contribuição se deve aos momentos dos tornozelos esquerdos e direitos. De 0 a 30% do meio-ciclo, ou seja, o período final da fase de apoio simples da perna direita, o tornozelo direito participa com até 90% do apoio. Entre 30 a 50 % do meio-ciclo, o período de apoio duplo, a importância do tornozelo direito vai diminuindo e, no restante do movimento, de 50% a 100% da meia passada, o tornozelo esquerdo é quem comando o suporte (Kepple et al., 1997).

Ademais, o papel dos momentos em cada nó pode ser entendido pela potência definida como $P = M \cdot \omega$. A Figura 3.5, adaptada de Winter (1987), mostra como a potência normalizada pelo peso varia durante o ciclo do caminhar em valores percentuais do passo (0% do ciclo é relativo ao ponto de contato do calcanhar da perna de apoio). Observando a potência gerada pelo momento no tornozelo, tem-se que a partir do contato do calcanhar (CC) até 5% do ciclo, o pé flexiona sob a ação do momento no calcanhar. Entretanto o valor é tão pequeno que não é observado. De 5% a 40% do ciclo, há uma absorção de energia, denotada por A1, em forma de onda, durante

a qual a perna gira sobre o pé em contato com o chão. Nesse período, com o efeito do momento no tornozelo de flexão-plantar crescente, o calcanhar perde contato com o solo em 35% do ciclo. De 40% a 60% do ciclo (momento em que o dedo do pé desprende do chão), ocorre a onda denotada por A2 que é responsável por 80% a 85% da energia gerada durante o ciclo (Winter, 1987).

O joelho possui quatro fases principais de absorção/geração de energia. Do início do movimento até 15% do ciclo, o joelho flexiona gerando a fase K1. De 15% a 40% do ciclo, se dá a onda K2, que representa a única fase de potência positiva e que representa somente de 10% a 15% de toda a energia gerada durante o andar. Em 40% do ciclo, o joelho começa a flexionar e continua até 70% da passada (início da fase em balanço) o que gera a potência de absorção K3. Ainda nessa onda, um pouco antes do pé perder contato com solo, ocorre um controle do quadríceps sobre o joelho, com o intuito de evitar o colapso. Após a perda de contato do pé, tais músculos continuam a absorver energia através da desaceleração da perna em balanço e preparação para a extensão do joelho durante a fase em balanço. Entretanto a energia principal da perna em balanço não provém da musculatura, e sim da propriedade pendular da mesma, ao converter energia potencial em cinética. Durante o fim da fase de balanço, ocorre a onda de energia K4, que absorve a energia, principalmente, do pé e da perna em balanço (Winter, 1987).

A energia produzida pelo quadril varia muito e não há um padrão definido, mas, em geral, em cadências mais lentas, o quadril produz energia principalmente para manter o tronco em equilíbrio. Em H2 ocorre absorção de energia pelos flexores do quadril fazendo a coxa desacelerar enquanto rotaciona para trás. Por fim, a potência aumenta no fim da passada (H3), quando a carga inercial da perna em balanço se torna importante (Winter, 1987).

Potência Gerada/Absorvida - Cadência Natural

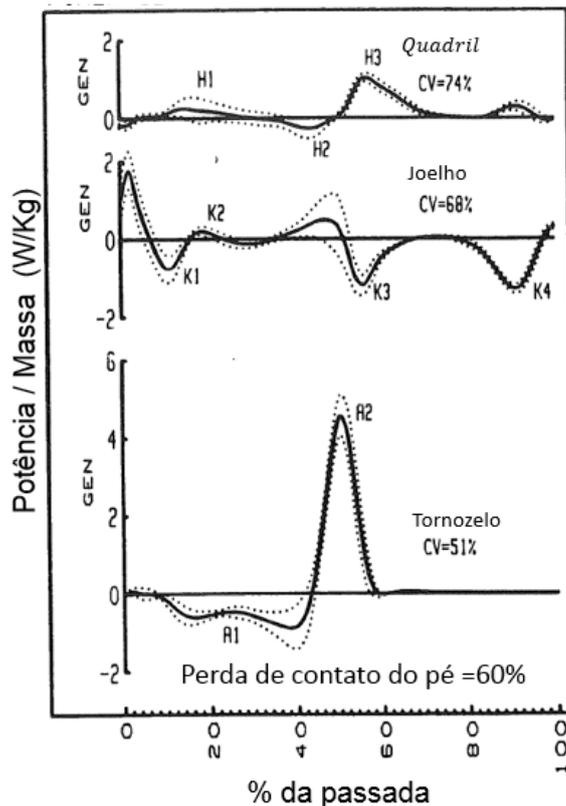


Figura 3.5 - Potência produzida em cada nó dos membros inferiores, CV é o coeficiente de variação (Winter, 1987)

3.5 Os seis determinantes do caminhar

Saunders et al. (1953) propuseram seis determinantes, que são mecanismos corpóreos para o movimento eficiente de marcha no plano sagital (Lin et al., 2014). Esses determinantes podem ser entendidos como características cinemáticas propostas com o objetivo de minimizar o custo energético de locomoção, através da redução do deslocamento vertical do centro de gravidade do corpo (Kuo, 2007). Neste estudo Saunders et al. (1953) descreveram o movimento do centro de gravidade como uma suave curva senoidal, idealizando um modelo chamado *marcha de compasso*. Os picos dessas curvas ocorrem em dois momentos, a 25% e a 75% do ciclo, que, de acordo com a seção 3.2, referem-se aos pontos de médio apoio e balanço médio, respectivamente. O ponto mais baixo acontece a 50% do caminhar, que representa o intervalo em que o

corpo está apoiado sobre as duas pernas. O valor médio do deslocamento vertical total para um adulto normal do sexo masculino é em torno de 4,57 cm. Este modelo foi idealizado através de alavancas que representavam as extremidades inferiores sem mecanismos específicos para descrever o pé, joelho ou tornozelo (Gard & Childress, 1999).

O primeiro determinante é a *rotação da pélvis*: durante o caminhar de um humano saudável, a pélvis rotaciona relativamente à linha de progressão, de maneira alternada, para direita e para esquerda. Essa rotação faz com que os arcos de progressão se tornem mais achatados devido à elevação das extremidades, tornando a diferença de energia potencial menor e com um custo energético menor.

O segundo determinante proposto por Saunders et al. É a *inclinação da pélvis*: durante a marcha, a pélvis se inclina para baixo em relação à horizontal, no sentido oposto ao da perna de apoio. Para permitir que a pélvis incline, o joelho da perna que não está suportando o peso deve se flexionar, permitindo que a perna balance. Com o rebaixamento da pélvis, o centro de massa também desce e, como consequência, menos energia é gasta no processo.

O terceiro determinante é a *flexão do joelho na fase de apoio*. Essa fase inicia quando o calcanhar toca o chão com o joelho 100% estendido. Imediatamente depois o joelho começa a flexionar até o pé estar no plano ao solo (valor médio de flexão de 15°). Em um instante anterior à metade do período em que a perna tem total apoio do peso, o joelho mais uma vez se estende completamente, seguido de uma flexão terminal (Saunders et al., 1953). A flexão do joelho permite que o CG seja rebaixado uma vez mais, acarretando em mais uma redução do custo energético. Resumindo, os três primeiros determinantes atuam com o propósito de reduzir o deslocamento do centro de massa (Sousa & Tavares, 2010).

O quarto e quinto determinantes são os mecanismos do pé e do joelho. Os deslocamentos angulares do joelho, tornozelo e pé estão correlacionados, sendo estabelecidos dois arcos de interseção de rotação no pé durante a fase de apoio. O primeiro arco é descrito pela rotação do tornozelo sobre o calcanhar, que se inicia no momento em que o calcanhar entra em contato com o solo. Nesse ponto, o joelho está completamente estendido e o pé em dorsiflexão, quando é atingido o ponto mais baixo

do CM. O segundo arco é formado pela rotação do pé sobre o metatarso, quando o calcanhar começa a descolar do chão. Nesse instante o pé sofre uma rápida flexão plantar e o joelho começa a flexionar, de forma que o CM é mantido no mesmo patamar enquanto o corpo progride. Esse mecanismo do pé e joelho ajuda a suavizar a interseção dos arcos de progressão.

O sexto determinante é o *deslocamento lateral da pélvis*. Foi observado que durante o caminhar, o centro de gravidade se move duas vezes lateralmente durante o ciclo. Esse deslocamento é causado pelo movimento lateral da pélvis ou pela adução relativa do quadril. Em casos de deslocamento lateral excessivo, o ângulo tíbiofemoral junto com o movimento de adução dos quadris reduz o desvio para 4,45 cm, que é quase igual ao deslocamento vertical.

O movimento de marcha com a trajetória senoidal de baixa amplitude do centro de massa necessita de energia para a elevação. Entretanto apenas uma porção é recuperada durante sua descida (Sousa & Tavares, 2010).

O modelo esquemático que representa o efeito combinado de todos os determinantes é mostrado na Figura 3.6 que foi retirada do estudo original de Saunders et al. (1953). É possível visualizar o movimento senoidal, juntamente com as suavizações entre os arcos, além de todo o movimento do quadril e joelho.

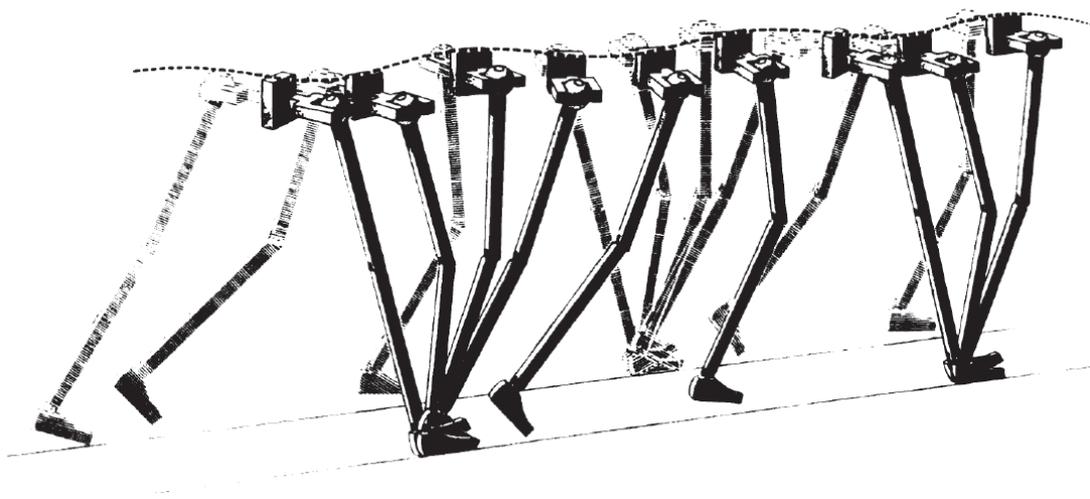


Figura 3.6 - Efeitos dos seis determinantes no movimento de marcha (Saunders et al., 1953)

Os seis determinantes propostos por Saunders et al. (1953) são em geral aceitos por muitos pesquisadores. Entretanto experimentos mais recentes mostram que alguns

determinantes não influenciam profundamente o deslocamento do centro de gravidade (Kuo, 2007).

O efeito da rotação da pélvis foi isolado por Kerrigan et al. (2001) e calculado como apenas 12% do resultado previsto por Saunders et al. Outros autores como Lin et al. (2014) e Hayot et al. (2013) também encontram pouca significância na rotação da pélvis.

O segundo determinante foi estudado por Gard e Childress (1997) e mostrou-se que o mesmo se reduz a apenas de 2 a 4 mm. Em uma pesquisa posterior, Gard e Childress (1999) examinaram o terceiro determinante, encontrando que a flexão de joelho de apoio não reduz de maneira significativa o deslocamento vertical do centro de massa durante a fase de apoio simples. Eles acrescentaram que a onda de flexão do joelho ocorre anteriormente ao ponto de amplitude máxima do deslocamento transversal do tronco, sendo assim não tão efetivo na diminuição do movimento do centro de gravidade. Tal conclusão foi corroborada por Hayot et al. (2013).

Por outro lado, um estudo mais recente (Hayot et al., 2013) relatou uma grande contribuição da flexão do joelho de apoio e da inclinação da pélvis na redução do movimento vertical do centro de gravidade durante as fases de apoio duplo e médio apoio.

Finalmente, Lin et al. (2014) estudaram os efeitos quantitativos dos principais determinantes do caminhar, considerando o deslocamento do centro de massa do corpo nas três direções. Também propuseram a flexão do quadril como um determinante, encontrando que ela é o fator principal para o deslocamento do CM na direção anteroposterior. Para o deslocamento vertical, a flexão do quadril e dos joelhos mais a interação do tornozelo com o pé (quarto e quinto determinante) foram os determinantes que mais contribuíram para o caminhar.

3.6 Teoria do pêndulo invertido e o andar dinâmico

O modelo do pêndulo invertido sugere que o movimento do andar humano está associado a um mecanismo de troca de energia cinética e potencial de forma passiva; dessa forma a maior parte do trabalho não provém do trabalho muscular (Sousa & Tavares, 2010). Durante a progressão do caminhar, a perna de apoio se comportaria como um pêndulo invertido e, conseqüentemente, a força de reação do solo é perpendicular à velocidade do centro de massa. Dessa maneira a FRS não realiza trabalho sobre o CG (Kuo, 2007).

Mochon e McMahon (1980) propuseram um modelo balístico em que a perna de balanço funcionava como um pêndulo, enquanto a perna de apoio era um pêndulo invertido, ou seja, apenas a gravidade era responsável pelo movimento durante a fase de balanço. Dessa maneira, a energia era constante e ficava alternando-se entre cinética e potencial, não necessitando de trabalho muscular. No mesmo trabalho é possível observar que a perna de apoio permanece rígida, logo não necessita de muito torque extensor para suportar o peso do corpo.

A teoria do pêndulo invertido leva a certo paradoxo, uma vez que, se as pernas realmente funcionassem como pêndulos, que intercambiam energia cinética e potencial, o corpo não necessitaria realizar trabalho para locomoção, o que não é verdade. Além de tal paradoxo, a analogia do pêndulo invertido possui algumas limitações, uma vez que não aborda o ciclo completo, mas apenas a fase de balanço, quando o centro de massa possui um deslocamento limitado (Kuo et al., 2005). Adicionalmente, McGrath et al. (2015a) obtiveram que o vetor velocidade vertical do centro de massa apontava para cima no início do passo e para baixo no final, enquanto que os dados experimentais mostravam velocidades com direções opostas nesses instantes.

À medida que se aumenta a velocidade do movimento, foi constatado que a teoria vai apresentando valores mais distantes dos reais (McGrath et al., 2015b), (Kuo & Donelan, 2010). Por fim, essa teoria ignora o movimento do centro de pressão sobre o pé (aonde a resultante da força de reação do solo é aplicada), assumindo que a restrição no pé não realiza trabalho (McGrath et al., 2015b).

Apesar dessas restrições, o modelo de pêndulo descreve de forma melhor o caminhar que a teoria dos seis determinantes, uma vez que observações mostram que a

perna de apoio permanece realmente quase estendida durante a fase de apoio simples e que a troca de energia cinética e potencial acontece assim como é esperado para um pêndulo invertido (Kuo, 2007).

O grande problema da teoria do pêndulo invertido é a colisão do calcanhar da perna em balanço e, conseqüentemente, a fase de duplo apoio. O modelo de McGeer (1990a) inclui essa transição entre os passos, considerando uma colisão inelástica entre o pé e o solo, que muda a perna de apoio e forma um novo arco senoidal para o movimento do centro de massa. Dessa maneira, a partir da configuração correta do contato entre o calcanhar e o piso, o próximo passo já está definido (Kuo & Donelan, 2010).

A analogia do pêndulo funciona bem para a fase em balanço, dessa forma ela foi estendida para o chamado *caminhar dinâmico*, que foi inicialmente desenvolvido por McGeer (1990a). Em seu trabalho, McGeer (1990a) apresentou o termo, *caminhar dinâmico passivo*, propondo uma abordagem diferente em relação aos trabalhos da época que utilizavam caminhos e ciclos fixos, em adição à feedbacks contínuos para promover o deslocamento através de uma trajetória pré-estabelecida. Sua proposta se baseou apenas na gravidade e inércia para gerar o movimento, algo muito mais simples que o intenso controle utilizado até então. A energia perdida durante o impacto de cada perda seria recuperada através da declividade de uma rampa suave, porém, para o caso de um terreno plano, McGeer idealizou que essa perda poderia ser compensada por uma potência controladora externa.

A Figura 3.7 exemplifica o modelo baseado nos estudos de McGeer (1990a), que consta em sua forma mais simples de um bípede descendo uma rampa de inclinação γ , com as duas pernas rígidas conectadas a um nó no quadril, com massas concentradas no quadril e nos pés

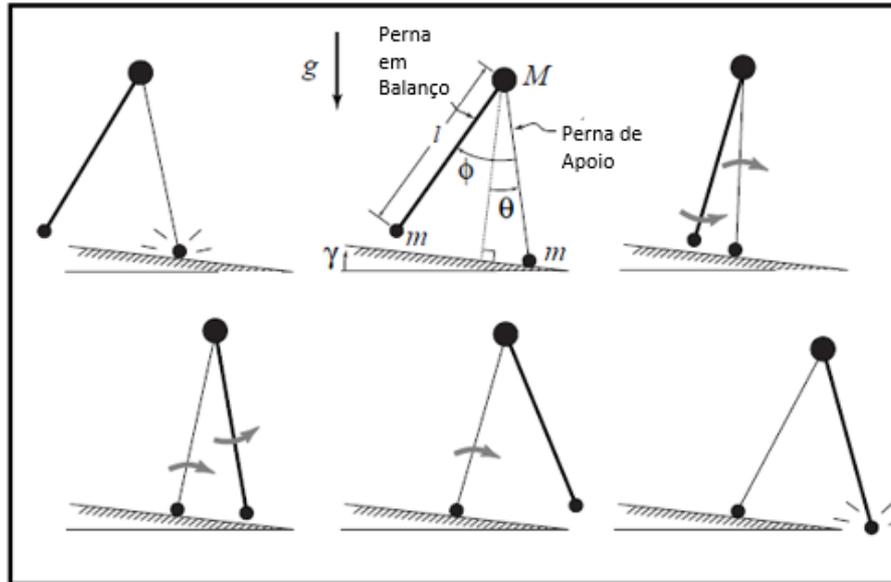


Figura 3.7 – Esquema do andar passivo dinâmico descendo uma rampa (Garcia et al., 1998a)

Os modelos construídos a partir do caminhar passivo possuem três propriedades importantes: (1) a existência de marcha, ou seja, mesmo sem controlador, os modelos tem movimentos periódicos que se assemelham ao real caminhar humano; (2) uma marcha eficiente, assim os modelos passivos têm notória eficiência energética e (3) dependendo dos parâmetros de construção escolhidos os ciclos do caminhar são estáveis na presença de pequenas perturbações (Garcia et al., 1998b). No trabalho de McGeer (1990a) foram estudados os parâmetros de escala, raio do pé, inércia e CM da perna, dentre outros. As principais vantagens do caminhar passivo são a simplicidade do modelo, semelhança ao andar humano e eficiência energética. Por conseguinte, esses simples modelos de passivos, que apenas consideram a dinâmica natural envolvida no processo de caminhar, mostram que a maior parte do andar humano é governada pelo processo passivo (Rushdi et al., 2014).

Por conta da troca de energia cinética e potencial, explicada pela teoria do pêndulo, a maior parte do gasto energético do andar, seja produzido ou absorvido, ocorre durante a *transição entre os passos*. Nessa transição ocorre uma mudança do centro de gravidade, onde o mesmo redireciona a trajetória do seu arco senoidal (Collins, 2008). Esse deslocamento do centro de massa durante a transição entre os passos é mostrado na Figura 3.8, adaptada de Kuo e Donelan (2010).

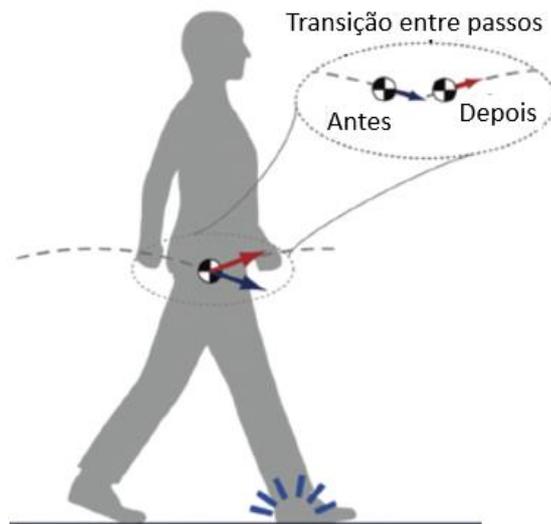


Figura 3.8 - Mudança do arco do centro de massa por conta da transição entre passos (Kuo & Donelan, 2010)

Pelo fato de a maior parte do trabalho mecânico ser produzido durante a transição entre os passos, é necessário entender que tanto trabalho negativo quanto positivo é realizado pelos músculos durante essa fase. O trabalho negativo é gerado pela colisão do calcanhar da perna da frente com o solo, na tentativa de reduzir a velocidade do movimento, essa energia é em parte produzida ativamente por músculos e, conseqüentemente, tem um gasto metabólico associado. Por outro lado, o trabalho positivo é produzido para impulsionar o corpo e recuperar as perdas energéticas da colisão, tal energia é proveniente quase inteiramente dos músculos ativos e tem um custo metabólico maior que o envolvido no trabalho negativo. Essa soma dos custos metabólicos para redirecionar o centro de gravidade é chamado de custo do andar humano para a transição entre os passos (Kuo & Donelan, 2010).

3.7 Técnica de medição da cinemática do corpo humano

Os modelos propostos neste trabalho devem ser validados por dados de laboratório. Na literatura, os trabalhos de Winter são constantemente utilizados como referência, conseqüentemente estes dados experimentais também serão utilizados como validadores.

Os procedimentos de medição são divididos em técnicas de medição direta e por imagem. A medição direta pode ser realizada por meio de goniômetro, que é anexado aos dois segmentos adjacentes ao ângulo medido. Além disso, outro dispositivo de medição direta são os acelerômetros (Winter, 2009).

A medição por imagem vem sendo cada vez mais utilizada (McGrath et al., 2017), (Hayot et al., 2013), (Riemer & Hsiao-Wecksler, 2008). A medição acontece por meio de marcadores anexados em pontos em que se deseja fazer a medição e um sistema de câmera é instalado para capturar o movimento dos marcadores (Winter, 2009).

Winter (2009) utilizou 8 marcadores espelhados pelo tronco e perna de referência. Eles estão localizados na ponta do dedo, calcanhar, maléolo lateral (tornozelo), cabeça da fíbula, epicôndilo lateral da coxa (joelho), grande trocânter (quadril), base da costela. A taxa de captura foi 69,9 frames por segundo. O movimento começou com a perda de contato da ponta do pé da perna de referência (direita).

A principal dificuldade na utilização dos resultados experimentais foi a definição de a partir de qual frame a fase de apoio simples, de fato, começaria. Para isto, foi analisado o resultado da força de reação vertical e comparado com os gráficos de (McGrath et al., 2015a), que estudou a fase de apoio simples.

4 Modelagem do caminhar humano – revisão bibliográfica

Os primeiros modelos mecânicos do caminhar humana datam da década de 70. Dentre estes trabalhos iniciais, cabe citar o trabalho de Chao e Rim (1973), o qual utilizou um modelo de conexões-segmentos com 6 graus de liberdade e dinâmica inversa. O trabalho fez uso de técnicas de otimização para encontrar os momentos aplicados nos nós que gerariam curvas de deslocamento mais próximas de dados reais. Este capítulo mostra de forma detalhada e em ordem cronológica cinco modelos mecânicos formados por conexões-segmentos usados na literatura, ilustrando o estado da arte sobre modelos dinâmicos do caminhar humano. Modelos mais complexos que utilizam músculos-esqueleto estão fora do escopo do trabalho.

4.1 Winter e Onyshko – 1980

O trabalho de Winter e Onyshko (1980) “*A mathematical model for the dynamics of human locomotion*” é um dos trabalhos mais relevantes e mais citados da biomecânica do movimento do corpo humano. Sua ênfase é em desenvolver um modelo matemático e não em resultados numéricos. Ao contrário de alguns trabalhos realizados até então, Winter e Onyshko não forçaram uma trajetória para o movimento, de modo que o mesmo encaixasse em curva de deslocamento medida em laboratório, o que restringe uma gama de movimentos e momentos exercidos pelos músculos. Eles utilizaram a abordagem da dinâmica direta, onde o modelo proposto leva a um problema de valor inicial no qual ângulos dos membros, velocidades e momentos iniciais nos são os dados de entrada. O corpo humano foi modelado por meio de sete segmentos com três segmentos para cada perna e um único segmento para representar a cabeça, tronco e braços (no inglês, CBT), resultando em seis nós, dois em cada quadril, dois em cada joelho e dois nos tornozelos. Nenhuma restrição quanto a trajetória de qualquer segmento foi especificada.

A Figura 4.1b, retirada de Winter e Onyshko (1980), mostra o modelo de sete segmentos e os respectivos momentos aplicados. A primeira letra subscrita significa a perna (“r” para direita e “l” para esquerda) e a segunda letra subscrita representa o nó a que se refere (“h”, “k” e “a” para quadril, joelho e tornozelo, respectivamente). Foi assumido um movimento no plano sagital em que se inicia com a perna direita

movendo-se para frente e com o calcanhar direito tocando o solo. O formato do pé é representado na Figura 4.1a por um triângulo com a ponta da frente a 2,5 cm do metatarso para compensar a ação do dedo do pé nos estágios em que o pé empurra o solo. Caso sejam adicionados mais segmentos e graus de liberdade, a complexidade matemática aumenta drasticamente por conta de o sistema de equações de movimento ser acoplado; por outro lado, se fossem utilizados menos graus de liberdade, a acurácia da solução diminuiria bastante.

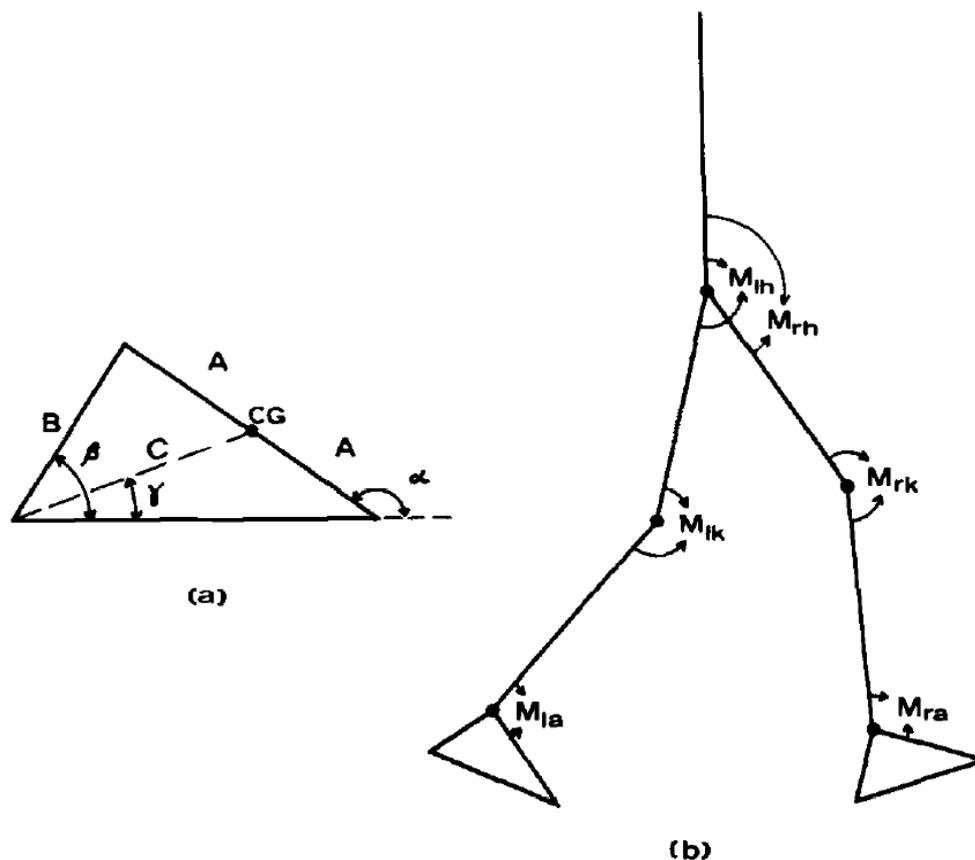


Figura 4.1 - Modelo proposto por Onyshko e Winter: a) Detalhe do pé - b) modelo com os momentos aplicados (Onyshko & Winter, 1980)

O modelo é analisado em quatro fases do caminhar:

- Fase 1: A partir do ponto em que o calcanhar direito toca o solo até a ponta do dedo do pé esquerdo descolar do solo.
- Fase 2: A partir do momento em que o dedo do pé esquerdo sai do solo até o pé direito ficar plano ao solo. Apenas o calcanhar direito gira no solo.
- Fase 3: O pé direito não se move e os segmentos restantes giram em torno do tornozelo direito.

- Fase 4: A partir do ponto em que o calcanhar direito deixa o solo até o calcanhar esquerdo atingir o piso, quando se repete o movimento. Aqui o tornozelo esquerdo está girando sobre o solo.

A solução do problema proposto requer que as posições e velocidades angulares iniciais, juntamente com os momentos nodais sejam conhecidos. Alguns ajustes tiveram que ser feitos, para que os dois pés estivessem posicionados no solo e, durante a fase de duplo suporte, que a velocidade do topo da coxa direita fosse a mesma do topo da coxa esquerda. O método utilizado na resolução do sistema não linear de equações foi o de método Euler.

O trabalho levou em conta os resultados obtidos em laboratório para os momentos e forças, assim como para os descolamentos, velocidades e acelerações para calibrar o modelo a cada instante. Os autores explicam que a fase 1 acaba quando a força que empurra o dedo do pé esquerdo se torna zero ou negativa. Na fase 2, o ângulo do pé direito deve ser monitorado, quando este se torna zero, o que equivale ao pé direito estar plano. A duração da fase 3 é desconhecida. Para determinar o período dessa fase, deve-se verificar o instante em que o momento atuante sobre a ponta do pé inverte de sentido, este momento inicialmente tende a manter o pé plano sobre o solo. A partir do instante em que ele começar a atuar no outro sentido, o pé rotacionará e o calcanhar perderá contato com o solo, iniciando a próxima etapa. A etapa final, fase 4, acaba quando a altura do calcanhar do pé esquerdo encosta no solo, reiniciando o ciclo. Winter e Onyshko também propuseram que os resultados cinemáticos fossem acompanhados em cada etapa e que os momentos nodais fossem ajustados de acordo com os resultados obtidos, para que se obtivesse resultados mais desejados do movimento. Os ajustes foram feitos de modo manual, por inspeção baseados nos resultados anteriores.

Os resultados obtidos no trabalho são satisfatórios. Entretanto mudanças nos momentos tiveram que ser feitas. Na fase 1, por exemplo, os momentos aplicados foram iguais, exceto no tornozelo esquerdo que teve de ser aumentado em 20%. Os autores ainda propõem futuros refinamentos, como restrições naturais dos ligamentos existentes nos nós, além de incluir um efeito de mola nos dedos dos pés durante os períodos em que eles empurram o solo.

4.2 Pandy e Berme - 1988

Pandy and Berme (1988a) no artigo “*Numerical Method for Simulating the Dynamics of Human Walking*” propõem uma metodologia para o cálculo do movimento dos membros inferiores, baseada em dois algoritmos distintos, um para o problema de cadeia aberta e outro para o problema de cadeia fechada. As equações de movimento foram obtidas através da formulação de Newton- Euler, utilizando o procedimento da dinâmica inversa, que, da forma sugerida pelos autores, são aplicáveis a qualquer série de segmentos.

O trabalho utiliza a equação (1.3), demonstrando detalhadamente cada termo das equações de movimento para um pêndulo duplo invertido e como tratar matricialmente do problema proposto.

Para o problema de cadeia aberta, é aplicado diretamente o algoritmo recursivo de Newton-Euler para o problema inverso. Durante a fase de suporte duplo, os autores assumiram que não há deslizamento no contato pé-solo. Em seguida, sugeriram que as restrições cinemáticas fossem substituídas nas equações de movimento, produzindo um conjunto de equações que são funções das coordenadas restantes e das forças de interação entre o pé e o solo quando o calcanhar toca o solo.

Em relação ao modelo discreto dos membros inferiores, os autores apresentam três modelagens de representação do corpo humano, que são escolhidos dependendo de qual fase do andar se considera. Para a primeira fase, que se inicia quando a ponta do dedo da perna traseira deixa o solo até o momento em que o calcanhar do pé de apoio perde o contato com o solo, sendo essa fase classificada como uma cadeia aberta. Para essa fase, foi considerado que o pé traseiro não influencia o movimento, que a massa do torso está toda concentrada no quadril e que há uma mola com amortecimento ligando o quadril ao tornozelo da perna de apoio, simulando a flexo-extensão característica do joelho. A Figura 4.2 ilustra o modelo com apenas 4 graus de liberdade: os três ângulos mostrados e a deformação da mola.

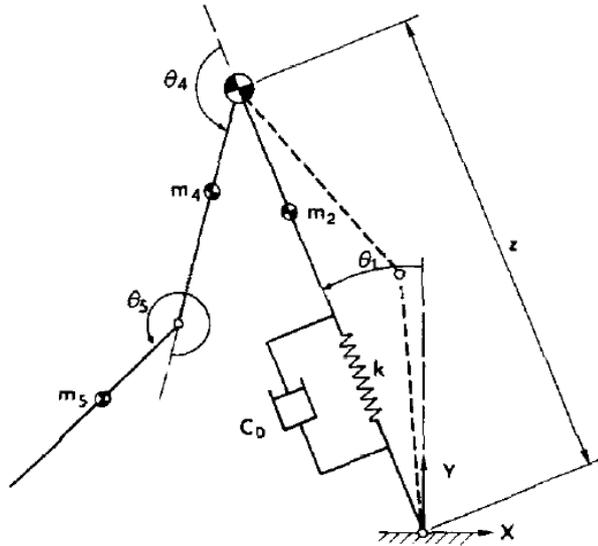


Figura 4.2 - Modelo proposto por (Pandy & Berme, 1988a) para a etapa que se inicia quando o dedo da perna traseiro perde o contato com o solo até o calcanhar da perna de apoio se descolar do solo (Pandy & Berme, 1988a)

A segunda etapa foi também considerada como de cadeia aberta. Esta se inicia quando o calcanhar da perna de apoio sai do solo e se encerra no momento em que o calcanhar da perna em balanço encosta no piso. Nessa etapa os autores consideraram que a perna em balanço estava desligada da perna de apoio para evitar o acoplamento dinâmico. Assim o modelo tem três graus de liberdade para a perna de apoio e duas para a perna em balanço, totalizando cinco graus de liberdade, como mostrado na Figura 4.3, retirada do texto original.

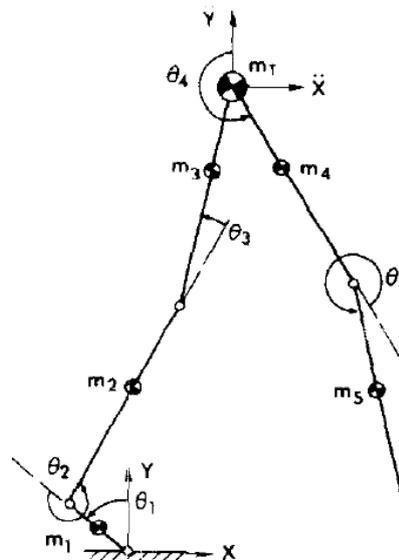


Figura 4.3 - Representação do modelo durante a etapa 2, com detalhe da representação do pé da perna de apoio (Pandy & Berme, 1988a)

A terceira fase representa a parte relativa à cadeia fechada, com os dois pés em contato com o solo. Um modelo com cinco elementos foi proposto, no qual apenas a perna que está prestes a começar o movimento de balanço possui o detalhe do pé incluído. Assim como nos casos anteriores, o quadril inclui toda a massa do torso, o que é observado na Figura 4.4.

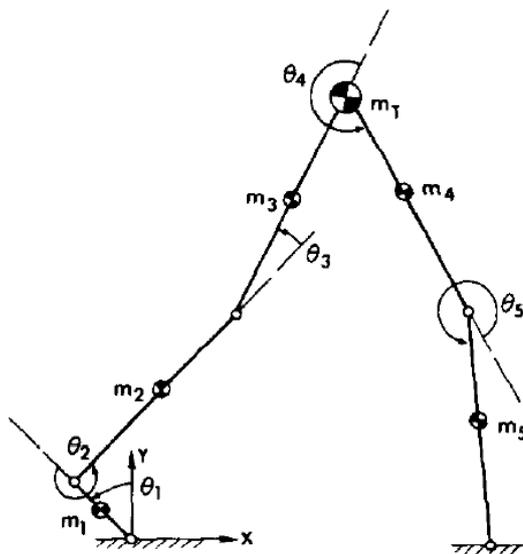


Figura 4.4 - Modelo esquemático da fase de suporte duplo (Pandy & Berme, 1988a)

Foi observado que uma vez que a pélvis não foi incluída no esquema, o tamanho do passo foi menor do que o medido em laboratório. Além disso, os autores afirmam que movimento desacoplado dos quadris são necessários para produzir deslocamento vertical normal.

Um algoritmo é proposto para solução do problema de cadeia fechada da fase de suporte duplo e permite incluir molas com amortecimento. O autor reconhece que também poderia ser incluído o efeito do impacto do calcanhar no solo.

4.3 Hu, Lin, Abel, Allaire – 2004

Hu et al. (2004) apresentam um modelo com nove graus de liberdade, o qual se movimento a partir de torques aplicados nos nós, sendo as equações de movimento obtidas pela formulação de Newton-Euler. A principal dificuldade na modelagem relatada pelos autores foi eliminar as variáveis redundantes e trabalhar com as restrições

através da caracterização da força de reação do solo. Por fim, as equações são ajustadas de forma que se possa ter uma relação direta entre os “*inputs*” e os estados, sendo possível fazer verificações através da dinâmica direta e indireta.

Esse trabalho engloba o estudo tanto da fase de apoio simples, como da fase de suporte duplo. Os autores explicam que a grande dificuldade na modelagem vem da fase de suporte duplo, principalmente no que tange à definição e uso das restrições. Por esse motivo, os autores dedicam boa parte do estudo às restrições, como ilustrado no título do artigo: “*Human Gait Modeling: Dealing with Holonomic Constraints*”.

O sistema discreto engloba as duas coxas, as duas canelas e os dois pés, sendo cada pé dividido em dois segmentos, os dedos e o retropé. O tronco foi modelado um único elemento. A Figura 4.5 mostra o modelo com os respectivos graus de liberdade.

O pé da perna em balanço não possui grau de liberdade (θ_9), já que durante a fase de apoio simples, o dedo do pé da perna em balanço não afeta os outros segmentos e durante a fase de duplo suporte, o pé da frente (proveniente da perna em balanço) está praticamente reto. Por esses motivos, o trabalho propõe que o pé da perna em balanço seja considerado como um único segmento (θ_8).

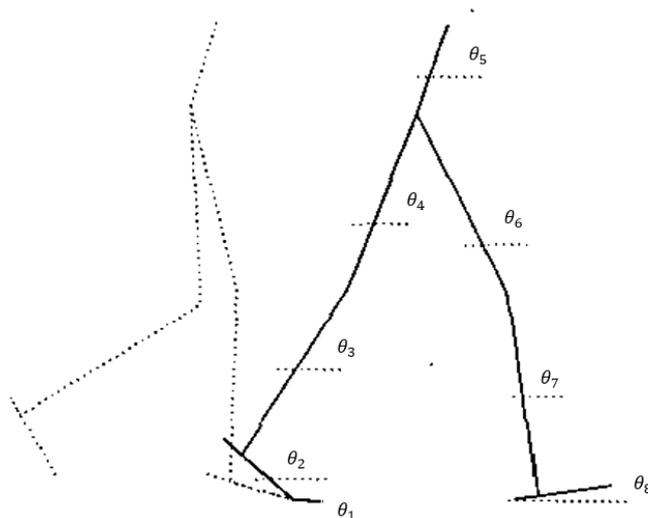


Figura 4.5 - Modelo de nove elementos proposto por Hu et al. (2004)

O detalhe de como o pé é modelado ainda não está unificado na literatura. Os autores consideram que o pé não está fixo no solo, existindo um movimento relativo

pequeno, entretanto a aceleração é significativa. Levando esse fato em consideração, foi proposto no trabalho hipóteses para que se possa considerar tal movimento relativo.

Por conta do deslizamento entre o pé e o solo, foi proposta uma força de superfície, ou uma parcela horizontal da força reação do solo (F_{g1x} e F_{g8x}) que age no primeiro e no oitavo segmento, que são proporcionais à parcela vertical da força de reação do solo (F_{g1y} e F_{g8y}), atuantes nos mesmo segmentos. Também foi considerado que essas parcelas horizontais dependem da velocidade de deslizamento, sendo dadas por:

$$F_{g1x} = k_t(\dot{x}_t)F_{g1y}$$

$$F_{g8x} = k_h(\dot{x}_h)F_{g8y}$$

onde, \dot{x}_t é a velocidade de deslizamento para trás no dedo da perna de trás e \dot{x}_h é a velocidade de deslizamento para frente do calcanhar da perna frontal. Os estudos indicam que essa relação pode ser obtida através de dados experimentais.

Cinco cenários foram definidos para o ciclo do caminhar, dois para a fase de suporte simples e três para a fase de suporte duplo, os quais foram classificados em termos do movimento relativo entre o pé o solo. Na fase de simples apoio, ocorre quando $\dot{x}_t = \ddot{x}_t = 0$, esse é o caso mais simples de todo o ciclo do andar. No segundo caso, tem-se a restrição $\dot{x}_t < 0$. Na fase de duplo suporte, tem-se que $\dot{x}_t = \dot{x}_h = 0$. Os autores também consideraram as restrições $\dot{x}_t < 0$ e $\dot{x}_h > 0$. Por fim, o terceiro caso ocorre quando $\dot{x}_t < 0$ e $\dot{x}_h = 0$. O trabalho detalha as equações em forma matricial de cada caso, eliminando as variáveis redundantes e colocando de forma a ter uma relação dinâmica limpa entre os “inputs” e estados. Os torques nos nós são os “inputs” e os estados são θ e x_t , porém a melhor escolha para variável de estado depende de cada caso.

Após definidas as equações de movimento para cada fase e feitas as devidas considerações relativas às restrições, o modelo foi validado através da coleta de dados cinemáticos por sistema de captura.

Inicialmente, os autores alimentaram o modelo com os “inputs” calculados pelo método da dinâmica inversa, em seguida, alteraram as entradas e observaram como os

resultados iam se alterando. Os resultados obtidos pela dinâmica direta, mostravam ser mais complicados do que parecem, pois na fase de apoio simples, o modelo mostra instabilidade. Já em relação à fase de duplo suporte, a mudança de torques pode resultar em saídas sem significado físico, como rotações nodais absurdas.

Durante a fase de apoio simples, o trabalho faz um paralelo com um pêndulo invertido, onde a gravidade produz a instabilidade do modelo. Dessa forma, quanto menor o efeito da gravidade, menor a instabilidade. Utilizando $g = 9,8 \text{ m/s}^2$, os autores mostram que os torques calculados pela dinâmica inversa e os obtidos pela dinâmica direta divergem após 0,1s de simulação.

Durante a fase de suporte duplo, o mesmo procedimento foi realizado, alimentou-se o procedimento de dinâmica direta com os resultados dos torques obtidos pela dinâmica inversa, dessa maneira obteve-se resultados idênticos, com os mesmos ângulos medidos. Isso mostrou que a fase de suporte duplo é muito mais estável que a fase em balanço.

4.4 Lei Ren, Richard K. Jones, David Howard - 2007

Ren et al. (2007) em seu trabalho intitulado “*Predictive modelling of human walking over a complete gait cycle*”, abordaram a caminhada normal do corpo humano no plano sagital, por meio de um modelo de link e nós, fazendo uso da dinâmica inversa e aplicando condições de restrições.

Este trabalho envolve todo o ciclo do movimento. É considerado que o segmento do pé pode girar livremente durante a fase de apoio, ao invés de permanecer plano sobre o piso, além disso eles não predefinem ou impõem restrições de trajetória para o movimento do segmento.

São considerados três parâmetros iniciais para predizer o movimento e os torques atuantes nos nós: velocidade média do caminhar ($V_a = 1,5 \text{ m/s}$), tempo do ciclo ($T_c = 1 \text{ s}$) e duração da fase de apoio duplo (0,18 s).

Seu modelo é composto por sete segmentos e sete graus de liberdade. Os ângulos foram definidos de acordo com o eixo-X e foram utilizados para descrever a

orientação e posição de cada segmento em relação a algum referencial global. Além disso, foram aplicados torques provenientes da força muscular em cada nó.

O pé foi modelado como um corpo rígido, com a superfície plantar curva, de modo que não há deslizamento durante o apoio. Também foi inserido um grau de liberdade no metatarso, ou seja, o ângulo que o eixo de ligação do nó do calcanhar com o do metatarso faz com a horizontal. Através de dados de laboratório, os autores utilizaram uma série de Fourier com três termos para aproximar a forma da superfície curva do pé.

A Figura 4.6a ilustra o modelo discreto utilizado pelos autores e seus respectivos graus de liberdade, enquanto a Figura 4.6b traz em detalhes o modelo de pé utilizado durante o processo de rolamento, que se inicia quando o calcanhar toca o solo e acaba quando a ponta dos dedos deixam o solo.

Os autores resolvem as equações dos segmentos através do procedimento recursivo de Newton-Euler, próprio para problemas de dinâmica inversa. Porém, durante a fase de cadeia fechada um artifício é utilizado no qual se assume que as forças de reação do solo se transferem de um pé para outro de maneira linear, primeiro foi calculada a reação para cada pé durante a fase de cadeia aberta, e só então foi feita a transferência linear na fase de cadeia fechada. Essa aproximação se mostrou coerente com os resultados de laboratório apresentados por Winter.

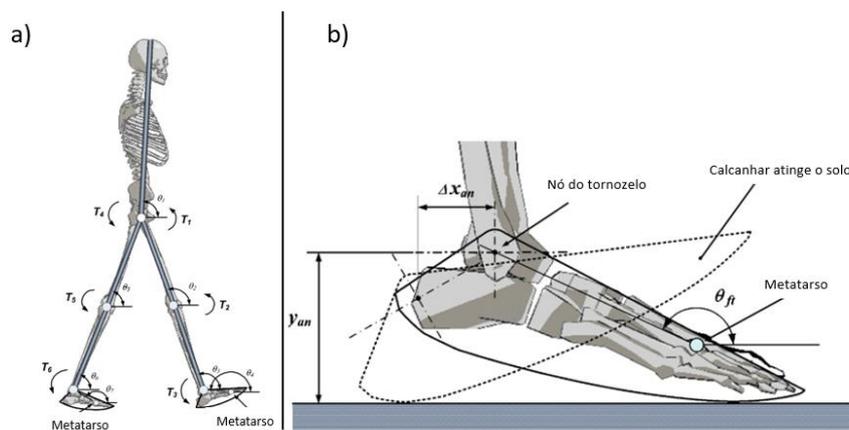


Figura 4.6 - a) Modelo proposto por Ren et al. (2007) e seus respectivos graus de liberdade e torques gerados pelos músculos. b) Modelo do pé com o seu formato curvo de rolamento no momento em que o calcanhar atinge o chão.

O critério de otimização estabelece que o movimento de marcha realiza o menor trabalho possível e, ao mesmo tempo, os parâmetros iniciais e que e as condições de restrição devem ser satisfeitas. As restrições são dadas por:

- 1) Restrições do movimento dos elementos:

$$0 \leq \theta_i(t) \leq \pi, t \in [0, T_c]$$

onde T_c é o tempo de ciclo do caminhar

- 2) Restrições do movimento dos nós:

$$\theta_{min}^{(1)} \leq \theta_2(t) - \theta_3(t) \leq \theta_{max}^{(1)}, \theta_{min}^{(2)} \leq \theta_4(t) - \theta_3(t) \leq \theta_{max}^{(2)}, t \in [0, T_c]$$

- 3) Restrições Cinemáticas

$y_{pe}(t) > 0$ para o pé que está movimento e $y_{pe}(t) = 0$ para o pé de apoio, onde $y_{pe}(t)$ é o ponto mais baixo do pé.

- 4) Restrições Cinéticas

$F_y(t) > 0$ e $-\mu_x < F_x(t)/F_y(t) < \mu_x$ para o pé de apoio, onde μ_x é o coeficiente de atrito entre o pé e o solo.

- 5) Constante do tamanho da passada

$$x_{an}(T_c) - x_{an}(0) = V_a \cdot T_c$$

A partir das restrições impostas, das equações de movimento e do processo de otimização por meio da energia mínima necessária, foi calculado o movimento do corpo. Os resultados encontrados foram compatíveis com os resultados obtidos em laboratório. A força de reação do solo apresentou um resultado relativamente bom, havendo, entretanto, uma flutuação não esperada. O custo energético está mais atrelado ao movimento dos membros inferiores, podendo ser confirmado através dos dados medidos, que foram melhores que os do movimento do tronco. O movimento dos membros superiores foi, em geral, superior aos dados medidos, uma vez que não foram modelados a pélvis e os braços. Também é relatado que a cabeça se move de maneira mais suave que os ombros e a pélvis, provavelmente para evitar um distúrbio muito

grande da vista e do sistema vestibular. Assim, uma minimização do movimento da cabeça deve ter prioridade sobre o custo energético que foi imposto no modelo.

Por fim, o trabalho ressalta que as diferenças entre os valores experimentais e os computados são causadas por conta da limitação do modelo de segmentos e nós, principalmente por conta de o movimento ser apenas no plano sagital e não haver modelagem da pélvis e dos braços. A rotação transversal da pélvis aumenta o tamanho da passada, reduzindo o esforço na coxa, além disso a inclinação da pélvis diminui e suaviza a trajetória do centro de massa do corpo.

4.5 Quadro resumo de trabalhos anteriores

As principais características e objetivos encontrados em cada um dos trabalhos mostrados acima são encontrados na Tabela 4.1.

Tabela 4.1 Resumo de alguns modelos previamente propostos na literatura

Autor	Características	Principal Objetivo
Winter e Onyshko (1980)	6 graus de liberdade, dinâmica direta e fases de suporte simples e duplo	Desenvolvimento das equações de movimento e determinação manual dos valores de momento para encontrar resultados cinemáticos satisfatórios.
Pandy and Berme (1988a)	Dinâmica Inversa, fases de suporte simples e duplo	Dividir o ciclo do andar em três fases distintas. É proposto para cada divisão um modelo diferente e juntamente um modo de analisar cada modelo.
Hu et al. (2004)	9 graus de liberdade, dinâmica direta e inversa, fases de suporte simples e duplo	Propor equações para simular o contato pé/solo. Encontrar a equação de movimento para o modelo proposto e avaliar a diferença de resultados, quando aplicado o método de dinâmica direta e inversa.
Ren et al. (2007)	7 graus de liberdade, dinâmica inversa e fases de suporte simples e duplo	Encontrar o movimento descrito por meio de otimização, buscando reduzir o gasto energético expendido. Validação feita com os resultados de laboratório.

5 Formulação geral da equação de movimento

As equações de movimento para um sistema de n graus de liberdade em cadeia com cada nó conectando apenas dois segmentos podem ser obtidas considerando um segmento rígido genérico de comprimento l_i , localizado entre os nós i e $i + 1$, com a posição do centro de gravidade definida pelas distâncias distância d_i e h_i medidas em coordenadas locais com origem no nó i , como mostra a Figura 5.1. O elemento está inclinado de um ângulo θ_i com relação ao eixo global vertical, como ilustra a Figura 5.1.

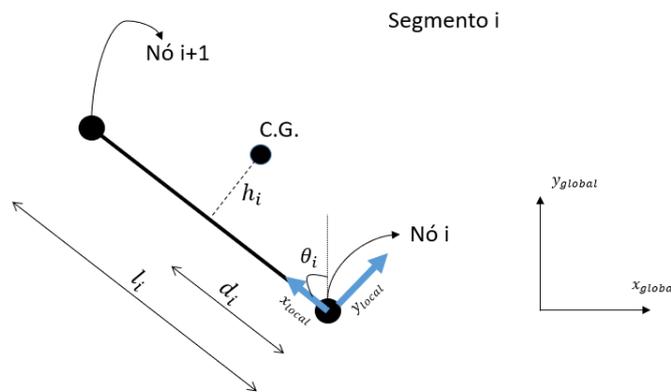


Figura 5.1 - Modelo do segmento e seu centro de gravidade (C.G.)

Em geral, o centro de massa de cada segmento está sobre o próprio segmento. A distância h_i é usada apenas na ligação das duas pernas com o CBT que é modelada através de um segmento horizontal muito pequeno onde esse h_j é a altura do centro de gravidade do CBT em relação ao quadril, como ilustrado na Figura 5.2.

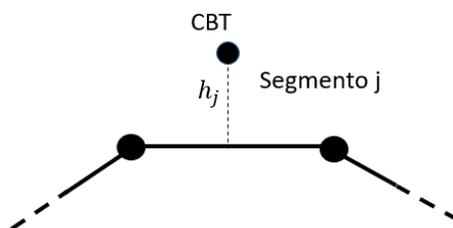


Figura 5.2 - Representação da ligação do CBT com as pernas

As equações de movimento são obtidas através da formulação de Lagrange, uma vez que, por meio dela, é possível contornar o problema de a força de reação do solo ser

desconhecida. O primeiro passo consiste em definir os vetores posição do centro de massa dos segmentos \mathbf{x} e \mathbf{y} em coordenadas globais com origem definida no nó do primeiro grau de liberdade, sendo estes dados por:

$$\mathbf{x} = \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ \vdots \\ x_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -d_1 & 0 & 0 & \cdots & 0 \\ -l_1 & -d_2 & 0 & \cdots & 0 \\ -l_1 & -l_2 & -d_3 & \cdots & 0 \\ -l_1 & -l_2 & -l_3 & \ddots & 0 \\ -l_1 & -l_2 & -l_3 & \cdots & -d_n \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \text{sen } \theta_1 \\ \text{sen } \theta_2 \\ \text{sen } \theta_3 \\ \vdots \\ \text{sen } \theta_n \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} e_1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & e_2 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & e_3 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \ddots & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & e_n \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \theta_1 \\ \cos \theta_2 \\ \cos \theta_3 \\ \vdots \\ \cos \theta_n \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

$$\mathbf{y} = \begin{bmatrix} y_1 \\ y_2 \\ y_3 \\ \vdots \\ y_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} d_1 & 0 & 0 & \cdots & 0 \\ l_1 & d_2 & 0 & \cdots & 0 \\ l_1 & l_2 & d_3 & \cdots & 0 \\ l_1 & l_2 & l_3 & \ddots & 0 \\ l_1 & l_2 & l_3 & \cdots & d_n \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \theta_1 \\ \cos \theta_2 \\ \cos \theta_3 \\ \vdots \\ \cos \theta_n \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} e_1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & e_2 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & e_3 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \ddots & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & e_n \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \text{sen } \theta_1 \\ \text{sen } \theta_2 \\ \text{sen } \theta_3 \\ \vdots \\ \text{sen } \theta_n \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

Com o objetivo de usar uma notação matricial, define-se \mathbf{A} como a matriz que multiplica o vetor $\mathbf{sen}(\boldsymbol{\theta})$ e \mathbf{B} como a matriz diagonal que multiplica $\mathbf{cos}(\boldsymbol{\theta})$. Assim, tem-se

$$\mathbf{x} = \mathbf{A} \cdot \mathbf{sen}(\boldsymbol{\theta}) + \mathbf{B} \cdot \mathbf{cos}(\boldsymbol{\theta}) \quad (3.3)$$

$$\mathbf{y} = -\mathbf{A} \cdot \mathbf{cos}(\boldsymbol{\theta}) + \mathbf{B} \cdot \mathbf{sen}(\boldsymbol{\theta}) \quad (3.4)$$

Para encontrar o vetor velocidade do centro de gravidade de cada segmento, derivam-se os vetores deslocamento com relação ao tempo e obtém-se seu produto escalar, resultando na expressão $\mathbf{v}^2 = \dot{\mathbf{x}}^2 + \dot{\mathbf{y}}^2$. Considerando a inércia a translação e inércia a rotação de cada segmento, tem-se que a energia cinética é dada por

$$T = \frac{1}{2} \mathbf{v}^T \mathbf{M} \mathbf{v} + \frac{1}{2} \dot{\boldsymbol{\theta}}^T \mathbf{I} \dot{\boldsymbol{\theta}} \quad (3.5)$$

onde \mathbf{M} é uma matriz diagonal $\text{diag} \{m_1, m_2, m_3, \dots, m_n\} \in \mathbf{R}^{n \times n}$, sendo m_i a massa do segmento i , e \mathbf{I} é uma matriz diagonal $\text{diag} \{I_1, I_2, I_3, \dots, I_n\} \in \mathbf{R}^{n \times n}$, sendo I_i é o momento de inércia do i -ésimo segmento em relação ao nó i . A energia potencial, por sua vez, é expressa por

$$V = -\mathbf{g}^T \mathbf{M} \mathbf{y} \quad (3.6)$$

Considerando a formulação apresentada no item 2.1.3, é possível escrever o sistema de equações de movimento (1.3) na forma matricial

$$\mathbf{H} \ddot{\boldsymbol{\theta}} = \mathbf{f} \quad (3.7)$$

onde

$$\mathbf{H} = \mathbf{C} \cdot \mathbf{F}_1 \cdot \mathbf{C} + \mathbf{S} \cdot \mathbf{F}_1 \cdot \mathbf{S} - \mathbf{S} \cdot \mathbf{F}_2 \cdot \mathbf{C} + \mathbf{C} \cdot \mathbf{F}_2 \cdot \mathbf{S} + \mathbf{I} \quad (3.8)$$

Na equação (3.8) \mathbf{C} e \mathbf{S} são matrizes diagonais dadas por

$$\mathbf{C} = \text{diag} \{ \cos(\theta_1), \cos(\theta_2), \cos(\theta_3), \dots, \cos(\theta_n) \} \in \mathbf{R}^{n \times n} \quad (3.9)$$

$$\mathbf{S} = \text{diag} \{ \text{sen}(\theta_1), \text{sen}(\theta_2), \text{sen}(\theta_3), \dots, \text{sen}(\theta_n) \} \in \mathbf{R}^{n \times n} \quad (3.10)$$

As matrizes \mathbf{F}_i são definidas como

$$\mathbf{F}_1 = \mathbf{A}^T \cdot \mathbf{M} \cdot \mathbf{A} + \mathbf{B}^T \cdot \mathbf{M} \cdot \mathbf{B} \quad (3.11)$$

$$\mathbf{F}_2 = \mathbf{B}^T \cdot \mathbf{M} \cdot \mathbf{A} - \mathbf{A}^T \cdot \mathbf{M} \cdot \mathbf{B} \quad (3.12)$$

Por fim, o vetor \mathbf{f} é dado por

$$\mathbf{f} = -(\mathbf{C} \cdot \mathbf{F}_1 \cdot \mathbf{S} - \mathbf{S} \cdot \mathbf{F}_1 \cdot \mathbf{C} - \mathbf{C} \cdot \mathbf{F}_2 \cdot \mathbf{C} + \mathbf{S} \cdot \mathbf{F}_2 \cdot \mathbf{S}) \cdot \dot{\boldsymbol{\theta}}^2 - \mathbf{S} \cdot \mathbf{A}^T \cdot \mathbf{M} \cdot \mathbf{g} - \mathbf{C} \cdot \mathbf{B} \cdot \mathbf{M} \cdot \mathbf{g} + \mathbf{D} \boldsymbol{\tau} \quad (3.13)$$

onde

$$\mathbf{g} = \begin{bmatrix} g \\ g \\ \vdots \\ g \end{bmatrix} \in \mathbf{R}^{n \times 1}, \quad \mathbf{D} = \begin{bmatrix} 1 & -1 & 0 & 0 & \cdots & 0 \\ 0 & 1 & -1 & 0 & \cdots & 0 \\ 0 & 0 & 1 & -1 & \cdots & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \ddots & \vdots \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & -1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \in \mathbf{R}^{n \times n} \quad \boldsymbol{\tau} = \begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \\ \tau_3 \\ \vdots \\ \tau_{n-1} \\ \tau_n \end{bmatrix} \in \mathbf{R}^{n \times 1},$$

$$\dot{\boldsymbol{\theta}}^2 = \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1^2 \\ \dot{\theta}_2^2 \\ \dot{\theta}_3^2 \\ \vdots \\ \dot{\theta}_n^2 \end{bmatrix} \in \mathbf{R}^{n \times 1}, \text{ sendo } \tau_i \text{ é o momento aplicado no nó } i.$$

A força de reação do solo é importante para a análise do movimento de marcha e em aplicações estruturais, especialmente a vertical que possui influência direta na variação vertical do CG do sistema. Na fase de apoio simples as FRS podem ser obtidas através das expressões

$$\begin{aligned} F_x(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \ddot{\mathbf{q}}) &= m_t \ddot{x}_{CG}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \ddot{\mathbf{q}}) \\ F_y(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \ddot{\mathbf{q}}) &= m_t (\ddot{y}_{CG}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \ddot{\mathbf{q}}) + g) \end{aligned} \quad (3.14)$$

onde F_x e F_y são, respectivamente, a força de reação horizontal e vertical, \ddot{x}_{CG} e \ddot{y}_{CG} são as acelerações lineares do centro de gravidade do sistema e m_t , a massa total. Essas acelerações podem ser encontradas pela segunda derivada da posição do CG dada por

$$\begin{aligned} x_{CG} &= \frac{1}{m_t} [m_1 \quad m_2 \quad m_3 \quad \cdots \quad m_n] \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ \vdots \\ x_n \end{bmatrix} \\ y_{CG} &= \frac{1}{m_t} [m_1 \quad m_2 \quad m_3 \quad \cdots \quad m_n] \begin{bmatrix} y_1 \\ y_2 \\ y_3 \\ \vdots \\ y_n \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (3.15)$$

6 Investigação dos determinantes do caminhar humano

O propósito desse capítulo é validar o uso de modelos simplificados como uma aproximação do sistema muscular-esquelético, além de verificar alguns determinantes do caminhar proposto por Saunders (1953), especialmente aqueles que se aplicam à marcha em duas dimensões. Inicialmente considera-se um pêndulo invertido, com segmentos rígidos e nós rotulados, simulando apenas a perna de apoio, durante a fase de suporte simples (McGrath et al., 2015b), (McGrath et al., 2017), (Buczek et al., 2006).

A análise tem por base os trabalhos de McGrath et al. (2015a) e Chao & Rim (1973) que fazem uso de otimização de variáveis para reproduzir os dados experimentais de laboratório. Como o método de otimização global não necessariamente encontra o menor resultado possível, essa análise servirá como confirmação dos resultados de McGrath et al. (2015a), acrescentado um modelo simplificado de mola-amortecido com um pé circular. Cada modelo é aperfeiçoamento do anterior. Após simular um pêndulo simples invertido, é acrescentado um momento no quadril, de modo que se possa entender o efeito dos músculos extensores no quadril. São adicionados, a partir de então, um joelho e um pé (para que o seja possível simular o levantar do calcanhar).

Por fim, o modelo é novamente simplificado para um pêndulo invertido com CBT, porém sendo este substituído por um sistema massa-mola, como proposto por Pandy e Berme (1988) e McPhee et al. (2011). A utilização de mola, entretanto, é comumente utilizada para modelos de corrida (Blickhan, 1989). A proposta é tentar aproximar os resultados do andar humano obtidos em laboratório para o modelo com mola-amortecida com atuador (Ankarali et al., 2012).

Os principais dados comparados são as forças de reação do solo vertical e horizontal. Tais forças servem para verificar a qualidade dos resultados do modelo, uma vez que as FRS são um bom indicativo de quão realista e natural é a resposta de uma simulação (Abdel-Malek & Arora, 2013).

A perna em balanço possui um acoplamento fraco a partir do início da fase de apoio até a fase de apoio médio (Pandy & Berme, 1988b), não influenciando de maneira significativa a força de reação do solo. Por outro lado, a partir do momento em que o calcanhar começa a perder contato com o solo, o acoplamento da perna em balanço

começa a se mostrar mais evidente. Logo, qualquer momento aplicado para desacelerar essa perna, afeta o outro segmento de apoio (Pandy & Berme, 1988b). Entretanto, a perna em balanço não é adicionada ao modelo.

Os dados antropométricos são baseados em uma pessoa de 80 kg e com 1,80 m de altura. Para dados dos segmentos, são utilizadas as fórmulas presentes no livro do Winter (2009), que já foram apresentadas no item 3.3.

As equações de movimento são desenvolvidas através da formulação de Euler-Lagrange a partir da equação (3.7), sendo estas resolvidas utilizando o método do Runge-Kutta de 4º ordem.

Para todos os casos, a velocidade anterior-posterior do CBT é definida como 1,4 m/s com um tempo de ciclo de 0,9 s. A duração percentual da fase de apoio simples no ciclo é de aproximadamente 40% (Vaughan et al., 1999), logo a simulação ocorre em um intervalo de 0,36 s, com um passo de integração de 0,001 s.

Ao adicionar os nós equivalentes ao joelho e pé, são utilizados momentos otimizados de maneira que se minimize a diferença entre a resposta gerada pelo modelo numérico e os dados experimentais extraídos de Winter (2009). Para isso, utiliza-se o algoritmo de otimização *GlobalSearch* do *MatLab*®. A função objetivo *CF* é definida como o somatório da raiz do erro quadrático médio ponderado para cada membro.

$$RMS_i = \frac{\sum_t \sqrt{\sum \left(\frac{\theta_{mod,t} - \theta_{lab,t}}{\sigma_{lab}} \right)^2}}{S} \quad (4.1)$$

$$CF = \sum_{i=1}^n RMS_i \quad (4.2)$$

onde $\theta_{mod,t}$ é o valor esperado proveniente das equações de movimento para cada instante de tempo t , $\theta_{lab,t}$ é o valor medido em laboratório, S é o número de resultados que são comparados, n é o número de segmentos e σ_{lab} é o desvio padrão obtido experimentalmente para cada instante de tempo.

O objetivo é minimizar o valor de CF, ou seja, tentar encontrar os melhores perfis de momento que façam com que os deslocamentos angulares se aproximem satisfatoriamente das curvas experimentais. São selecionados como resultados iniciais de entrada, 21 momentos extraídos do livro de Winter para a fase de apoio simples, porém a integração é feita a cada 0,001 segundos, o que resulta em 360 passos de integração. Para encontrar os momentos em cada instante de tempo da integração numérica, é utilizado o procedimento de interpolação usando *splines*, o que permite continuidade e diferenciabilidade dos resultados obtidos (Chapra & Canale, 2008).

6.1 Modelo 1 - Pêndulo invertido

O modelo pêndulo invertido incorpora toda a massa em um único ponto, sem nenhuma outra modificação. As massas da cabeça, braços, tronco e perna de balanço são modeladas como uma massa concentrada na ponta do pêndulo (m_2), enquanto a massa da perna de apoio (m_1) está posicionada sobre o próprio pêndulo a uma distância d do ponto de rotação, como ilustra a Figura 6.1, onde l é o comprimento total pêndulo. Os resultados para momento de inércia I_1 e I_2 são calculados utilizando os dados de cada membro (Winter, 2009). A Tabela 6.1 mostra os resultados de massa, tamanho do segmento, distância ao centro de gravidade e momento de inércia utilizados na análise

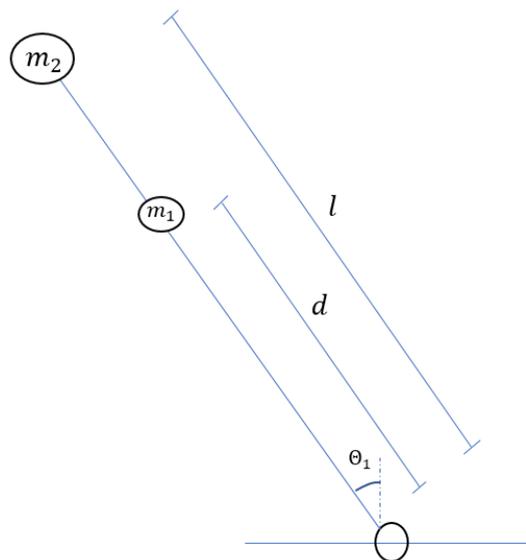


Figura 6.1 - Modelo de Pêndulo Invertido simples

Tabela 6.1 - Tabela com os resultados antropométricos para o modelo do pêndulo invertido

i	m(kg)	d(m)	l(m)	I(kg.m ²)
1	12.88	0.53	0.95	1.25
2	67.12	0	0	18.53

O ângulo inicial $\theta_0 = 0,3056$ rad é calculado através da relação $\sin^{-1}(-X_{quadril}/Y_{quadril})$, onde $X_{quadril}$ é a posição horizontal do quadril em relação ao ponto de contato da perna com o chão e $Y_{quadril}$ é posição vertical do quadril em relação a este mesmo ponto. A velocidade angular inicial ω_0 é calculada através da relação geométrica $\omega = -\frac{v}{l \cdot \cos(\theta_0)}$, resultando em $\omega_0 = -1.545$ rad/s.

6.2 Modelo 2 - Adição do CBT

A seguir considera-se um pêndulo duplo (2 graus de liberdade), adicionando-se ao pêndulo invertido um segundo segmento relativo ao conjunto cabeça, braço e tronco (CBT). Com isso é necessário incorporar os músculos extensor-flexores do quadril, que são simulados por meio de um momento no nó. Dessa maneira, é possível analisar o efeito da inclinação da pélvis, ou seja, o segundo determinante de Saunders (1953). A Figura 6.2 ilustra o modelo. A massa concentrada m_2 relativa à perna em balanço mais CBT, que antes estava localizada na ponta oposta ao pivô do pêndulo, agora, está sobre o novo segmento.

Os resultados para dados antropométricos são calculados através do mesmo processo utilizado para o pêndulo simples. Neste caso, a distância d_2 , que representa o afastamento proximal da massa m_2 , é o centro de gravidade de cada massa pontual dos elementos que são contabilizados na soma de m_2 . A Tabela 6.2 mostra os dados para esse modelo.

Tabela 6.2 - Tabela com os resultados antropométricos para o modelo do pêndulo duplo invertido com quadril

i	m(kg)	d(m)	l(m)	I(kg.m ²)
1	12.88	0.53	0.95	1.25
2	67.12	0.32	0.85	18.53

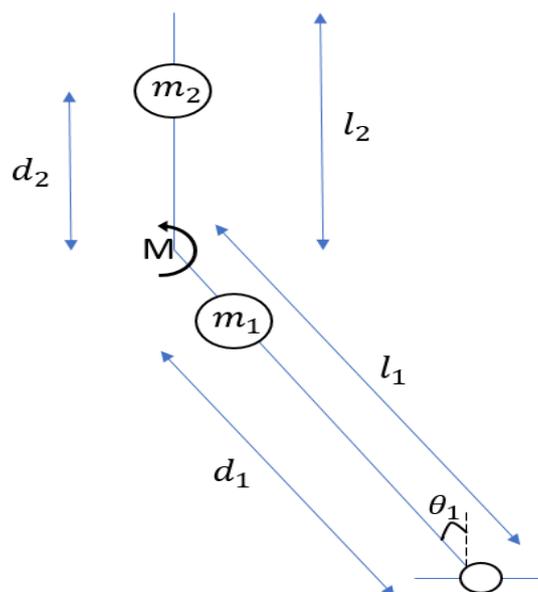


Figura 6.2 - Pêndulo Duplo com momento atuador

As equações dinâmicas para as coordenadas generalizadas θ_1 (ângulo que a perna faz com a vertical) e θ_2 (ângulo que o CBT faz com a vertical) são encontradas através da formulação de Lagrange. Neste caso, ao calcular o Lagrangiano, é necessário inserir o trabalho produzido pelo momento no quadril.

O momento (M) no nó que liga o segmento 1 e 2 é aplicado de tal maneira que o segmento 2 tenha aceleração angular $\ddot{\theta}_2$ nula durante toda a fase de apoio simples. Logo, é possível tratar o momento M como mais uma variável. Além disso, a restrição $\ddot{\theta}_2 = 0$ é adicionada ao conjunto de EDOs, resultando em

$$\begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \\ 0 & 1 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \ddot{\theta}_1 \\ \ddot{\theta}_2 \\ M \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} b_1 \\ b_2 \\ b_3 \\ b_4 \end{pmatrix} \quad (4.3)$$

Como condições iniciais, considera-se que $\theta_2 = \dot{\theta}_2 = 0$. Para o segmento que simula a perna, são usados os mesmos resultados iniciais de θ_1 e $\dot{\theta}_1$ do modelo 1.

6.3 Modelo 3 - Adição do CBT e Joelho

Para simular a adição do joelho, acrescenta-se ao modelo mais um grau de liberdade e o torque associado ao joelho. Assim é possível investigar como essa adição influencia as forças de reação do solo (terceiro determinante de Saunders). O modelo conta com 3 graus de liberdade e dois momentos atuadores são mostrados na Figura 6.3. Espera-se que o joelho contribua principalmente para o primeiro pico da força vertical de reação do solo (Pandy & Berme, 1988b), (McGrath et al., 2015a), uma vez que o joelho produz uma onda de potência K1 durante 15% do tempo de marcha (Winter, 1987), momento aproximado do primeiro pico da força vertical. Os dados antropológicos de Winter são mostrados na Tabela 6.3.

Tabela 6.3 – Tabela com dados antropológicos para o modelo com joelho

i	m(kg)	d(m)	l(m)	I(kg.m ²)
1	4.88	0.201	0.51	0.22
2	8	0.233	0.41	0.14
3	67.12	0.32	0.9	13.375

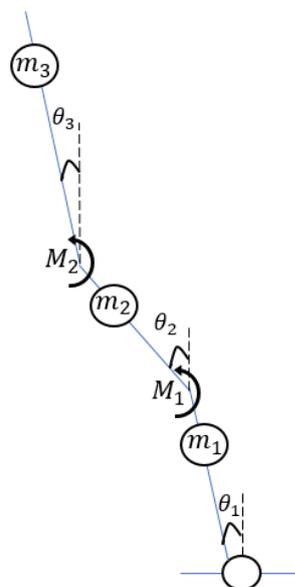


Figura 6.3 - Modelo Pêndulo Invertido com Joelho e momentos atuadores

Para este modelo, impõe-se que o protótipo segue o movimento real da perna de apoio. Com o propósito de que as rotinas de otimização produzam resultados plausíveis, é preciso considerar uma penalidade com o propósito de evitar a hiperextensão do joelho. Para isso, se em algum instante, o ângulo da tíbia for maior que o ângulo do fêmur, um fator de 9999 é adicionado ao erro quadrático médio. Ao total, o modelo possui 46 variáveis de otimização, sendo 42 relativa aos momentos e 4 às condições iniciais.

Como condições iniciais, o ângulo inicial do CBT foi definido como 0° , pois o valor experimental definido para o ângulo do CBT durante todo período de apoio simples foi o valor constante de 0° e com desvio padrão de 5° . Conseqüentemente, a velocidade angular inicial do CBT também é de 0 rad/s . Para os ângulos e velocidades iniciais dos segmentos da tíbia e do fêmur, considera-se que são variáveis de otimização, assim como o momento. As restrições consideradas são o limite superior e inferior das variáveis otimizadas. Para os momentos, o intervalo de resultados é de $\pm 200 \text{ Nm}$ e para os deslocamento e velocidades angulares iniciais, define-se como limites superior e inferior o intervalo $\theta_{0,i} / \omega_{0,i} \pm sdt_{0,i}$, onde $\theta_{0,i}$ e $\omega_{0,i}$ são, respectivamente, o ângulo e velocidade iniciais obtidos em laboratório para o segmento i e $sdt_{0,i}$ o desvio padrão no tempo igual a zero de cada segmento. A Tabela 6.4 mostra os 21 momentos iniciais extraídos do livro do Winter (1987) e utilizados no *GlobalSearch*, lembrando que, para o modelo 3, não se considera momento aplicado ao tornozelo. A Tabela 6.5 traz os resultados iniciais para os ângulos e velocidades angulares, que são os mesmos utilizados para definir o intervalo superior e inferior das respectivas variáveis (Winter, 2009)

Tabela 6.4 - Resultados iniciais dos momentos (Winter, 1987) para o algoritmo GlobalSearch no modelo com joelho

Variáveis Momento (Nm)		
	Joelho	Quadril
1	40,64	-24,4
2	47,44	-19,6
3	49,2	-12,72
4	44,48	-6,72
5	37,52	0
6	28,96	5,12
7	19,52	7,36
8	11,28	7,84
9	4,16	7,36
10	-1,52	6,8
11	-5,6	7,04
12	-9,12	8
13	-11,92	10,4
14	-14,48	13,44
15	-17,36	15,92
16	-19,76	18,48
17	-21,52	21,52
18	-21,6	24,96
19	-18,96	29,12
20	-13,68	32,08
21	-6,96	32,32

Tabela 6.5 - Resultados iniciais dos ângulos e velocidades angulares para o algoritmo GlobalSearch no modelo com joelho

Ângulo (rad) e Velocidade (rad/s)	
$\theta_{0,1}$	0,0663225
$\theta_{0,2}$	0,3071779
$\omega_{0,1}$	-2,6
$\omega_{0,2}$	-0,37

6.4 Modelo 4 - Adição do CBT, joelho e pé

Ao adicionar o pé, é possível testar o mecanismo de joelho e pé que foi definido por Saunders et al. (1953) como o quarto e quinto determinante da marcha. Além disso, o calcanhar gera um pico de potência, como mostrado na Figura 3.5 do capítulo 3, que é responsável pelo segundo pico da força de reação vertical do solo. A modelagem do pé

permite, por conseguinte, simular o movimento em que o calcanhar perde contato com o solo, influenciando o centro de gravidade do corpo. Por exemplo, um sujeito com problema no calcanhar possui um movimento semelhante a um compasso (Pandy & Berme, 1988b).

O modelo do pé é descrito como um triângulo, como proposto por Onyshko & Winter (1980), como mostrado na Figura 6.4. No trabalho original $\alpha = 60,17^\circ$, entretanto para que esse valor seja coerente com os dados obtidos de Winter (1987), considera-se $\alpha = 60,6^\circ$. O valor de β é igual a $55,4^\circ$.

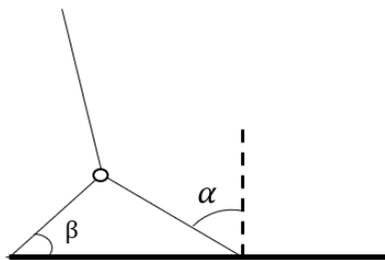


Figura 6.4 - Modelo do Pé baseado em Onyshko & Winter (1980)

O movimento do pé sobre o chão se inicia com o contato do tornozelo com o solo, para então o pé rolar sobre a superfície até chegar o ponto em que o mesmo perde o contato com o solo (Dasgupta & Nakamura, 1999b). Dessa forma, o ponto de aplicação da FRS muda com a progressão da caminhada. Com o objetivo de simular essa variação do CoP (Figura 6.5a), considera-se que o pé está plantado no solo, com a força do solo atuando na ponta do pé. Conseqüentemente um momento deve ser aplicado à ponta do pé (o primeiro grau de liberdade) para compensar essa mudança de posição (Figura 6.5b). Assim, um momento M_1 é aplicado no primeiro grau de liberdade de maneira que $\ddot{\theta}_1 = 0$.

Adicionando esta restrição às equações de movimento, é possível calcular o valor do momento M_1 . Este momento vai diminuindo conforme a marcha progride. Isso significa que a FRS está se movendo em direção à ponta do pé como esperado. No instante em que o valor se torna negativo, a FRS está fora do pé, o que não representa a realidade. Isso implica que, a partir desse momento, não haverá mais momento aplicado

e a força de reação do solo está realmente sendo aplicada na ponta do pé e o mesmo está livre para rotacionar.

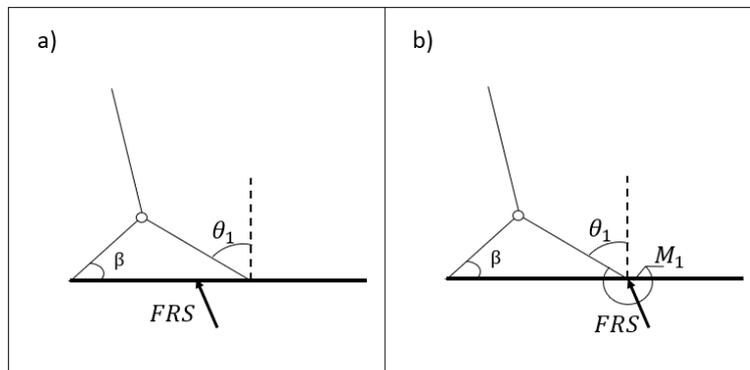


Figura 6.5 - Procedimento para simular o rolamento do pé. A figura (a) representa o ponto de aplicação da FRS em um instante qualquer e a figura (b) representa esse mesmo instante, mas transladando a FRS para a ponta do pé, com a compensação de um momento M_1

O modelo da perna de apoio possui 4 graus de liberdade, sendo que há apenas três nós em que há momento aplicado, pois, o momento no pé ocorre apenas como um artifício (Figura 6.6). A perna em balanço, do mesmo modo que nos modelos anteriores, é considerada junto com a massa do CBT.

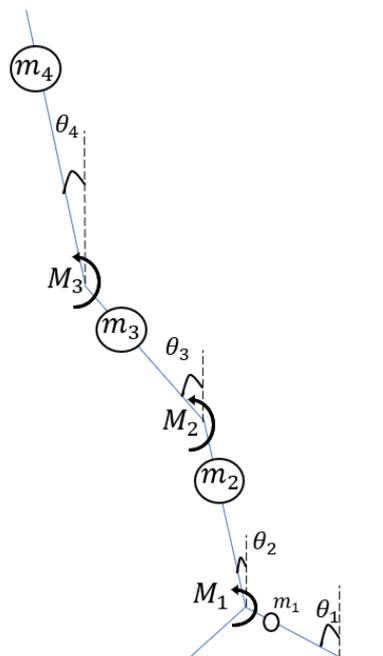


Figura 6.6 - Modelo da perna de apoio com joelho e pé

Como nos modelos anteriores, os segmentos são representados por sua massa m_i e momento de inércia I_i . Os resultados antropométricos deste modelo são apresentados na Tabela 6.6.

Tabela 6.6 - Dados antropométricos do modelo com joelho e pé (Winter, 2009)

i	m(kg)	d(m)	l(m)	l(kg.m ²)
1,00	1,16	0,08	0,15	0,01
2,00	3,72	0,25	0,44	0,06
3,00	8,00	0,23	0,41	0,14
4,00	67,12	0,34	0,90	13,38

Os momentos aplicados nos nós (Figura 6.6) são encontrados pela otimização. O número de variáveis nesse modelo é igual a 67: 63 (21×3) momentos, mais 4 estados iniciais. Existem 8 resultados de condições iniciais, 4 deslocamentos e 4 velocidades iniciais, porém os estados iniciais para o pé e CBT são definidos, não precisando ser otimizados. O pé está plano e sua velocidade inicial é de 0 rad/s, pois o sistema só começa a girar em relação à ponta do pé quando o CoP da FRS atingir o limite do pé. Para o CBT, tanto o deslocamento angular quanto a velocidade angular inicial são nulos, visto que uma das hipóteses é que o torso está na posição vertical e que o modelo procura manter nesta posição durante todo o intervalo de apoio simples.

Encontrar resultados plausíveis para esse modelo se mostrou muito mais complicado que o anterior, visto que, por conta da grande quantidade de variáveis a serem otimizadas, a rotina própria do MATLAB, *GlobalSearch*, não foi capaz de encontrar resultados consistentes. Por conseguinte, à medida que a rotina foi executada, ajustes para guiar o programa foram adicionados. O modelo também necessita de algumas penalizações para prevenir soluções absurdas. Uma penalidade de 9999 é adotada para o CF, equação (4.2), caso o modelo apresente hiperextensão do joelho, ou seja, $\theta_3 - \theta_2 < 0$. Outra penalidade é imposta para evitar que o pé penetre no solo. Assim define-se que, para qualquer instante de tempo, o ângulo θ_1 deve ser maior que o ângulo α . Caso $\theta_1 > \alpha$, adiciona-se 9999 ao CF. A integração numérica trabalha com matrizes inversas e aproximações numéricas e, para este problema do contato, várias soluções viáveis são descartadas por conta das penalidades. Para superar este problema, considera-se uma margem de erro de 0,01 rad, de maneira que se a inequação $\theta_1 - \alpha > 0,01$ (em radiano) for verdadeira, adiciona-se a penalização de 9999 ao CF.

Como os momentos aplicados variam no tempo, precisa-se utilizar 21 variáveis otimizadas para cada momento. O algoritmo *GlobalSearch* as considerou como independentes, não havendo correlação temporal entre elas. Conseqüentemente, por conta da grande quantidade de variáveis, os resultados apresentados para um mesmo momento apresentavam variações grandes; às vezes da ordem de 100 Nm. Para resolver esse problema, limita-se, para um dado instante, a variação entre dois resultados consecutivos a 20 Nm. Isso evitou picos no gráfico do momento, tornando a curva dos momentos aplicados mais suaves, o que se assemelha mais ao que é realizado pelo corpo humano. Após definidas as penalidades, é necessário definir também as restrições. Os deslocamentos iniciais dos graus de liberdade 2 e 3 são limitados a resultados máximos e mínimos baseados no deslocamento inicial de laboratório e desvio padrão relativo a cada valor. Uma análise dos dados experimentais mostra que as velocidades iniciais devem ser negativas. Assim limitou-se os seus resultados ao intervalo $[-\pi, 0]$. Foram também estabelecidos resultados extremos para os momentos com base nos resultados experimentais. Em virtude das simplificações do modelo, resultados de momentos diferentes dos experimentais são necessários para aproximar o deslocamento do sistema ao real experimental. Os resultados limites são prescritos com bastante folga para que os momentos otimizados estejam dentro do intervalo. A Tabela 6.7 traz os resultados utilizados na rotina da otimização. Caso necessário, estes resultados são alterados de modo a se obter o menor CF possível. Os resultados da Tabela 6.7 levam a resultados compatíveis com o movimento da perna de apoio.

Tabela 6.7 - Resultados máximos e mínimos das variáveis otimizadas no modelo com pé e joelho

	limite inferior	limite superior
M_1	-150	10
M_2	-50	70
M_3	-120	120
θ_2	0,0663-0,009	0,0663+0,009
θ_3	0,3071-3*0,01	0,3071+3*0,01
$\omega_{0,2}$	$-\pi$	0
$\omega_{0,3}$	$-\pi$	0

Para iniciar a rotina *GlobalSearch*, ainda é necessário definir os resultados iniciais das variáveis a serem otimizadas, que servirão como ponto inicial para a otimização. Assim como no modelo anterior, os resultados experimentais obtidos por Winter (2009) são utilizados. As Tabela 6.8 e Tabela 6.9 trazem, respectivamente, os resultados iniciais para os momentos e condições iniciais.

Tabela 6.8 - Resultados iniciais para otimização das variáveis momento do modelo com pé e joelho

	Variáveis Momento		
	Tornozelo	Joelho	Quadril
1	-11,44	40,64	-24,4
2	-20,8	47,44	-19,6
3	-29,44	49,2	-12,72
4	-37,52	44,48	-6,72
5	-43,6	37,52	0
6	-48,08	28,96	5,12
7	-52	19,52	7,36
8	-55,36	11,28	7,84
9	-58,88	4,16	7,36
10	-62,4	-1,52	6,8
11	-66	-5,6	7,04
12	-70,48	-9,12	8
13	-76,08	-11,92	10,4
14	-82,96	-14,48	13,44
15	-91,52	-17,36	15,92
16	-100,8	-19,76	18,48
17	-111,04	-21,52	21,52
18	-121,04	-21,6	24,96
19	-128,64	-18,96	29,12
20	-130,24	-13,68	32,08
21	-125,2	-6,96	32,32

Tabela 6.9 - Resultados iniciais para otimização das variáveis condições iniciais do modelo com pé e joelho

Ângulo (rad) e Velocidade (rad/s)	
$\theta_{0,2}$	0,066322512
$\theta_{0,3}$	0,307177948
$\omega_{0,2}$	-2,41
$\omega_{0,3}$	-0,64

Após definir os resultados iniciais, restrições e resultados máximos e mínimos das variáveis e as penalidades do modelo, a rotina foi capaz de obter resultados (histórico do deslocamento) factíveis. Porém a cada resultado apresentado pelo *GlobalSearch*, utilizou-se esses resultados como ponto de partida para uma nova otimização, até que o valor de CF convergisse.

6.5 Modelo 5 – Modelo SLIP

O modelo SLIP é um modelo de pêndulo invertido com mola, amortecimento na extremidade livre (Ankarali et al., 2012).

Pandy e Berme (1988b) utilizaram em seu modelo para perna de apoio um sistema mola-amortecedor (Figura 4.2), durante a parte inicial da fase de apoio simples. Os autores utilizaram a mola apenas durante o período em que o pé permanece plano e o corpo gira ao redor do calcanhar. Esse modelo é replicado aqui, porém considerando toda a fase de apoio simples. O modelo utilizado é o mesmo idealizado por Whittington e Thelen (2009), que inclui pés em forma circular e pernas deformáveis, mas acrescido de amortecimento (Hong et al., 2013).

O modelo com mola, entretanto, é mais apropriado para corrida (Srinivasan & Holmes, 2008), conclusão também encontrada por Ankarali et al. (2012) que sugeriu ainda a adição de um amortecedor e um torque atuante na extremidade. Geyer et al. (2006) utilizaram também este modelo de pêndulo invertido com mola para descrever uma perna durante caminhada e corrida. Aqui se procura verificar se este modelo, considerando a velocidade média experimental de 1,4 m/s, é capaz de reproduzir as reações semelhantes aos obtidos em laboratório para o andar humano, especialmente em relação à reação vertical com o clássico formato de “M”.

O modelo conta com dois segmentos, a perna em apoio e a perna em balanço, entretanto apenas a perna em apoio é mostrada na Figura 6.7, pois considera-se que a perna em balanço, quando desprovida de massa e torques atuantes, durante a fase de apoio simples, não influencia no movimento. Assim, o modelo possui 2 graus de liberdade: comprimento da perna (l_1) e rotação do segmento (θ). É importante destacar que esse comprimento da perna é a distância ao centro de massa do corpo e não o comprimento total da perna.

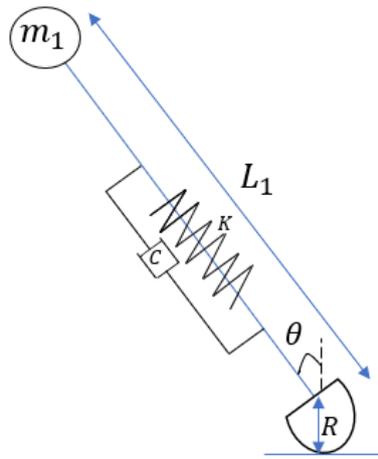


Figura 6.7 - Modelo Mola

O modelo considera um pé com raio R , com capacidade de rolar, o que permite que o centro de pressão da força de reação do solo se desloque naturalmente do calcanhar até o dedo do pé. Com isso, espera-se uma redução da força vertical e anteroposterior, tornando o resultado mais próximo ao da marcha humana (Whittington & Thelen, 2009).

As equações de movimento, obtidas através da formulação Lagrangiana, são dadas por

$$\begin{bmatrix} MR \operatorname{sen}(\theta) & M \\ ML_1^2 + 2ML_1R \cos(\theta) + MR^2 & MR \operatorname{sen}(\theta) \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \ddot{\theta} \\ \ddot{L}_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -MR^2\dot{\theta}^2 \cos(\theta) + ML_1\dot{\theta}^2 + MR\dot{\theta}^2 \cos(\theta) \\ -Mg \cos(\theta) + K(L_0 - L_1) - C\dot{L}_1 \\ -2ML_1\dot{L}_1\dot{\theta} - 3M\dot{L}_1\dot{\theta}R \cos(\theta) + ML_1\dot{\theta}^2 R \operatorname{sen}(\theta) \\ +M\dot{L}_1\dot{\theta}R \cos(\theta) + MgL_1 \operatorname{sen}(\theta) \end{bmatrix} \quad (4.4)$$

O modelo 5 conta com as mesmas características antropométricas do modelo 2, ou seja, o tamanho da reta que liga o centro de massa ao dedo pé (ponto de rotação do corpo em apoio simples) sem deformação é 1,2 m. Considera-se que, nesse caso, a barra não possui inércia e toda a massa do corpo está concentrada no quadril (Whittington & Thelen, 2009).

Dessa maneira, foi utilizada a mesma metodologia anterior para perseguir os resultados experimentais através de sete variáveis a serem otimizadas: as quatro condições iniciais, a constante de deformação da mola, o raio do pé e constante de amortecimento. A posição vertical do centro de gravidade do corpo humano, obtido a partir dos ângulos dos dados da Tabela 6.6, é considerada como referência.

Os resultados máximos e mínimos que as variáveis podem assumir são apresentados na Tabela 6.10, onde o ângulo (θ) e velocidade angular ($\dot{\theta}$) da perna estão, respectivamente, em rad e rad/s, o tamanho inicial do segmento da perna (L_1) e o raio (R) do pé estão em metro, a constante de elástica da mola (K) em kNm, constante de amortecimento (C) está em N.s/m e a velocidade de deformação da mola (\dot{L}_1) em m/s. Estes resultados limites foram obtidos com base na experiência, após algumas simulações serem feitas e observando, se alterando esses intervalos, o valor CF, a ser minimizado, diminuiria.

Tabela 6.10 - Resultados limites para o modelo mola-amortecido

	limite inferior	limite superior
θ	0.24448	0.36672
L_1	0.5	0.95
$\dot{\theta}_1$	0	-3
\dot{L}_1	0	2
K	10	25
R	0	0.5
C	0	5000

O valor do ângulo inicial do segmento foi obtido a partir dos dados experimentais. O comprimento inicial indeformado da perna é 1,2 m. Em relação à velocidade angular do segmento e velocidade de deformação da mola, os resultados de entrada foram calculados considerando a velocidade anterior-posterior de 1,4 m/s e a velocidade de excursão vertical de 0,27 m/s (Figura 6.8). Os dados iniciais de entrada da rotina de otimização são apresentados na Tabela 6.11.

Tabela 6.11 - Resultados Iniciais Variáveis Modelo 5

Valores de Entrada	
θ	0.31
L_1	0.95
$\dot{\theta}_1$	-1.41
\dot{L}_1	0.16
K	20
R	0.30
C	1000

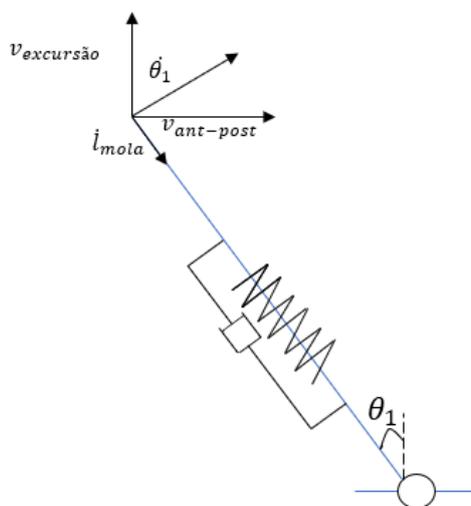


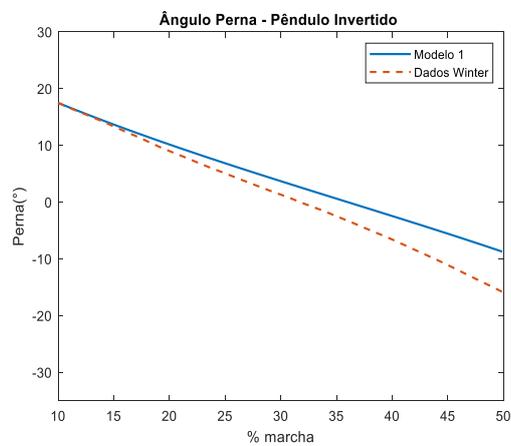
Figura 6.8 - Decomposição da Velocidade Anterior-Posterior e vertical de excursão

6.6 Resultados e discussões

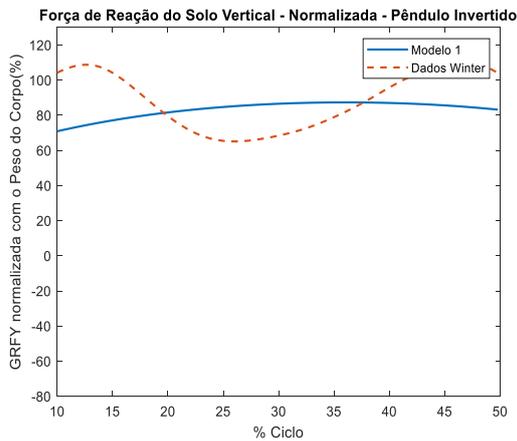
Os principais resultados analisados são os ângulos de cada segmento, momentos nas juntas, velocidade anterior-posterior do nó representativo do quadril e reações do solo. Nos modelos 1, 2 e 5 são apresentados apenas os resultados para os ângulos da perna, já que nos outros modelos a perna foi dividida em fêmur e tíbia. Cada resultado é comparado com os resultados experimentais de Winter (2009), com áreas sombreadas identificando o limite do desvio padrão. O valor médio quadrático da diferença entre o real e o apresentado pelo modelo é comparado também com o resultado apresentado por McGrath et al.(2015a).

O modelo 1, o pêndulo invertido, é o mais simples. Os resultados são apresentados na Figura 6.9, sendo os resultados obtidos representados pela linha cheia e os resultados experimentais pela linha pontilhada. O ângulo da perna apresenta

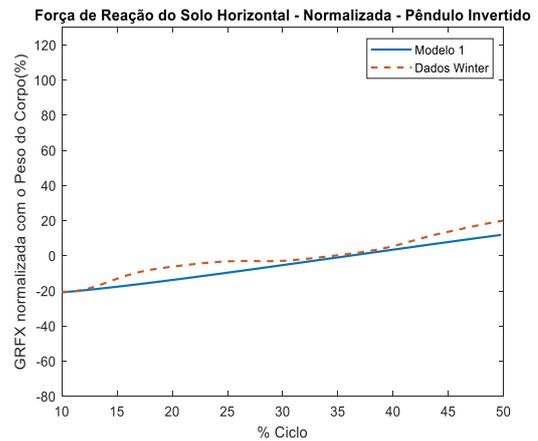
resultado semelhante até 15% do ciclo, que representa a fase de médio apoio. A partir daí os resultados obtidos passam a divergir dos experimentais sendo superiores a estes. Isto pode ser explicado pela fato do tornozelo produzir um pico de força vertical nesse instante (Figura 3.4) e a perna em balanço passa a ficar à frente da perna de apoio, o que traz o centro de gravidade do corpo para frente, acelerando o movimento e, conseqüentemente, aumentando esse ângulo da perna. Por outro lado, a força vertical de reação do solo não pode ser representada por esse modelo, já que a simulação não exhibe o formato característico de “M”. Entretanto, a reação horizontal também uma boa representação assumindo o mesmo valor crescente.



a)



b)



c)

Figura 6.9 - Resultados pêndulo simples para ângulo da perna (a), reações do solo vertical (b) e horizontal (c). Resultados em linha cheio são os resultados esperados do modelo e os em linha pontilhada são os extraídos de laboratório Winter (2009)

Para o modelo 1, a raiz do valor médio quadrático normalizada da diferença (NRMS) entre os resultados experimentais e da simulação para o ângulo da perna apresentou um valor de 9,79 como mostra a Tabela 6.12.

Tabela 6.12 - Resultados do NRMS para o Modelo 1

Segmento	NRMS
Perna	9,79

A Figura 6.10 mostra a posição da perna a 10%, 20%, 30% e 50% do ciclo, que representa, respectivamente, i) o início da fase de apoio simples, ii) o valor intermediário entre o momento em que o dedo do pé perde contato com o solo e o médio apoio, iii) médio apoio e iv) o fim da fase de apoio simples. O pêndulo invertido mostra-se como um ponto de partida importante, pois, apesar de sua simplicidade, os resultados para o ângulo de inclinação da perna e a força horizontal de reação do solo são satisfatórios.

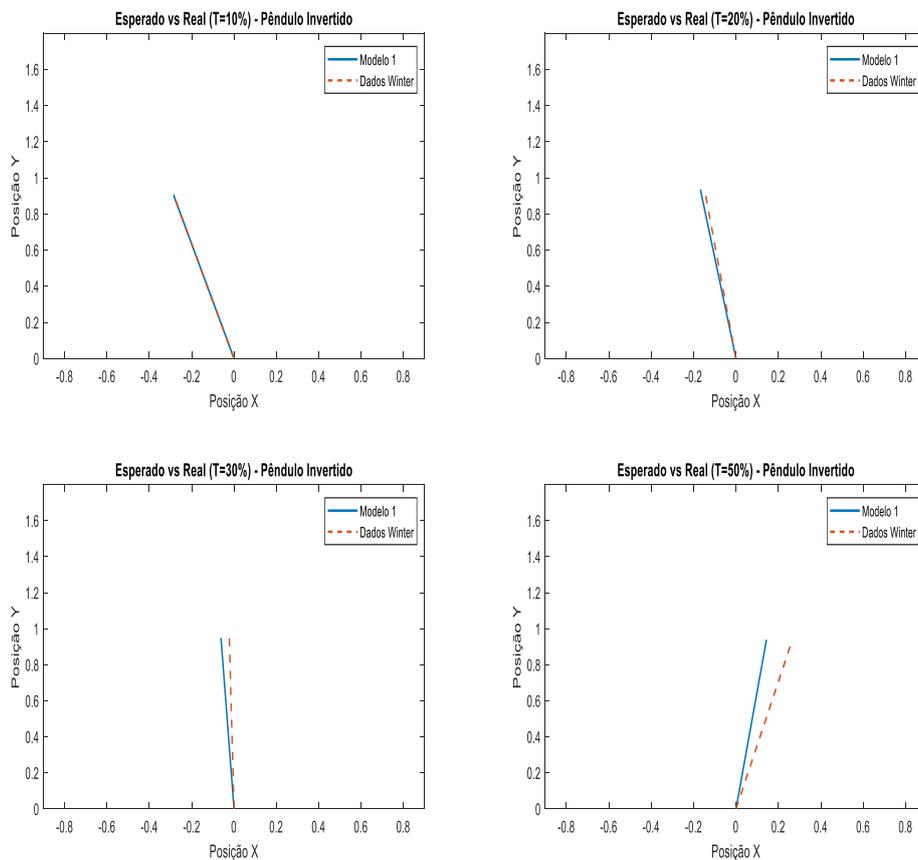
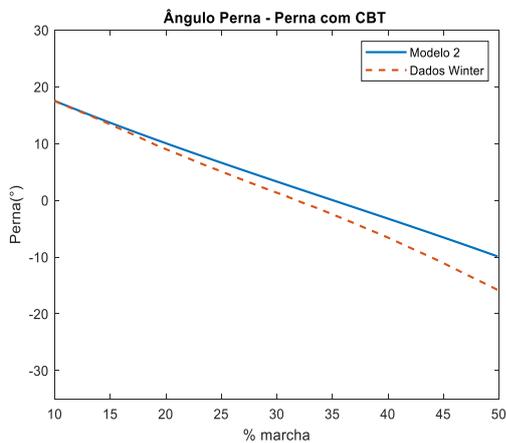
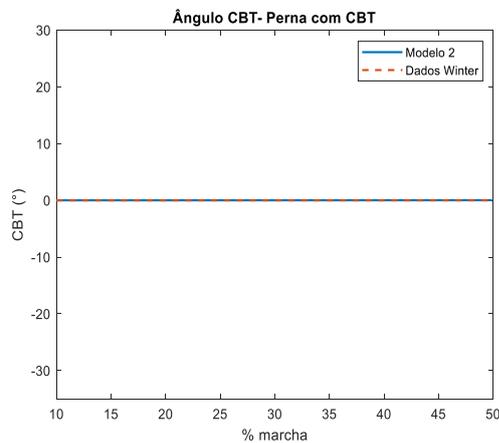


Figura 6.10 - Progresso do Modelo 1 em relação ao esperado pelos dados experimentais nos tempos de ciclo de 10%, 20%, 30% e 50%. O modelo pontilhado é o real e o contínuo, a simulação.

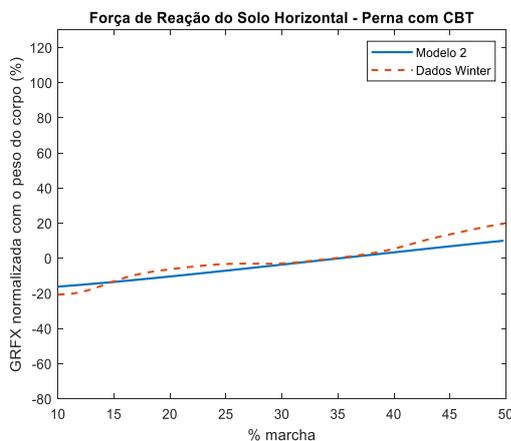
O modelo 2 considera adicionalmente o CBT, representado por um torque atuante o quadril. A partir da Figura 6.11 percebe-se uma melhora nos resultados relativos ao ângulo da perna e força horizontal de reação do solo. Esta é uma indicação que, ao gerar um torque no quadril para manter o CBT ereto, o corpo acaba que por aumentar a velocidade horizontal e, conseqüentemente, melhora a modelagem. O NRMS do ângulo da perna para o modelo 2 é de 8,06 (Tabela 6.13). A força de reação vertical do modelo 2 ainda apresenta a mesma falha do modelo 1, ou seja, a ausência dos picos, mostrando que o quadril não interfere de maneira significativa na reação vertical. Apesar de apresentar uma redução, o modelo 2 apresenta pouca melhoria em relação ao modelo 1, o que pode ser confirmado pelos resultados do erro quadrático médio, conclusão encontrada também por McGrath et al. (2015).



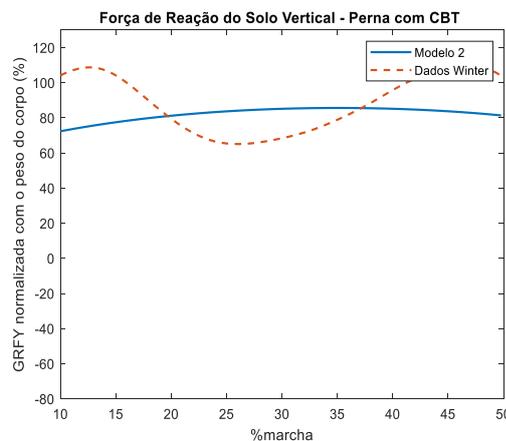
a)



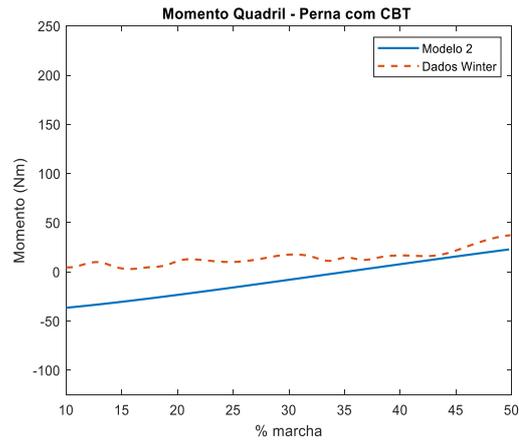
b)



c)



d)



e)

Figura 6.11 - Resultados do Modelo pêndulo duplo com torque atuante: ângulo da perna (a), ângulo do CBT (b), reação de apoio horizontal normalizada com o peso (c), reação de apoio vertical normalizada com o peso vertical (d), momento aplicado no quadril (e). Resultados em linha cheio são os resultados esperados do modelo e os em linha pontilhada são os extraídos de laboratório Winter (2009)

Tabela 6.13 - Resultados do NRMS para o Modelo 2

Segmento	NRMS
Perna	8,06

Na Figura 6.12 é possível visualizar a posição do modelo nos instantes de 10%, 20%, 30% e 50% do ciclo. Verifica-se que os resultados do modelo vão se distanciando dos dados experimentais, por conta da ausência do mecanismo de joelho, tornozelo e perna contralateral.

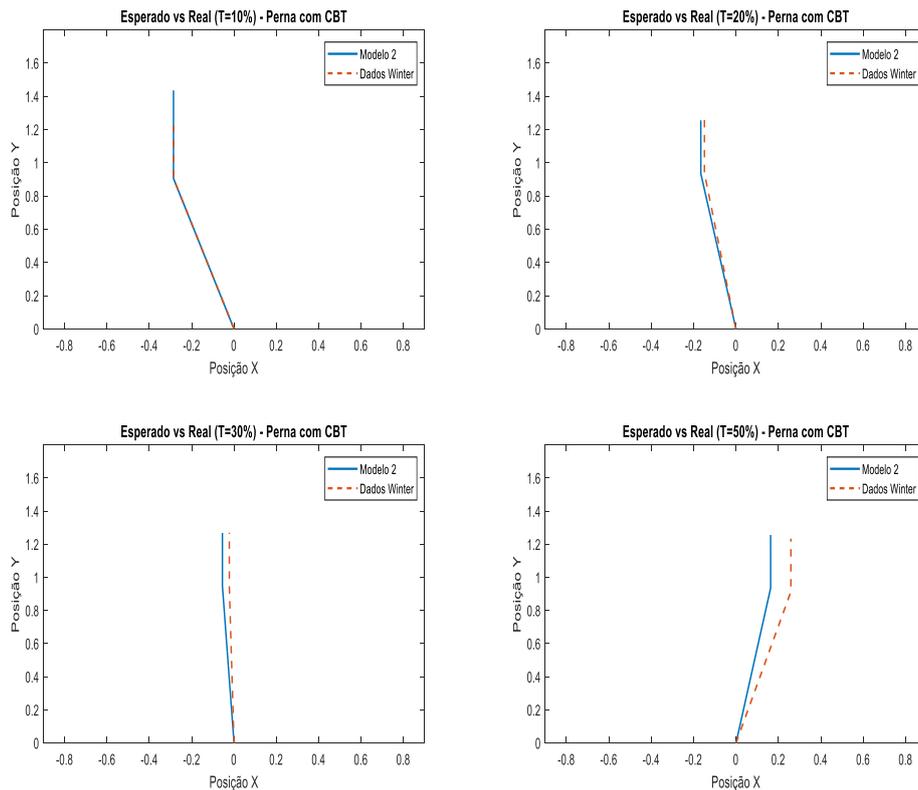


Figura 6.12 - Progresso do Modelo 2 em relação ao esperado pelos dados experimentais nos tempos de ciclo de 10%, 20%, 30% e 50%. O modelo pontilhado é o real e o contínuo, a simulação

O modelo 3, que conta com um torque otimizado no joelho, apresenta 3 graus de liberdade e já é possível perceber que através dos torques aplicados no joelho e quadril é possível retratar um perfil de ângulos mais próximos da realidade (Figura 6.13). O NRMS do ângulo do segmento da tíbia com a vertical é de 0,53, para o ângulo do fêmur de 1,05 e para o segmento representando o CBT de 0,20, como mostrado na Tabela 6.14. A maior diferença está no valor do ângulo do CBT. Isso ocorre uma vez que o desvio padrão é de $\pm 5^\circ$, número relativamente alto. Dessa maneira, o segmento do CBT ao longo da marcha se inclina no sentido anti-horário (positivo), diminuindo o braço de alavanca do peso do da cabeça, braços e tronco e, conseqüentemente, ajudando a reduzir a velocidade de tombamento do corpo para frente.

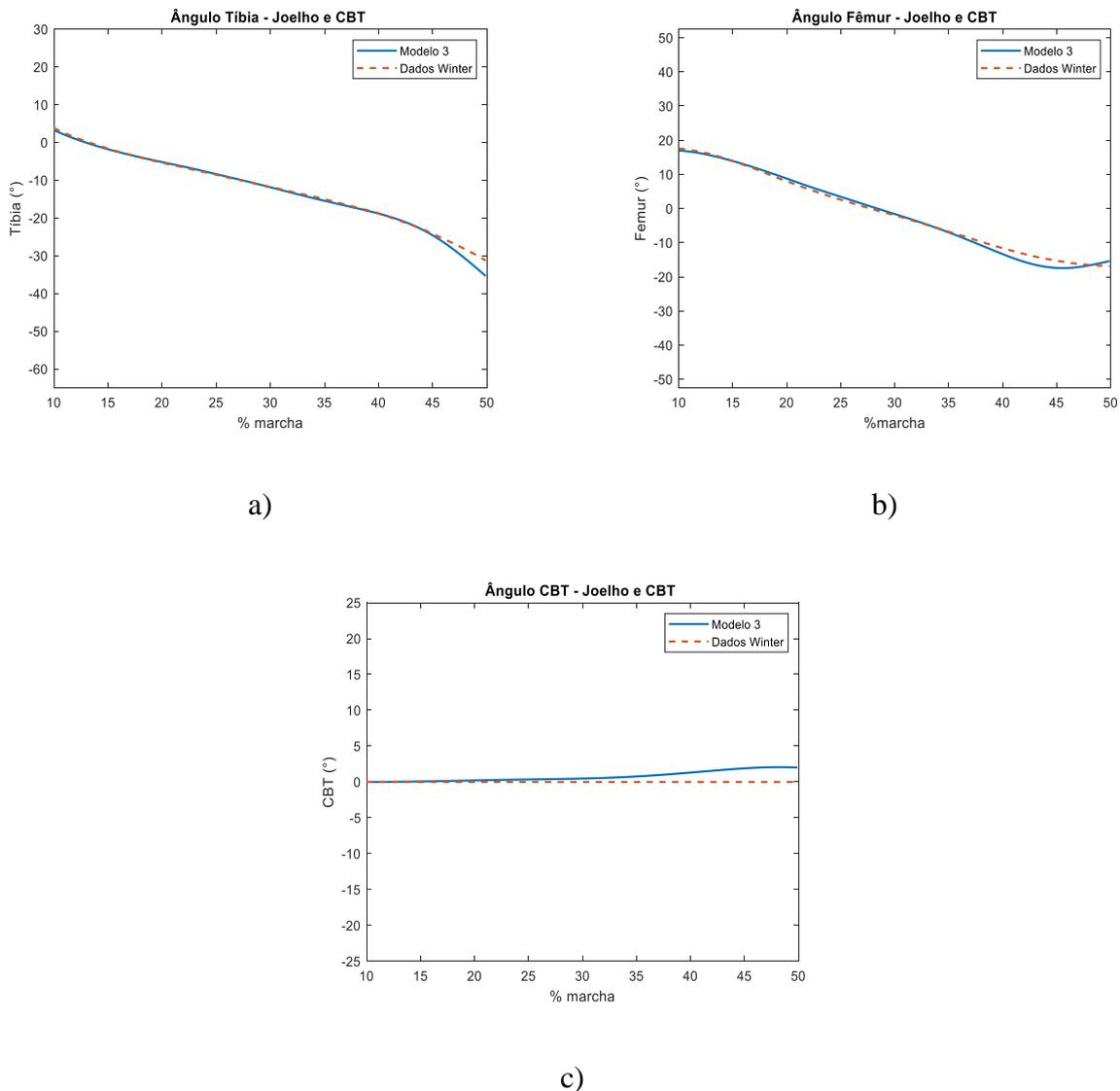


Figura 6.13 – Resultados do perfil dos ângulos do Modelo 3 com joelho: ângulo da tíbia (a), ângulo do fêmur (b), ângulo do CBT (c). Resultados em linha cheio são os resultados esperados do modelo e os em linha pontilhada são os extraídos de laboratório Winter (2009)

Tabela 6.14 - Resultados do NRMS para o Modelo 3

Segmentos	NRMS
Tíbia	0,53
Fêmur	1,05
CBT	0,20

A Figura 6.14 mostra a progressão no tempo do modelo 3. Percebe-se no último quadro, no instante relativo a 50% do ciclo, ou seja, no fim do período de apoio simples, que o corpo gira para frente mais que o valor encontrado em laboratório. No modelo 2, ocorreu a situação inversa, mostrando que o joelho é parte importante da simulação.

Entretanto, ele sozinho não consegue refletir resultados experimentais durante a fase de apoio simples, particularmente na fase final depois do médio apoio.

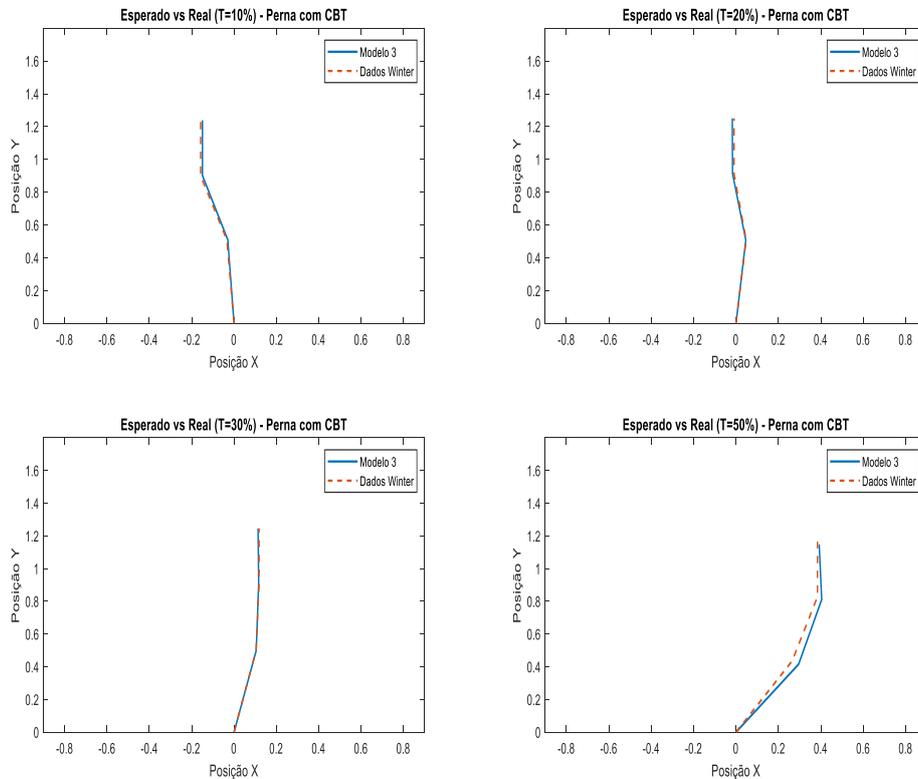


Figura 6.14 - Progresso do Modelo 3 em relação ao esperado pelos dados experimentais nos tempos de ciclo de 10%, 20%, 30% e 50%. O modelo pontilhado é o real e o contínuo, a simulação

Os momentos otimizados para o joelho e quadril apresentados na Figura 6.15 mostram resultados que seguem a mesma tendência dos dados de Winter (2009). Apesar de apresentar a mesma disposição, os resultados do momento no joelho são maiores que os experimentais, provavelmente devido à ausência da perna contralateral, que é capaz de proporcionar uma desaceleração na fase final de apoio simples que compensa o torque no joelho.

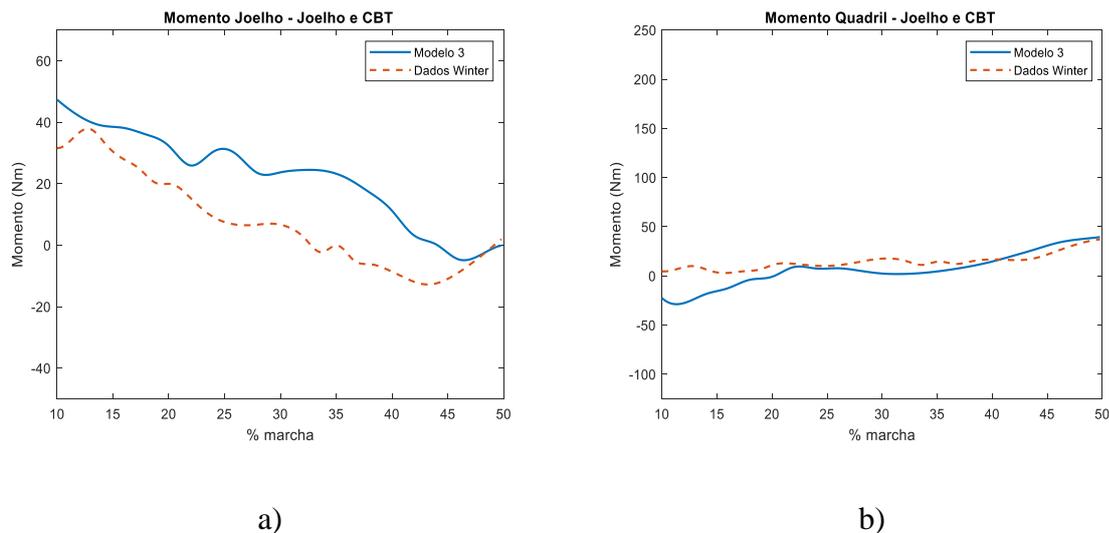


Figura 6.15 - Gráficos de predição do momento atuante no joelho (a) e quadril (b) para o Modelo 3. Pontilhado representa os resultados experimentais e linha cheia resultados extraídos do modelo

Quando as forças de reação do solo são analisadas, claramente o modelo 3 falha ao tentar reproduzir os resultados experimentais. A reação de apoio vertical (Figura 6.16a) apresenta um discreto pico logo após o início da fase de apoio simples, decrescendo até 20%-25% do ciclo. Tal comportamento é semelhante ao observado nos resultados de laboratório, porém com o pico ocorre mais cedo e é menos acentuado. Isto indica que o primeiro pico do formato “M” da reação vertical é levemente influenciado pelo momento no joelho, sendo condizente com a onda de potência K1 (Figura 3.5). Depois do médio apoio, em torno de 35% do ciclo, a reação vertical apresenta resultado inverso ao real, decrescendo ainda mais até atingir um valor de -29,54% (normalizado com o peso) no fim da fase de apoio simples. A força de reação horizontal se comporta com a mesma tendência do perfil real até em torno de 40% a 45%, mas com resultados um pouco maiores que os experimentais. Após 45% de ciclo, ocorre uma queda acentuada da reação horizontal, contrário aos resultados de Winter que continuam a crescer.

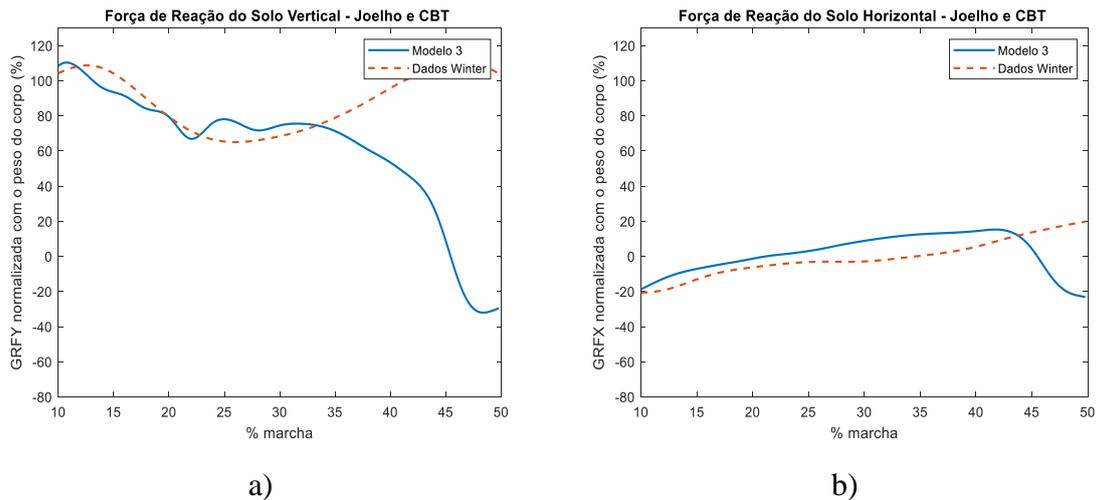


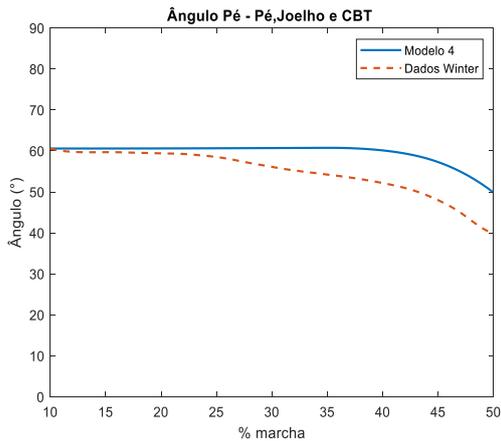
Figura 6.16 – Força de reação do solo vertical (a) e horizontal (b) obtida do Modelo 3. Pontilhado representa os resultados experimentais e linha cheia resultados extraídos do modelo

O modelo 4 é o mais completo, possuindo um tornozelo que permite elevação do pé, joelho e quadril, com todos nós capazes de suportar momentos atuantes. Assim, foi possível obter curvas quase idênticas aos resultados de laboratório para os perfis dos ângulos da tibia e fêmur (Figura 6.17b, c). Uma das penalidades impostas foi que o ângulo do pé não poderia ser inferior a 50°, já que o protótipo de pé utilizado (Figura 6.4) não conta com o metatarso, tornando o ângulo maior que o esperado, o que foi confirmado na Figura 6.17a. Além de uma angulação maior, o pé ficou plano por mais tempo no modelo. O ângulo do pé começa a diminuir entre 20% e 25% nos dados experimentais e somente entre 35% e 40% nos resultados do modelo.

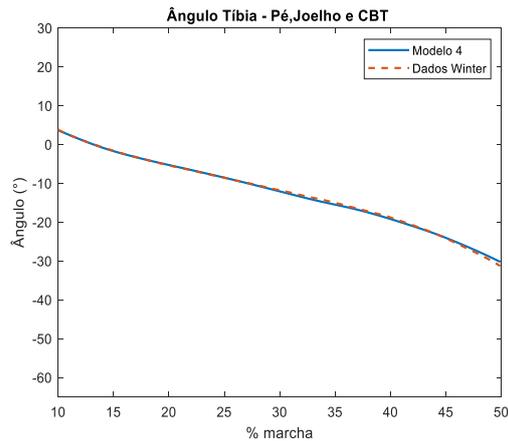
Percebe-se que, para alcançar um RMS menor para o ângulo da tibia e fêmur, o modelo proposto sacrificou a postura ereta do CBT, chegando à quase -5° ao final da fase de apoio simples (Figura 6.17d), entretanto ainda dentro do desvio padrão. Mesmo com essa diferença do ângulo do CBT, o somatório do desvio padrão médio obtido foi menor que o encontrado por McGrath (2014). Em seu modelo, o CBT permanece ereto em detrimento da variação dos ângulos do fêmur e da tibia. Os resultados encontrados para o NRMS são apresentados na Tabela 6.15.

Tabela 6.15 - Resultados do NRMS para o Modelo 4

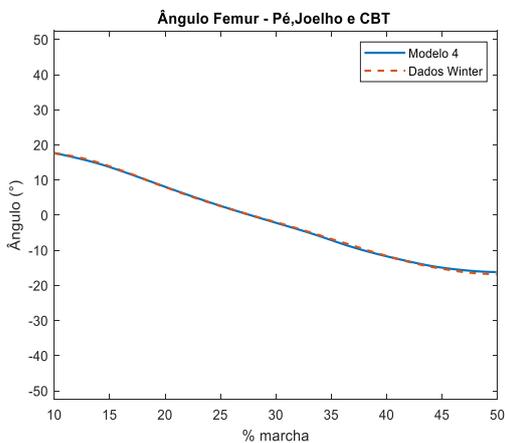
Segmentos	NRMS
Pé	5,87
Tibia	0,31
Fêmur	0,28
CBT	1,92



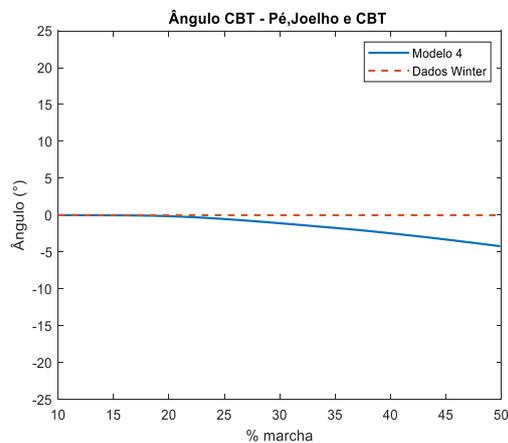
a)



b)



c)



d)

Figura 6.17 - Resultados do perfil dos ângulos do Modelo 4: ângulo do pé (a), ângulo da tíbia (b), ângulo do fêmur (c) e ângulo do CBT (d). Resultados em linha cheia são os resultados esperados do modelo e os em linha pontilhada são os extraídos de laboratório Winter (2009)

A redução do NRMS do modelo quatro é ilustrada na Figura 6.18, que mostra a posição do modelo a 10%, 20%, 30% e 50% do ciclo, que mostram-se bastante semelhantes aos resultados experimentais, com exceção do momento a 50% do ciclo. Uma possível explicação para essa diferença ao final da fase de apoio simples é a ausência da perna contralateral, que, por estar à frente do corpo nessa fase, seu peso gera um momento no sentido horário, aumentando a rotação do corpo.

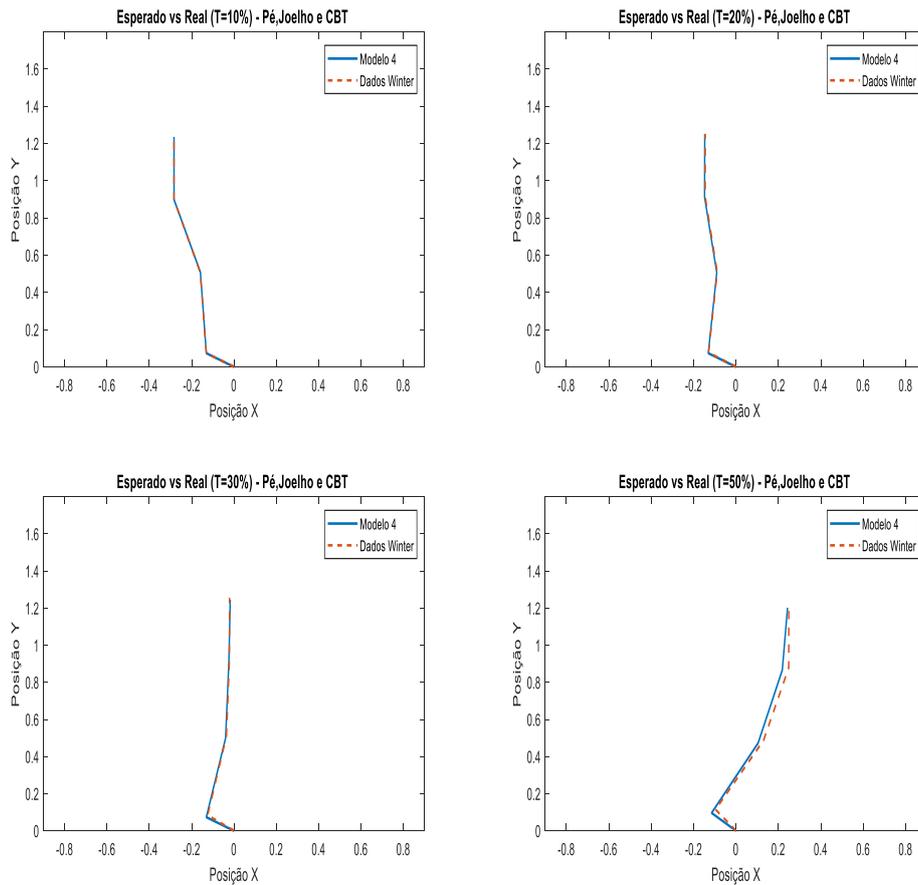


Figura 6.18 - Progresso do Modelo 4 em relação ao esperado pelos dados experimentais nos tempos de ciclo de 10%, 20%, 30% e 50%. O modelo pontilhado é o real e o contínuo, a simulação.

Os momentos do tornozelo, joelho e quadril necessários para produzir o movimento da marcha apresentaram mesmo o comportamento dos dados experimentais, mostrando que o modelo 4 modela de forma satisfatória o caminhar humano. Em contrapartida, a Figura 6.19 ilustra que o modelo 4 requer momentos excessivos no tornozelo e joelho, por conta da falta da perna em balanço, que deve ser compensado pelos torques nos nós. Já o momento do quadril apresenta resultados próximos ao de Winter, estando dentro da variação esperada.

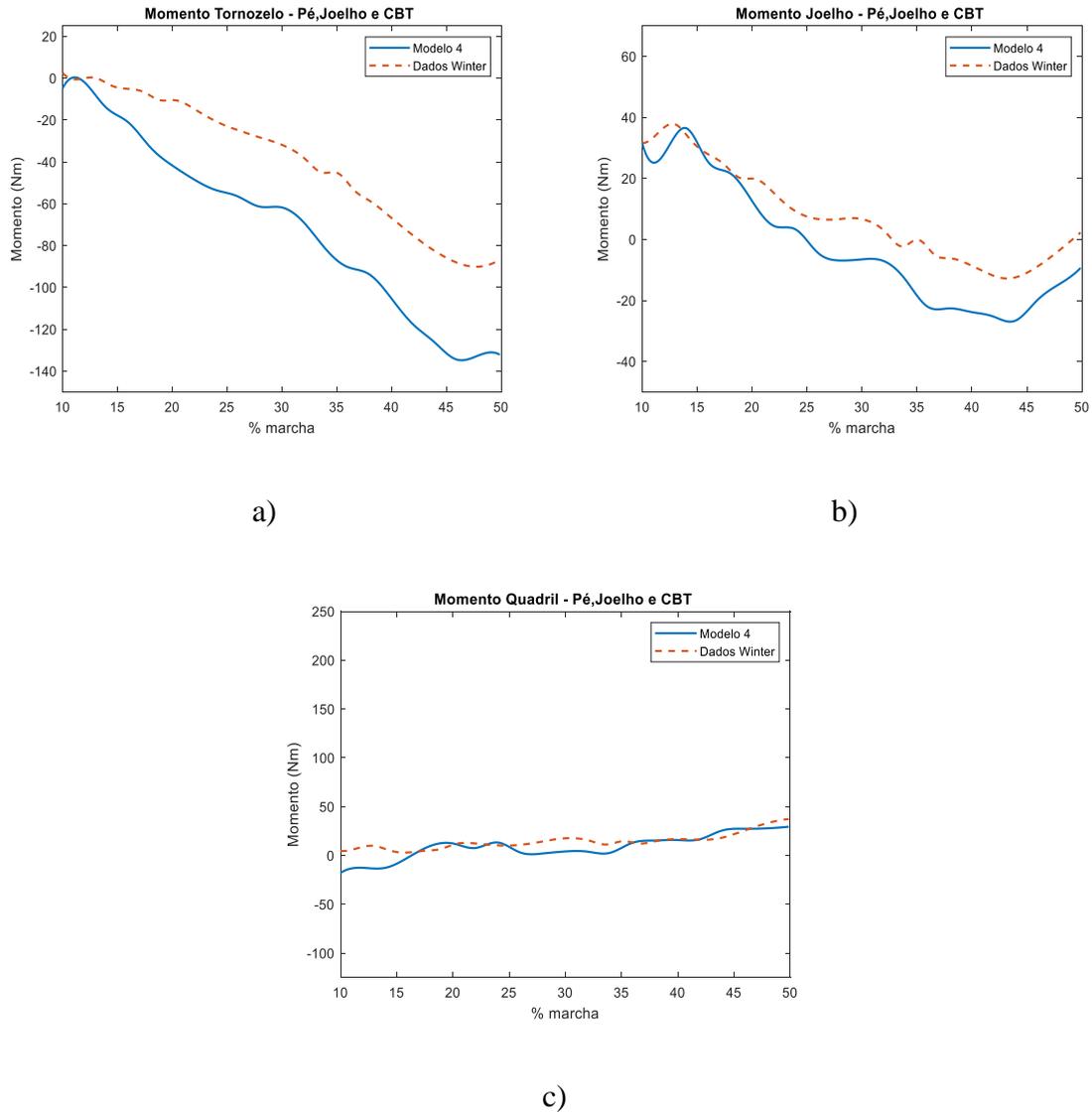


Figura 6.19 - Gráficos de predição do momento atuante no joelho (a) e quadril (b) para o Modelo 4. Pontilhado representa os resultados experimentais e linha cheia resultados produzidos pelo modelo

Como já citado, o principal objeto de estudo nesses modelos são as reações de apoio. A Figura 6.20 retrata as reações do modelo 4. Elas apresentam grande semelhança com os resultados encontrados na literatura, exibindo os dois picos no formato característico “M”. Isto mostra que os músculos flexor-plantares (responsáveis pelo momento no tornozelo) são os responsáveis por esse segundo pico, sendo a contribuição mais importante para a FRS vertical, especialmente na parte final da fase de apoio simples. Corroborando o que esperado na literatura (Kepple et al., 1997) e explicado no capítulo 3.4. A reação horizontal segue o mesmo comportamento desde o

modelo 1, semelhante aos resultados experimentais, com a variação dentro da margem de desvio.

Verifica-se que os músculos flexor-plantares têm grande participação na força de reação vertical do solo como observado por Williams et al.(2011), que, em seu trabalho, encontrou que crianças com paralisia cerebral, cujo músculos flexor-plantares foram comprometidos, apresentaram uma força de apoio vertical mais baixa que a esperada para a fase de apoio simples.

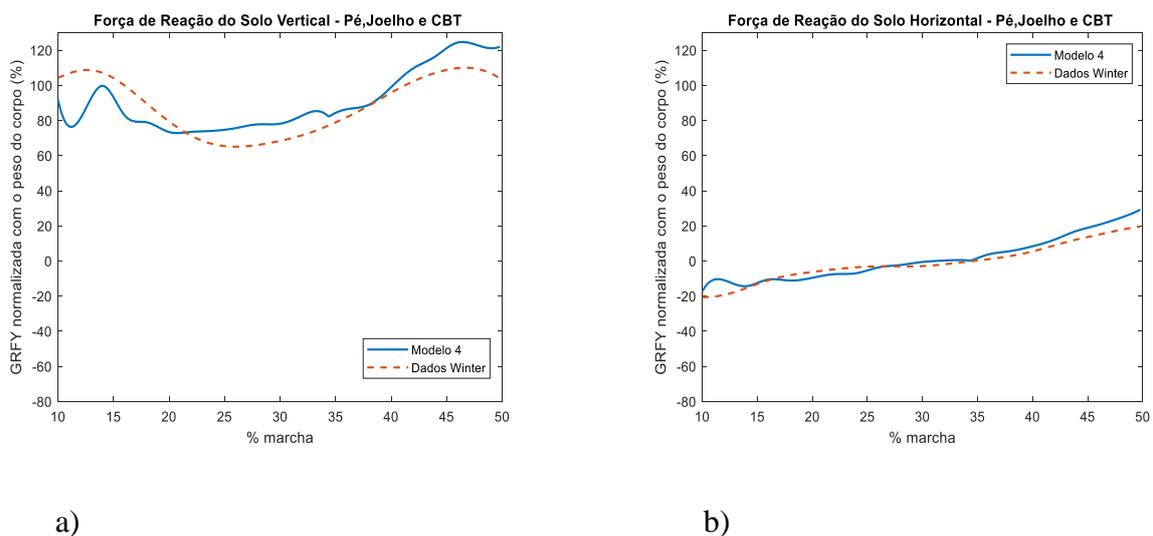
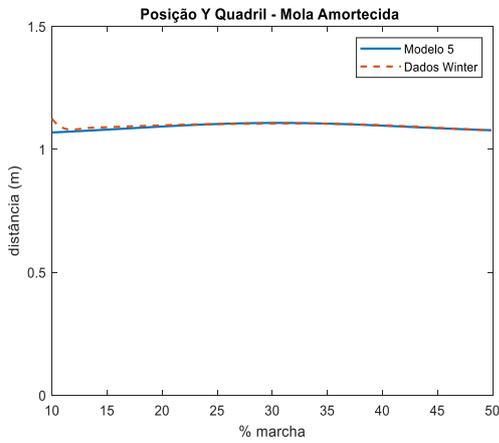


Figura 6.20 - Força de reação do solo vertical (a) e horizontal (b) obtida do Modelo 4. Pontilhado representa os resultados experimentais e linha cheia resultados extraídos do modelo

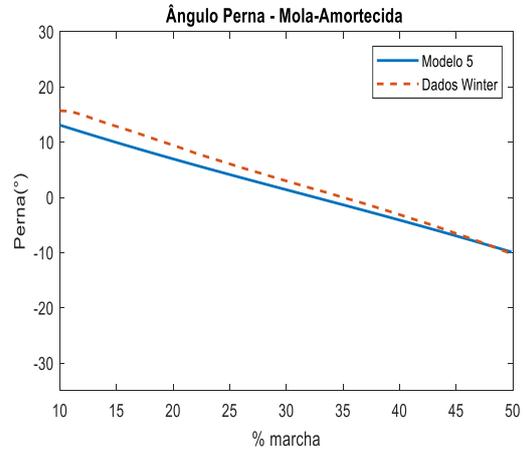
Através do modelo 5, tentou-se atingir resultados semelhantes aos do modelo 4, mas com apenas 2 graus de liberdade e com bem menos variáveis a serem otimizadas. Como não há momentos aplicados, apenas dois parâmetros de deslocamento foram avaliados, a altura do quadril e o ângulo da perna, além das forças de reação do solo.

Por haver poucos graus de liberdade e apenas um parâmetro a ser avaliado, ao tentar reproduzir o deslocamento vertical do quadril, o sistema apresentou diferentes variáveis para a mesma excursão vertical. Entretanto os outros parâmetros como forças de reação vertical e horizontal, além da inclinação da perna se mostraram incondizente com o que encontrado na literatura (Whittington & Thelen, 2009), (Geyer et al., 2006). Assim ajustes foram realizados com o propósito de encontrar uma solução que atendesse tanto as forças de reação quanto a excursão vertical. Para isso, além do

modelo procurar exibir a mesma resposta para o deslocamento vertical do quadril, ainda se buscou as mesmas reações de apoio vertical e horizontal, ou seja, foi minimizado, para tais respostas, o erro quadrático médio normalizado.

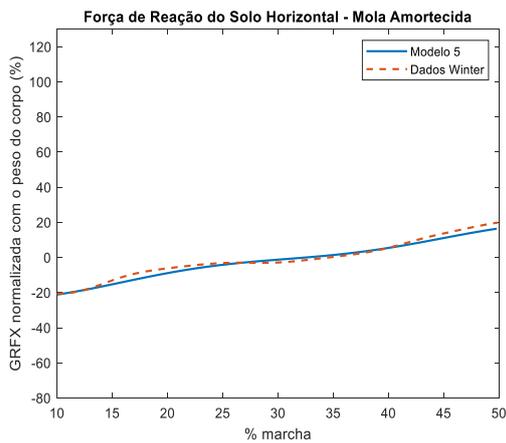


a)

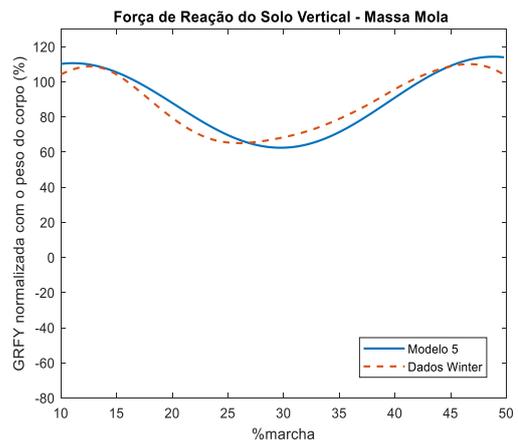


b)

Figura 6.21 - Resultados do perfil dos ângulos do Modelo 5: posição vertical do quadril em relação ao solo (a), ângulo da perna (b). Resultados em linha cheia são os resultados esperados do modelo e os em linha pontilhada são os extraídos de laboratório Winter (2009)



a)



b)

Figura 6.22 - Força de reação do solo vertical (a) e horizontal (b) obtida do Modelo 5. Pontilhado representa os resultados experimentais e linha cheia resultados extraídos do modelo

A Figura 6.21 e Figura 6.22 mostram que o modelo representa bem a posição do quadril, ângulo do segmento (perna) e as forças de reação, exibindo a capacidade de reproduzir o formato “M” da FRS vertical. As variáveis otimizadas que geram tais resultados são apresentadas na Tabela 6.16.

Os resultados encontrados para as variáveis foram compatíveis com o encontrado por Whittington e Thelen (2009), inclusive o raio do pé circular foi o mesmo ($\sim 0,3$ m). Além disso, a rotina de otimização gerou um valor nulo para o coeficiente de amortecimento, levando ao modelo originalmente proposto pelos autores.

Tabela 6.16 - Variáveis Otimizadas do Modelo 5

Variáveis Otimizadas	
θ (rad)	0.21
L_1 (m)	0.90
$\dot{\theta}_1$ (rad/s)	-1.15
\dot{L}_1 (m/s)	0.02
K (kN/m)	21.50
R (m)	0.32
C (N.s/m)	0.00

Apesar de ser tão simples quanto o pêndulo invertido clássico (modelo 1), o modelo massa-mola mostrou ser muito superior, gerando resultados mais compatíveis com os experimentais. Conseqüentemente, resultados específicos de força de reação do solo e excursão vertical podem ser facilmente obtidos e utilizados em estudos, como interação humano-estrutura. Além disso, o mesmo “template” é utilizado para simular corrida, possibilitando entender melhor a transição marcha-corrida. Por outro lado, a simplicidade do modelo 5 não possibilita fornecer informações completas sobre a marcha, como os deslocamentos e ângulos de cada segmento da perna, nem mesmo os momentos aplicados.

Através dos modelos 1 a 5, foi possível verificar que modelos simples de pêndulos invertidos funcionam como um bom protótipo para reproduzir o caminhar humano. Entretanto o ser humano não utiliza uma trajetória definida para caminhar, fazendo-se necessária outra metodologia para se obter modelos mais naturais do caminhar humano. Além disso, o estudo desses modelos simplificados possibilita entender como alguns determinantes de Saunders influenciam no andar, especialmente o joelho e tornozelo. Por fim, os resultados obtidos nas otimizações se mostraram condizentes com os apresentados por McGrath (2015a) e Whittington & Thelen (2009).

Os resultados de cada modelo proposto são resumidos e mostrados na Tabela 6.17, em relação à capacidade de cada modelo gerar a força de reação do solo vertical ou horizontal. Os modelos 1 e 2 não conseguiram reproduzir a força de reação vertical. O modelo 3 reproduziu parcialmente a FRS vertical (símbolo de exclamação), pois este foi capaz de gerar o primeiro pico, mas não o segundo. Por outro lado, os modelos 4 e 5 simularam a força de reação vertical. Todos os modelos reproduziram a FRS horizontal.

Tabela 6.17 - Resultado de cada modelo em relação à capacidade de reproduzir as forças de reação do solo

Modelo	Característica	FRS Vertical	FRS Horizontal
1	Pêndulo Invertido	✘	✔
2	Adição CBT	✘	✔
3	Adição Joelho	!	✔
4	Adição Tornozelo	✔	✔
5	Massa-Mola Invertido	✔	✔

7 Instabilidade dinâmica

Ao realizar qualquer movimento, o corpo humano busca estabilidade. Assim, entende-se que evitar a queda é uma das principais preocupações ao se realizar uma caminhada (Sharbafi et al., 2017).

Tradicionalmente, o critério de estabilidade empregado é o de Lyapunov, sendo a estabilidade verificada através de autovalores. O andar do corpo humano ou de um bípede robótico é caracterizada por ser altamente não linear, além de estar sujeito a impactos, como a reação do solo e forças externas variáveis. Por essas razões, o uso da técnicas tradicional de Lyapunov para o estudo de instabilidade se torna difícil (Zutven, 2009). Algumas técnicas direcionadas ao estudo do andar de bípedes foram desenvolvidas, as principais são o Zero Moment Point (ZMP) ou Ponto de Momento Nulo (Vukobratíc & Borovac, 2004), Indicador da Rotação do Pé (Goswami, 1999) e o mapa de Poincaré (Cheng & Lin, 1995), (McGeer, 1990a), (Hurmuzlu & Moskowitz, 1986).

Esses diversos métodos de análise de estabilidade possuem suas limitações. O mapa de Poincaré é utilizado para medir pequenas perturbações em sistemas dinâmicos periódicos (Zutven, 2009). O método ZMP define estabilidade como a localização do ponto de momento horizontal nulo dentro de um polígono de apoio (Figura 7.1). Entretanto, essa definição nem sempre é suficiente para assegurar a estabilidade. Por exemplo, se um sistema tiver um conjunto de torques nulos aplicados, ele pode cair mesmo com o ZMP dentro do polígono de apoio (Mummolo et al., 2016). Neste estudo, o ZMP é adotado como o critério de estabilidade do sistema. Assim uma explicação mais detalhada desta técnica é apresentada neste capítulo, enquanto que o mapa de Poincaré e a Rotação do Pé sobre o Indicador (RFI do inglês) são abordados de maneira mais sucinta.

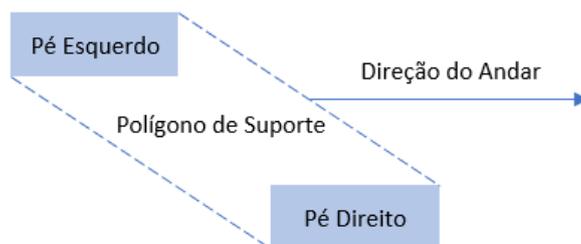


Figura 7.1 - Modelo do Polígono de Apoio

7.1 Indicador da Rotação do Pé (RFI)

O ponto indicador de rotação do pé (RFI) é aquele ponto dentro ou fora do polígono de apoio onde a resultante da força de reação do solo deve estar para que o pé permaneça estacionário. O polígono de apoio é definido como a área onde a projeção vertical do centro de massa do sistema deve se localizar de modo que não haja um momento desbalanceado, gerando uma rotação em relação ao contorno do polígono de apoio (Goswami, 1999). Na fase de apoio simples, esse polígono é tomado como o contorno do pé. Porém na fase de apoio duplo, ele pode se localizar em uma região entre os dois pés (Dekker, 2009).

Goswami (1999) explica que, enquanto o pé for estável, o FRI coincide com o centro de pressão (CoP) da FRS e está dentro do polígono de apoio. O CoP, por definição, não pode sair do contorno definido pelo polígono de apoio, enquanto o FRI, por sua vez, pode, configurando um estado de instabilidade. Assim, uma maneira de entender o grau de instabilidade do corpo é por meio da distância do RFI até o polígono de apoio, sendo essa uma vantagem do FRI sobre o ZMP. Enquanto o primeiro serve como critério de instabilidade, o segundo define apenas se o sistema é estável ou não (Kieboom, 2009).

7.2 Mapa de Poincaré

O mapa de Poincaré é utilizado para estudar a estabilidade de sistemas dinâmicos cíclicos, sendo aplicado a bípedes pela primeira vez por Hurmuzlu (1986). Através do mapa de Poincaré, ao invés de estudar o sistema dinâmico contínuo, pode-se estudar o mapa discreto associado (Cheng & Lin, 1995).

Mapa ou função \mathbf{S} é definido como um passo. Ou seja, estabelecendo um instante dentro do movimento do bípede (no caso em estudo, pode ser o instante após o calcanhar tocar o solo) com as variáveis de estado $(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}})_n$, é possível obter com o mapa as variáveis de estado $(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}})_{n+1}$ do ciclo seguinte (Hobbelen, 2008). Em seu trabalho com marcha passiva, McGeer (1990a) define o mapa como função passada \mathbf{S} :

$$(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}})_{n+1} = \mathbf{S}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}})_n \quad (5.1)$$

A marcha humana, por simplificação, é considerada como periódica e, a cada passo, as condições de estado se repetem, assim

$$\mathbf{q} = \mathbf{S} \cdot \mathbf{q} \quad (5.2)$$

onde o vetor $\mathbf{q} = (\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}})_n$ é o ponto fixo da função \mathbf{S} (mapa ou a função passada) (McGeer, 1990a).

A estabilidade é estudada através da linearização de \mathbf{S} no ponto fixo \mathbf{q} , por meio de uma pequena variação $\Delta\mathbf{q}$, resultando em

$$\mathbf{S}(\mathbf{q} + \Delta\mathbf{q}) \approx \mathbf{q} + \mathbf{K} \cdot \Delta\mathbf{q} \quad (5.3)$$

com $\mathbf{K} = \frac{\partial \mathbf{S}}{\partial \mathbf{q}}$, sendo \mathbf{K} a chamada de matriz de monodromia ou Jacobiana. É dito, então, que o sistema é assintoticamente estável quando os autovalores de \mathbf{K} estão dentro de um círculo unitário no plano complexo (Hobbelen, 2008). Assim, se o sistema for estável, uma pequena variação vai desaparecer ao longo dos ciclos. Entende-se esse procedimento, como avaliação de uma perturbação no ponto fixo do passo- n e como ela irá se comportar no passo seguinte. Para um sistema estável, espera-se que a perturbação convirja para o ponto fixo em algum momento subsequente.

Entretanto, alguns cuidados devem ser tomados ao se utilizar o mapa de Poincaré para análise. O andar humano está sujeito ao constante impacto do pé com o solo, o que provoca forças súbitas atuantes no sistema, gerando mudanças discretas em um sistema dinâmico contínuo. O mapa de Poincaré é apenas utilizado para analisar sistemas suaves e periódicos. Para o caso da marcha no plano sagital, há uma periodicidade, mas isso não ocorre em todos movimentos realizados pelo ser humano, tornando a aplicação do método restrita (Zutven, 2009).

7.3 Ponto de Momento Nulo (ZMP)

O ZMP foi originalmente proposto por Vukobratovic et al. (1972), porém apenas em 2004 o mesmo autor apresentou formalmente esse conceito no artigo “*Zero Moment Point – Thirty Five Years of its Life*”. Tal conceito tem sido empregado por diversos autores: Sardain & Bessonnet (2004) mostram a derivação do ZMP e do centro de

pressão (CoP), além de propor formulações para o caso em que o movimento de marcha seja realizado em um plano inclinado; Abdel-Malek & Arora (2013) e Xiang et al. (2007) utilizam em seus algoritmos de otimização o ZMP como restrição de equilíbrio; Dekker (2009) e Zutven (2009) usam do ponto de momento nulo como critério de estabilidade no controle do seu modelo de robô TULip. O ZMP também pode ser utilizado como um mecanismo para geração de trajetória, ao qual se impõe a estabilidade do sistema por meio de pré-planejados ZMP e localização do pé.

A definição proposta por Vukobratovic (2004) e também por Dasgupta & Nakamura (1999a), é que o ZMP é o ponto no solo em que o momento resultante gerado pelas forças de inércia e gravidade possuem componentes horizontais nulas. De maneira semelhante a anterior, Zutven (2009) define ZMP como o ponto localizado sobre o solo em que os momentos horizontais gerados pela força de reação do solo são nulos, ou seja, há apenas momento vertical.

Para exemplificar, considere-se um modelo bastante simplificado na fase de apoio simples em que todo o sistema acima do tornozelo (ponto A) pode ser resumido por um momento M_a e uma força F_a aplicados neste mesmo ponto, e que, além disso, a força gravitacional atua no sistema no ponto G e a FRS se concentra no ponto P (Figura 7.2).

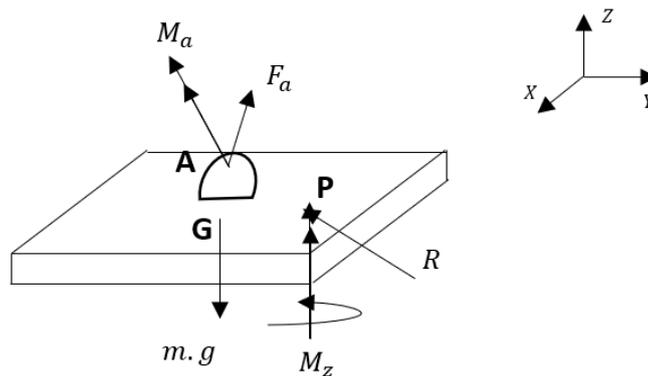


Figura 7.2 - Forças agindo em um pé tridimensional – Adaptado de Vukobratovic & Boravac (2004)

O vetor força de reação do solo (FRS) é dado por \mathbf{R} (R_x, R_y, R_z) e o vetor momento é da forma \mathbf{M} (M_x, M_y, M_z). Assumindo que o contato pé-solo ocorre sem deslizamento, as forças de reação que se situam no plano horizontal (R_x, R_y) são equilibradas exclusivamente pelas componentes horizontais da força F_a .

Na Figura 7.2 apenas a componente vertical do momento \mathbf{M} (M_z) é representada, pois, de acordo com o Vukobratovic e Borovac (2004), o equilíbrio dos momentos horizontais, direções X e Y , pode ser alcançado apenas alterando a posição P de aplicação da FRS. Logo as componentes horizontais do momento \mathbf{M}_a vão deslocar o ponto de aplicação da reação do solo de maneira que

$$\begin{aligned} M_x &= 0 \\ M_y &= 0 \end{aligned} \quad (5.4)$$

Os modelos estudados na presente dissertação se restringiram ao caso 2D, logo existe apenas momentos na direção X . Consequentemente o momento M_{ax} transladará a força vertical R_z de maneira a zerar o M_x .

O ZMP deve se localizar dentro do polígono de apoio (para o caso 3D), diferentemente do RFI que pode ser localizado fora do polígono. Para o caso de apoio simples, pode-se entender que este polígono está dentro da própria região do pé, pois, naturalmente, não faz sentido que a FRS esteja localizada em algum lugar que não seja o próprio pé (Vukobratovic & Borovac, 2004). Já para a fase de apoio duplo, não necessariamente isso ocorre, assim, o ponto P está fora do pé, mas dentro do polígono de apoio e, neste caso, a reação \mathbf{R} é a resultante da reação dos dois pés (Dekker, 2009). A instabilidade ocorre quando o ZMP está localizado fora do limite do polígono de apoio, uma vez que a força \mathbf{R} não será capaz de equilibrar o sistema. No caso limite, o FRS se encontra na borda do polígono provocando um momento não balanceado, gerando um desequilíbrio e consequente rotação do bípede sobre a ponta do pé (Vukobratovic & Borovac, 2004).

Entretanto, Dijkstra e Gutierrez-Farewik (2015) mostraram que, no final da fase de apoio simples, o ZMP se localiza fora da superfície do pé, produzindo um momento horizontal, assim, concluindo que, nesse momento, o corpo humano é dinamicamente instável. No instante em que o ZMP está fora da região de apoio do pé, a estabilidade só pode ser alcançada se o sistema mover a perna de apoio ou apoiar a perna em balanço.

Resumindo, Vukobratovic (2004) traz uma interpretação que refere o ZMP como um ponto p em que os momentos sobre o eixo X e Y , gerados pela reação do solo \mathbf{R} e

\mathbf{M} , são nulos, ou seja, $M_x = M_y = 0$. Deste modo, se ZMP existir dentro de uma superfície de apoio, o sistema mecânico é estável, essa condição determina que não há rotação sobre a ponta do pé.

De posse dessa definição, é possível considerar o ZMP como o centro de pressão (CoP). Considerado um sistema em fase simples de apoio, o CoP é o ponto em que a resultante das forças perpendiculares ao solo possui momento nulo (Sardain & Bessonnet, 2004).

Durante a fase de apoio simples ou duplo, o único contato do corpo com o meio externo é através da reação resultante do solo, se tal resultante for capaz de equilibrar o sistema dinâmico, diz-se que o ZMP coincide com CoP. Isto posto, uma vez que o movimento de marcha é equilibrado, os dois pontos devem ser iguais durante a fase de apoio simples.

7.3.1 Procedimento para determinar o ZMP

Xiang et al. (2007) propôs uma rotina de dois passos para calcular o ZMP e a força de reação do solo.

O primeiro passo é o cálculo das forças ativas resultantes (inércia, gravidade, forças externas e momentos) e ZMP. Dado o perfil de q, \dot{q}, \ddot{q} para cada grau de liberdade do sistema, calcula-se, através das equações de movimento e utilizando dinâmica inversa, a resultante das forças ativas \mathbf{F}_a e \mathbf{M}_a na origem do sistema em coordenadas globais. Em seguida, deve-se calcular a posição do ZMP, utilizando as componentes da resultante global das forças ativas:

$$z_{zmp} = 0; \quad y_{zmp} = \frac{M_{a,x}}{F_{a,z}}; \quad x_{zmp} = -\frac{M_{a,y}}{F_{a,z}} \quad (5.5)$$

onde $\mathbf{F}_a = [F_{a,x} \ F_{a,y} \ F_{a,z}]^T$ e $\mathbf{M}_a = [M_{a,x} \ M_{a,y} \ M_{a,z}]^T$. No caso de um modelo 2D, $x_{zmp} = 0$. Depois de calculada as coordenadas do ZMP, é possível encontrar o valor das forças ativas no ZMP (\mathbf{M}_{zmp} , \mathbf{F}_{zmp}) através das expressões (Abdel-Malek & Arora, 2013):

$$\mathbf{M}_{zmp} = \mathbf{M}_a + \mathbf{r}_{zmp} \times \mathbf{F}_a; \mathbf{F}_{zmp} = \mathbf{F}_a \quad (5.6)$$

onde \mathbf{r}_{zmp} é o vetor que representa a posição do ZMP em relação ao sistema global de coordenadas, definido no item 7.3 como sendo o tornozelo.

O segundo passo é o cálculo da FRS, seu valor e ponto de aplicação são calculados através da equação de equilíbrio entre a resultante das forças ativas e a FRS (força passiva), ou seja

$$\mathbf{M} + \mathbf{M}_{zmp} = \mathbf{0}; \mathbf{R} + \mathbf{F}_{zmp} = \mathbf{0}; \mathbf{r}_{FRS} - \mathbf{r}_{zmp} = \mathbf{0} \quad (5.7)$$

onde \mathbf{M} e \mathbf{R} são os momentos e forças de reação do solo.

8 Modelo 2D da fase de apoio simples baseado em otimização

Diversos modelos em duas dimensões já foram propostos com objetivo de simular o andar humano, como mostrado nos capítulos anteriores. Em geral, os estudos se dividem em dinâmica inversa e dinâmica direta. Esses dois métodos exigem o conhecimento prévio dos deslocamentos e rotação ou dos torques e forças atuantes respectivamente.

Outra abordagem, chamada de predição do movimento humana baseada em otimização, tem recebido crescente atenção na literatura. Este método pode ser empregado a modelos com muitos graus de liberdade e permite otimizar qualquer função objetivo relacionada à performance do movimento humano (Xiang et al., 2010), Chao e Rim (1973), Koopman et al. (1995), Xiang et al. (2009).

Dinâmica Preditiva é o termo utilizado para representar uma metodologia que prevê o movimento do corpo humano que respeita as limitações físicas e as condições impostas sobre o sistema. O termo *Dinâmica* diz respeito às equações de movimento e *Preditiva*, à simulação e previsão do comportamento humano sob determinadas circunstâncias (Abdel-Malek & Arora, 2013).

As principais vantagens do uso de dinâmica preditiva segundo Malek e Arora (2013) é que o problema é definida em dinâmica inversa, ou seja, não necessita do uso de algoritmos de integração numérica; movimento é gerado por meio de uma rotina de otimização; o problema é resolvido mesmo com informações limitadas sobre o sistema, como por exemplo, a não necessidade de dados experimentais; e é possível entender a relação causa e efeito da marcha, isso significa, se for aplicado definido diferentes velocidades, tamanho ou massa do corpo simulado, ou aplicada alguma força/momento é possível prever as consequências dessas alterações.

Neste capítulo propõe-se um modelo 2D com 7 graus de liberdade, baseado na metodologia proposta por Xiang et al. (2009), para estudar a fase de apoio simples da marcha humana. A Figura 8.1 mostra o modelo proposto com os seus 7 graus de liberdade, θ_i com $i = 1, \dots, 7$, representando, respectivamente, a rotação do pé (1); rotação relativa do tornozelo da perna de apoio (2); rotação relativa do joelho da perna de apoio (3); rotação da pélvis em relação ao fêmur da perna de apoio (4); rotação da pélvis em relação ao fêmur da perna em balanço (5); rotação relativa do joelho da perna

em balanço (6); rotação relativa do tornozelo da perna em balanço (7). O modelo possui origem na ponta do dedo da perna de apoio, onde foram adicionados três graus de liberdade (nós) do tipo prismático, que servem apenas para reaver as reações de apoio através de uma formulação dinâmica recursiva e para servir de referência global do sistema. Considera-se um segmento de comprimento desprezível, associado aos graus de liberdade 4 e 5, de evitar que o sistema tenha ramificações e fosse possível adicionar a massa do CBT. Os círculos representam a posição do centro de massa de cada segmento. Os círculos presentes na ponta do dedo e no tornozelo da perna de apoio e no calcanhar da perna em balanço representam massas nulas, provenientes de graus de liberdade adicionais para facilitar a resolução do problema. Logo, além dos três nós prismáticos acrescentados ao pé da perna de apoio, são adicionados mais dois graus de liberdade, sem possibilidade de rotação, nos calcanhares, apenas para representar a mudança de direção em 90° do pé.

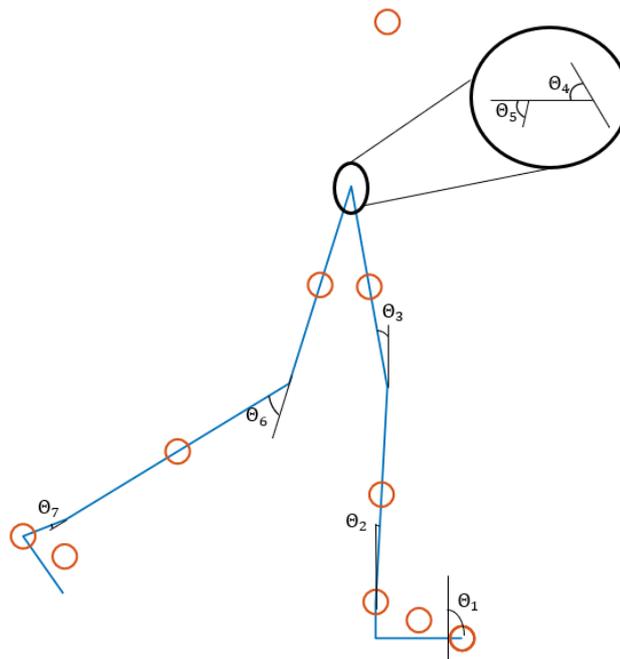


Figura 8.1 - Modelo proposto com 7 graus de liberdade. Os círculos vermelhos representam a posição do centro de massa de cada segmento

Problemas de otimização se apresentam da forma

$$\begin{aligned}
 \text{Encontre: } & \mathbf{x} \\
 \text{Para: } & \text{minimizar } f(\mathbf{x}) \\
 \text{Sujeito à: } & h_i = 0; i = 1, \dots, m \\
 & g_j \leq 0; j = 1, \dots, k
 \end{aligned}
 \tag{6.1}$$

onde o vetor \mathbf{X} são as variáveis de projeto, podendo ser o perfil de deslocamento, torque, etc. f é a função de performance a ser minimizada e as restrições são divididas em restrições de igualdade, (h_i) , e de desigualdade, g_j . Para o problema de dinâmica preditiva do andar humano, tem-se:

- i. Variáveis de projeto: Pontos de controle utilizados para interpolar os perfis dos ângulos, velocidades e acelerações angulares por meio de B-splines do quinto grau.
- ii. Função Objetivo: Esforço dinâmico, que representa a integral no tempo do quadrado de todos os torques aplicados nos nós.
- iii. Restrições: Equação de movimento, restrições físicas, conjunto viável de solução (limites de torques e ângulos) e estabilidade dinâmica segundo o conceito do ZMP.

8.1 Variáveis de Projeto

O problema é inicialmente classificado como de dinâmica inversa, para o qual, inicialmente, são geradas curvas de deslocamento, velocidade e aceleração angulares para que, a partir das equações de movimento, sejam calculados os torques. Essas curvas são obtidas através de B-splines de quinto grau, pois assim a aceleração, ou seja, a segunda derivada do deslocamento angular, tem continuidade do tipo 2. Assim, para cada grau de liberdade foram necessários 9 pontos de controle para as interpolações B-splines, logo o número total de variáveis de projeto é 63 (9 pontos de controle \times 7 graus de liberdade).

B-splines são curvas polinomiais, definidas por partes, formada pela combinação linear de funções bases (Biuzuner & Jesus, 2014). Utilizar o método de interpolação splines é muito comum para problemas de aproximação de curvas, como mostrado no Capítulo 6, onde a curva passa pelos pontos dados. Por outro lado, na B-splines, a curva não passa pelos pontos de controle. No problema de dinâmica preditiva, os pontos de controle são as variáveis de projeto e interpolam o perfil no tempo do deslocamento angular dos nós.

Dado um número vetor de n pontos de controle $\mathbf{q} = (q_1, q_2, \dots, q_n)$ e um vetor de laços definidos por instantes de tempos crescentes $\mathbf{t} = \{t_1, t_2, t_3, \dots, t_m\}$, a curva B-spline é definida por

$$q(t) = \sum_{i=0}^n q_i N_{i,p}(t) \quad (6.2)$$

onde $N_{i,p}$ são as i -ésimas funções bases do grau p .

Os perfis da velocidade e aceleração angular de cada grau de liberdade são encontrados por meio das derivadas da equação (6.2) com relação ao tempo, obtendo-se

$$v(t) = \sum_{i=0}^n q_i \dot{N}_{i,p}(t) \quad (6.3)$$

$$a(t) = \sum_{i=0}^n q_i \ddot{N}_{i,p}(t) \quad (6.4)$$

As funções base podem ser calculadas através do algoritmo recursivo de Cox-der Boor dado por

$$N_{i,p}(t) = \frac{t-t_i}{t_{i+p}-t_i} N_{i,p-1}(t) + \frac{t_{i+p+1}-t}{t_{i+p+1}-t_{i+1}} N_{i+1,p-1}(t) \quad (6.5)$$

onde,

$$N_{i,0} = \begin{cases} 1 & \rightarrow (t_i \leq t \leq t_{i+1}) \\ 0 & \rightarrow \text{outros casos} \end{cases}$$

A Figura 8.2 exemplifica o algoritmo, o qual as funções de ordem superior são encontradas a partir de funções de grau inferior.

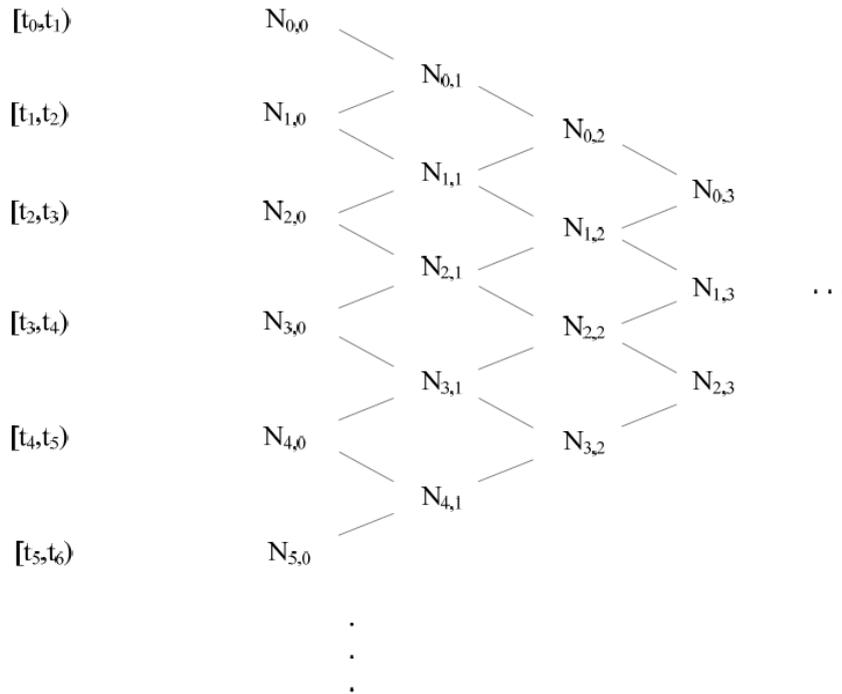


Figura 8.2 - Diagrama da recursão de Cox-de Boor (Chung, 2009)

O motivo da escolha de B-splines se deve às seguintes características (Chung, 2009):

- i. A curva B-spline é uma função por partes e cada componente possui grau p .
- ii. Curvas B-splines são contínuas de grau C^{p-k} , onde p é o grau da curva e k é a multiplicidade do laço t_j .
- iii. Quando o i -ésimo ponto de controle é alterado, apenas o intervalo $t_i < t < t_{i+p+1}$ é afetado.
- iv. Curva de Bezier é um caso especial das B-splines.
- v. Os laços têm m pontos, onde $m = n + p + 1$, onde n é o número de pontos de controle e p é o grau do polinômio.

Neste trabalho foram considerados polinômio do quinto grau e nove pontos de controle, tendo-se um total de 16 laços. Para cada intervalo de tempo entre dois laços a curva interpoladora é definida pelo somatório da equação (6.5), de forma que:

$$\begin{aligned}
t_1 \leq t \leq t_2 &\mapsto P_1 f_1 \\
t_2 \leq t \leq t_3 &\mapsto P_1 f_2 + P_2 f_1 \\
t_3 \leq t \leq t_4 &\mapsto P_1 f_3 + P_2 f_2 + P_3 f_1 \\
t_4 \leq t \leq t_5 &\mapsto P_1 f_4 + P_2 f_3 + P_3 f_2 + P_4 f_1 \\
t_5 \leq t \leq t_6 &\mapsto P_1 f_5 + P_2 f_4 + P_3 f_3 + P_4 f_2 + P_5 f_1 \\
t_6 \leq t \leq t_7 &\mapsto P_1 f_6 + P_2 f_5 + P_3 f_4 + P_4 f_3 + P_5 f_2 + P_6 f_1 \\
t_7 \leq t \leq t_8 &\mapsto P_2 f_6 + P_3 f_5 + P_4 f_4 + P_5 f_3 + P_6 f_2 + P_7 f_1 \\
t_8 \leq t \leq t_9 &\mapsto P_3 f_6 + P_4 f_5 + P_5 f_4 + P_6 f_3 + P_7 f_2 + P_8 f_1 \\
t_9 \leq t \leq t_{10} &\mapsto P_4 f_6 + P_5 f_5 + P_6 f_4 + P_7 f_3 + P_8 f_2 + P_9 f_1 \\
t_{10} \leq t \leq t_{11} &\mapsto P_5 f_6 + P_6 f_5 + P_7 f_4 + P_8 f_3 + P_9 f_2 \\
t_{11} \leq t \leq t_{12} &\mapsto P_6 f_6 + P_7 f_5 + P_8 f_4 + P_9 f_3 \\
t_{12} \leq t \leq t_{13} &\mapsto P_7 f_6 + P_8 f_5 + P_9 f_4 \\
t_{13} \leq t \leq t_{14} &\mapsto P_8 f_6 + P_9 f_5 \\
t_{14} \leq t \leq t_{15} &\mapsto P_9 \cdot f_6
\end{aligned}$$

onde as funções f_1, f_2, \dots, f_6 representam as funções bases B-Splines e os pontos $P_1, P_2, P_3, \dots, P_9$ são os nove pontos de controle.

Por englobar mais pontos de controle entre dois laços seguidos, os intervalos de t_6 a t_{10} são definidos como ponto inicial e final da fase de apoio simples, representando $t_6 = 10\%$ e $t_{10} = 50\%$ da marcha. A fase de apoio simples representa em torno de 40% do ciclo do passo humano, assim cada intervalo entre dois laços interpola 10% do passo.

8.2 Função Objetivo

A função objetivo pode ser entendida como medidas de desempenho. Na literatura, as principais funções objetivo utilizadas nas simulações dinâmicas do corpo humano são (Abdel-Malek & Arora, 2013)

i. Esforço Dinâmico

$$f = \int_0^T \tau \cdot \tau dt \quad (6.6)$$

que é definido pela integral dos torques atuantes ao quadrado ao longo do tempo. O resultado da integração está relacionado à energia do sistema, que é entendida como

objetivo principal do movimento. Às vezes, a função é reescrita normalizando os torques pelo valor máximo limite do torque, tomando a forma

$$f = \int_0^T \left(\frac{\tau}{|\tau|_{\max}} \right)^T \cdot \left(\frac{\tau}{|\tau|_{\max}} \right) dt \quad (6.7)$$

ii. Energia Mecânica

$$f = \int_0^T |\tau \cdot \dot{q}| dt \quad (6.8)$$

que mede a energia mecânica do sistema.

iii. Energia Metabólica

$$f = \int_0^T \dot{E} dt \quad (6.9)$$

onde \dot{E} é a taxa da energia metabólica total.

iv. Estabilidade

$$f = \int_0^T S dt \quad (6.10)$$

onde S representa a estabilidade quantificada de alguma maneira. Por exemplo, pode-se usar o conceito de RFI, desvio da posição do ZMP do centro do polígono de suporte ou de alguma trajetória prescrita para o ZMP (Abdel-Malek & Arora, 2013), ou até mesmo o desvio do tronco da posição vertical (Kim et al., 2008).

Outras possibilidades surgem da combinação dessas funções.

O presente trabalho adota como função objetivo o esforço dinâmico na forma normalizada, equação (6.7). A estabilidade é considerada como uma restrição do problema.

8.2.1 Restrições

As restrições são os elementos essenciais para definir o problema de otimização. Existem dois tipos de restrições, as que são dependentes do tempo, ou seja, são impostas durante um intervalo de tempo, e as que são independentes do tempo.

8.2.2 Restrições dependentes do tempo

A primeira restrição dependente do tempo são os ângulos limites de cada grau de liberdade. Pode-se entender que as juntas do corpo possuem limites de rotação e o modelo, assim como o corpo, deve obedecer a esses limites para que não haja hipertensão ou movimentos anômalos. Estes limites são escritos por inequações considerando que \mathbf{q}^i e \mathbf{q}^s são os limites inferiores e superiores dos ângulos nodais respectivamente, tem-se:

$$\mathbf{q}^i \leq \mathbf{q}(t) \leq \mathbf{q}^s, \quad 0 \leq t \leq T \quad (6.11)$$

Os músculos do corpo também possuem limites em relação ao torque máximo aplicado, por isso deve haver também valores inferiores (τ^i) e superiores (τ^s), ou seja:

$$\tau^i \leq \tau(t) \leq \tau^s, \quad 0 \leq t \leq T \quad (6.12)$$

A marcha humana acontece por meio do contato unilateral entre o pé e o solo. Assim é importante garantir que durante o momento de contato, o pé esteja em contato com o solo, logo essa restrição é formulada de modo que:

$$\begin{aligned} y_i(t) = 0, \quad \dot{x}_i(t) = 0, \quad \dot{y}_i(t) = 0 \quad i \in \Omega \\ y_i(t) \geq \varepsilon, \quad i \notin \Omega \quad 0 \leq t \leq T \end{aligned} \quad (6.13)$$

onde ε é um número positivo qualquer e Ω é o conjunto dos pontos em contato com o solo durante certo intervalo de tempo t . Durante qualquer intervalo de tempo da fase de apoio simples, os pontos que não estão em contato com o solo devem possuir uma altura maior que zero.

A velocidade horizontal do quadril também necessita ser especificada para garantir uma velocidade de deslocamento constante, assim tem-se:

$$v_{\min} \leq v_{\text{quadril},x} \leq v_{\max}, \quad 0 \leq t \leq T \quad (6.14)$$

Por fim, a última restrição dependente do tempo é relativa a estabilidade dinâmica. Ela é alcançada quando o ZMP se encontra dentro do polígono de apoio. No presente trabalho, por tratar da fase de apoio simples, a coordenada x deve se encontrar dentro da região do pé. Então,

$$x_{\text{calc}}(t) \leq x_{\text{ZMP}} \leq x_{\text{dedo}}, \quad 0 \leq t \leq T \quad (6.15)$$

onde x_{calc} , x_{ZMP} , x_{dedo} são a posição no eixo x do calcanhar, a posição do ZMP e a posição do dedo do pé da perna de apoio, respectivamente.

8.2.3 Restrições independentes do tempo

A primeira restrição evita que a perna em balanço entre em contato com o solo, assim, ao invés de controlar a altura do calcanhar da perna em balanço, limita-se a flexão do joelho da respectiva perna durante o balanço médio.

Experimentos mostram que, durante essa etapa, o ângulo de flexão do joelho é em torno de 60° , independentemente da idade ou do gênero, com uma variação de $\pm 5^\circ$. A restrição é expressão por

$$55^\circ \leq q_j \leq 65^\circ, \quad t = t_{ms} \quad (6.16)$$

Em seguida, os estados iniciais e finais do movimento são fixados, assim como o tamanho do passo L . Para isso, é definido, como dado de entrada, o tamanho do passo L . A restrição é então escrita como

$$x_{ds}(0) = -L/2, \quad y_{ds}(0) = 0, \quad x_{cs}(T) = L/2, \quad y_{cs}(T) = 0 \quad (6.17)$$

onde x_{ds} , y_{ds} , x_{cs} , y_{cs} são as coordenadas do dedo do pé (ds) e calcanhar(cs) da perna em balanço. O valor T representa o instante final da fase de apoio simples, implicando que o calcanhar deve entrar em contato com o solo para encerrar o

movimento. Porém, por motivos numéricos e de modelagem, atingir a igualdade é uma tarefa árdua ou impossível, para isso se adota uma tolerância de 1 mm para y_{cs} e y_{ds} , e 10 cm para x_{cs} e x_{ds} .

8.3 Rotina para cálculo da função objetivo

Inicialmente são definidos os pontos de controle (PC) iniciais. Considera-se que o modelo está na posição vertical com todos os ângulos de rotação de cada GL iguais à zero. Logo todos os PC são nulos. Entretanto, essa configuração inicial requer um número maior de passos para convergir. Então, foi define-se como o primeiro e último ponto de controle de cada GL, o valor experimental da rotação (Winter, 2009). Os valores intermediários dos pontos de controles são encontrados por interpolação linear dos pontos de extremidade.

Com os pontos de controle inicial, utilizam-se as B-Splines para encontrar o perfil do deslocamento angular de cada grau de liberdade e, através de suas derivadas, as velocidade e aceleração.

Para calcular as posição, velocidade e aceleração no sistema referencial global, são definidas as matrizes $\mathbf{A}_j, \mathbf{B}_j, \mathbf{C}_j$, de dimensão 4×4 , que fornecem de forma recursiva os valores cinemáticos para o j -ésimo nó, a partir das posições de cada nó em coordenada local e de seus deslocamentos angulares, sendo dadas por

$$\mathbf{A}_j = \mathbf{T}_1 \mathbf{T}_2 \mathbf{T}_3 \cdots \mathbf{T}_j = \mathbf{A}_{j-1} \mathbf{T}_j \quad (6.18)$$

$$\mathbf{B}_j = \dot{\mathbf{A}}_j = \mathbf{B}_{j-1} \mathbf{T}_j + \mathbf{A}_{j-1} \frac{\partial \mathbf{T}_j}{\partial q_j} \dot{q}_j \quad (6.19)$$

$$\mathbf{C}_j = \dot{\mathbf{B}}_j = \ddot{\mathbf{A}}_j = \mathbf{C}_{j-1} \mathbf{T}_j + 2\mathbf{B}_{j-1} \frac{\partial \mathbf{T}_j}{\partial q_j} \dot{q}_j + \mathbf{A}_{j-1} \frac{\partial^2 \mathbf{T}_j}{\partial q_j^2} \dot{q}_j^2 + \mathbf{A}_{j-1} \frac{\partial \mathbf{T}_j}{\partial q_j} \ddot{q}_j \quad (6.20)$$

onde \mathbf{T}_j é a matriz de transformação de Denavit-Hatenberg entre os graus de liberdade j e $(j - 1)$. Além disso, $q_j, \dot{q}_j, \ddot{q}_j$ são respectivamente o deslocamento, velocidade e aceleração angular do nó j , com $j = 1$ até n , sendo n o número de GL. Toma-se como valores iniciais $\mathbf{A}_0 = [\mathbf{I}]$ e $\mathbf{B}_0 = \mathbf{C}_0 = [\mathbf{0}]$.

As posições, velocidades e acelerações cartesianas de qualquer ponto pertencente ao sistema são obtidas a partir de

$${}^0\mathbf{r}_j = \mathbf{A}_j \mathbf{r}_j; \quad {}^0\dot{\mathbf{r}}_j = \mathbf{B}_j \mathbf{r}_j; \quad {}^0\ddot{\mathbf{r}}_j = \mathbf{C}_j \mathbf{r}_j \quad (6.21)$$

onde \mathbf{r}_j é o vetor posição aumentado em coordenada local. Os nós se encontram na posição $[0; 0; 0; 1]$ em suas coordenadas locais.

De posse das matrizes $\mathbf{A}_j, \mathbf{B}_j, \mathbf{C}_j$, encontradas pela rotina recursiva cinemática, é possível uma metodologia dinâmica recursiva para encontrar os torques aplicados em cada grau de liberdade. Isso é alcançado por meio de da matriz \mathbf{D}_j e três vetores $\mathbf{E}_j, \mathbf{F}_j, \mathbf{G}_j$. Dadas as massas, propriedades inerciais de cada segmento, as forças externas $\mathbf{f}_k^T = [{}^k f_x; {}^k f_y; {}^k f_z; 0]$ e momentos externos $\mathbf{M}_k^T = [{}^k M_x; {}^k M_y; {}^k M_z; 0]$ para o segmento k , definidos em coordenadas globais, pode-se calcular os torques atuantes τ_i recursivamente através da expressão (Hollerbach, 1980):

$$\tau_i = tr \left[\frac{\partial \mathbf{A}_i}{\partial q_i} \mathbf{D}_i \right] - \mathbf{g}^T \frac{\partial \mathbf{A}_i}{\partial q_i} \mathbf{E}_i - \mathbf{f}_k^T \frac{\partial \mathbf{A}_i}{\partial q_i} \mathbf{F}_i - \mathbf{G}_i^T \mathbf{A}_{i-1} \mathbf{z}_0 \quad (6.22)$$

com $i = n$ até 1 e

$$\begin{aligned} \mathbf{D}_i &= \mathbf{I}_i \mathbf{C}_i^T + \mathbf{T}_{i+1} \mathbf{D}_{i+1} \\ \mathbf{E}_i &= m_i {}^i \mathbf{r}_i + \mathbf{T}_{i+1} \mathbf{E}_{i+1} \\ \mathbf{F}_i &= {}^k \mathbf{r}_f \delta_{ik} + \mathbf{T}_{i+1} \mathbf{F}_{i+1} \\ \mathbf{G}_i &= \mathbf{h}_k \delta_{ik} + \mathbf{G}_{i+1} \end{aligned} \quad (6.23)$$

onde \mathbf{g}^T é o vetor de gravidade, ${}^i \mathbf{r}_i$ é a localização do centro de massa do segmento i em seu próprio sistema de coordenada local, ${}^k \mathbf{r}_f$ é a posição da força externa no sistema local k e δ_{ik} é o delta de Kronecker. Adota-se adicionalmente que $\mathbf{z}_0 = [0; 0; 1; 0]$ para um nó de revolução e $\mathbf{z}_0 = [0; 0; 0; 0]$ para nó prismático e $\mathbf{D}_{n+1} = \mathbf{E}_{n+1} = \mathbf{F}_{n+1} = \mathbf{G}_{n+1} = [\mathbf{0}]$.

Por fim, \mathbf{I}_i é a matriz de inércia do segmento i , dada por

$$\mathbf{I}_i = \begin{bmatrix} \frac{-I_{xx} + I_{yy} + I_{zz}}{2} & -I_{xy} & -I_{xz} & m_i \bar{x}_i \\ -I_{xy} & \frac{I_{xx} - I_{yy} + I_{zz}}{2} & -I_{yz} & m_i \bar{y}_i \\ -I_{xz} & -I_{yz} & \frac{I_{xx} + I_{yy} - I_{zz}}{2} & m_i \bar{z}_i \\ m_i \bar{x}_i & m_i \bar{y}_i & m_i \bar{z}_i & m_i \end{bmatrix} \quad (6.24)$$

onde m_i é a massa do segmento i , $(\bar{x}_i, \bar{y}_i, \bar{z}_i)$ é a posição do centro de massa do segmento i no referencial local e $I_{xx}, \dots, I_{xy}, \dots$ são os momentos de inercia da barra i em relação ao sistema próprio de coordenadas.

De posse dos torques atuantes, posições e velocidades cartesianas, é possível calcular todas as restrições do problema. Para isto utiliza-se a função *GlobalSearch* do Matlab, para executar a rotina de otimização. Para contabilizar as restrições, aplica-se um fator penalizante de 9999 sempre que as restrições forem violadas.

A Figura 8.3 mostra o fluxograma resumido do processo descrito acima, iniciando com os pontos de controle das B-splines, calculando todos os valores cinemáticos e dinâmicos e terminando com o cálculo da função objetivo e restrições do processo.

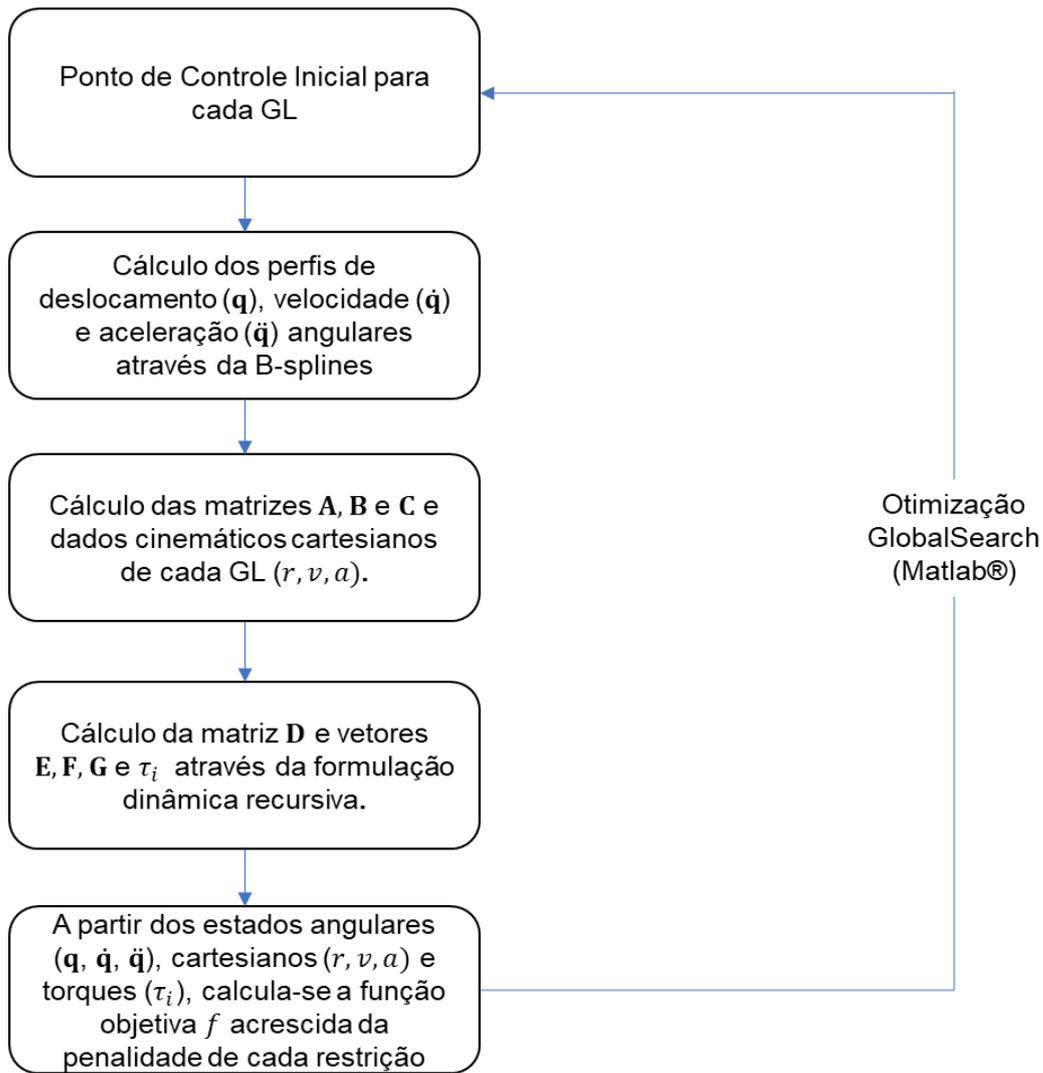


Figura 8.3 - Fluxograma da rotina utilizada para cálculo da função objetivo e aplicação das restrições no processo de otimização em dinâmica preditiva do modelo proposto

8.4 Ajuste para Rotação do Pé

O pé é modelado de modo que não haja um nó separando o mediopé do antepé. Conseqüentemente, a rotação do pé, no modelo, ocorre de maneira abrupta, ou seja, o contato do pé ocorre ao longo de todo o pé ou em um único ponto (Figura 8.4). O ângulo de rotação inicial é nulo até que o momento o pé inicia o movimento de giro. Assim um polinômio do quinto grau não consegue interpolar tal curva, especialmente durante o trecho em que é a rotação é nula.

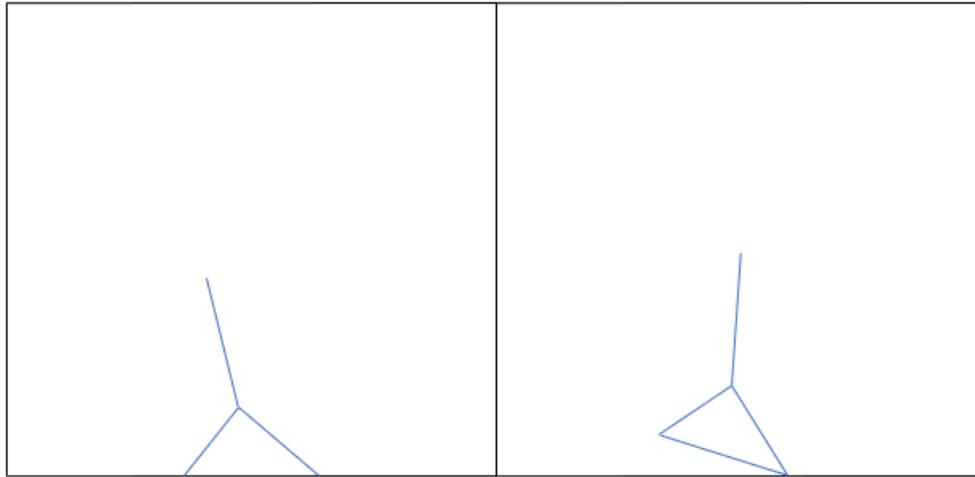


Figura 8.4 - Rotação do pé

Com o objetivo de obter uma interpolação realista do movimento humano, até 70% da fase de apoio simples (ver item 6.5), os pontos de controle para cálculo da curva B-splines são definidos como zero. A partir de tal instante, os pontos de controle são obtidos pelo processo de otimização.

Isso implica que durante os 70% iniciais da fase de apoio simples, o pé mantém contato em dois pontos com o solo ($y_i = 0$) e suas respectivas velocidades e acelerações são nulas. A partir de 70% do ciclo, o contato passa a se dar em um único ponto (na ponta do dedo).

8.5 Dados de Entrada

Os primeiros valores a serem definidos como entrada do problema são os dados antropométricos de cada segmento, que são calculados de maneira semelhante aos modelos do Capítulo 6. Eles são massa, localização do centro de gravidade, tamanho e momento de inércia dos segmentos. Estes dados são apresentados na Tabela 8.1.

Tabela 8.1 - Dados Antropométricos de entrada do modelo

Segmento	m(kg)	x(m)	y(m)	l(m)	I(kg.m ²)
1	1.16	-0.065	-0.037	0.150	0.006
2	3.72	-0.22	0.00	0.435	0.064
3	8.00	-0.21	0.00	0.410	0.140
4	54.24	-0.0001	0.00	0.0001	10.809
5	8.00	-0.21	0.00	0.410	0.140
6	3.72	-0.22	0.00	0.435	0.064
7	1.16	-0.07	-0.04	0.150	0.006

A média do caminhar em passo normal é em o torno de $1,4 \text{ m/s}$, por isso restringe-se que, em cada instante de tempo, a velocidade do quadril mínima seja de $1,2 \text{ m/s}$ e máxima de $1,6 \text{ m/s}$, com o objetivo de evitar movimentos bruscos, com acelerações excessivas. Além disso, o tamanho do passo é definido igual a $L = 1 \text{ m}$, com uma tolerância de $\pm 10 \text{ cm}$, calculado através do ábaco mostrado na Figura 8.5 (Winter, 1987).

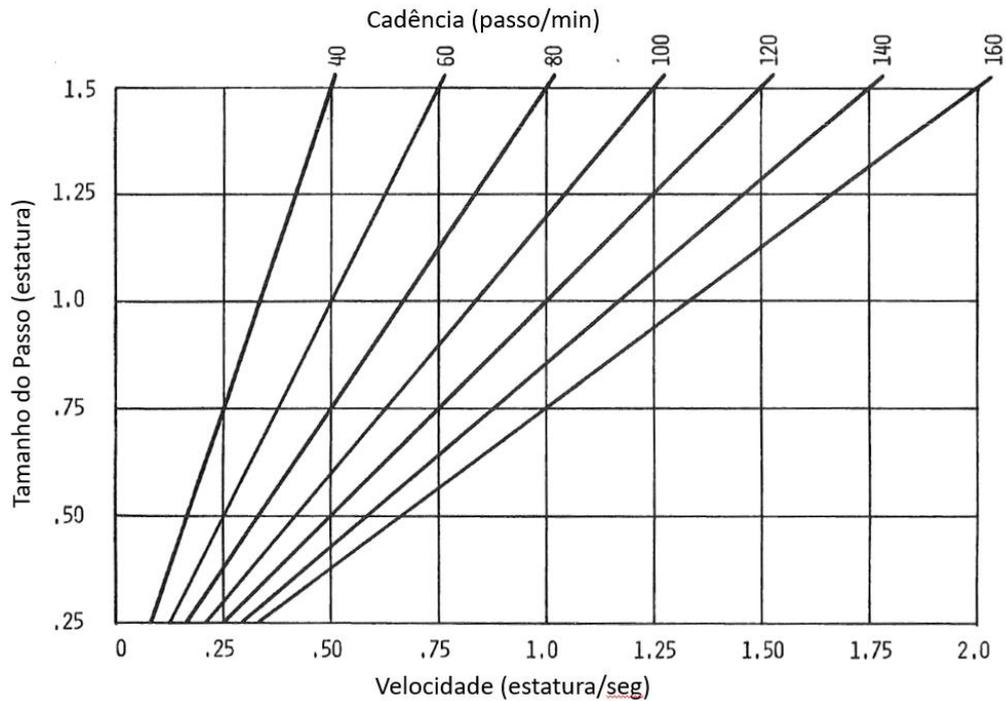


Figura 8.5 - Ábaco para cálculo do tamanho do passo a partir da cadência e velocidade do andar

O tempo de duração da fase de apoio simples é definido em torno de $0,36 \text{ s}$. O passo de tempo utilizado para a discretização do problema é de $0,018 \text{ s}$, levando a 21 instantes. Para cada grau de liberdade, passa uma curva interpoladora com pontos de controle, totalizando 63 variáveis de projeto no problema de otimização.

Os valores limites mínimos e máximos para as rotações e torques em cada grau de liberdade foram obtidos de Chung (2009). A Tabela 8.2 mostra os valores máximo e mínimo para cada grau de liberdade, numerado conforme a Figura 8.1.

Tabela 8.2 - Valores máximos e mínimos de ângulos para cada grau de liberdade

Grau de Liberdade	Limites
1	Mínimo: -20° Máximo: 0°
2	Mínimo: -20.11° Máximo: 54.5°
3	Mínimo: 0° Máximo: 135°
4	Mínimo: -90° Máximo: 90°
5	Mínimo: -90° Máximo: 90°
6	Mínimo: -135° Máximo: 0°
7	Mínimo: -54.5° Máximo: 0°

Os valores dos torques mínimos e máximos aplicados em cada grau de liberdade também foram obtidos por Chung (2009). Não existe limite para o primeiro grau de liberdade, pois ele representa a rotação do pé, não sendo atribuído a um grupo muscular atuante nos nós do modelo. Os valores são apresentados na Tabela 8.3.

As rotações inicial e final em radianos são dados de entrada e escolhidos como primeiro e último ponto de controle para cada grau de liberdade. Os pontos intermediários são obtidos através de interpolação linear entre o primeiro e último ponto de controle. Os estados iniciais e finais são encontrados em Winter (1987). A Tabela 8.4 mostra os valores dos ângulos, assim como o desvio padrão. O grau de liberdade 1 não apresenta valores iniciais nem finais, pois, por definição deve iniciar com rotação nula (item 8.4) e, como não existe nó de rotação entre o mediopé e antepé, os dados de laboratório não se aplicam ao modelo. O ângulo final do pé é escolhido como 12° a partir dos resultados obtidos no item 6.4

Tabela 8.3 - Valores máximos e mínimos dos torques em cada grau de liberdade

Grau de Liberdade	Limites
2	Mínimo: -37 Nm
	Máximo: 85.3 Nm
3	Mínimo: -259 Nm
	Máximo: 103 Nm
4	Mínimo: -167 Nm
	Máximo: 204 Nm
5	Mínimo: -167 Nm
	Máximo: 204 Nm
6	Mínimo: -259 Nm
	Máximo: 103 Nm
7	Mínimo: -37 Nm
	Máximo: 85.3 Nm

Tabela 8.4 - Entrada dos estados de descolamento iniciais, finais e suas respectivas tolerâncias (desvio padrão)

Graul de Liberdade	Estado Inicial	Estado Final	Desvio Padrão
2	2,4°	-7,2°	3,2°
3	19,84°	13,86°	3,25°
4	-16,4°	10,61°	5°
5	-9°	19,01°	5°
6	-38,7°	-2,21°	3,25°
7	-13,05°	0,58°	3,2°

8.6 Resultados e Discussões

Os resultados obtidos são comparados com os valores experimentais de Winter (2009) e, quando necessário, com os dados de Abdel-Malek e Arora (2013) para validar a eficácia do modelo proposto. Inicialmente os resultados de laboratório são comparados com os dados cinemáticos e depois com os dinâmicos extraídos do modelo. As principais variáveis cinemáticas estudadas são os seis determinantes do andar, entretanto a rotação da pélvis não pode ser analisada, pois o modelo possui apenas duas dimensões.

Os valores encontrados para a rotação relativa do joelho, tanto para a perna de apoio são mostrados nas Figura 8.6. A rotação do joelho é muito próxima dos valores de

laboratório, mostrando que, para este grau de liberdade, o modelo 2D mostra-se consistente.

A rotação do quadril (Figura 8.7) é coerente com os resultados experimentais. Entretanto, depois do *midstance*, os resultados experimentais são ligeiramente superiores ao obtido. Isto ocorre porque o pé permanece plano por mais tempo, e assim o quadril deve girar de maneira um pouco mais acentuada para que no final da fase de apoio simples o calcanhar da perna em balanço encoste no solo.

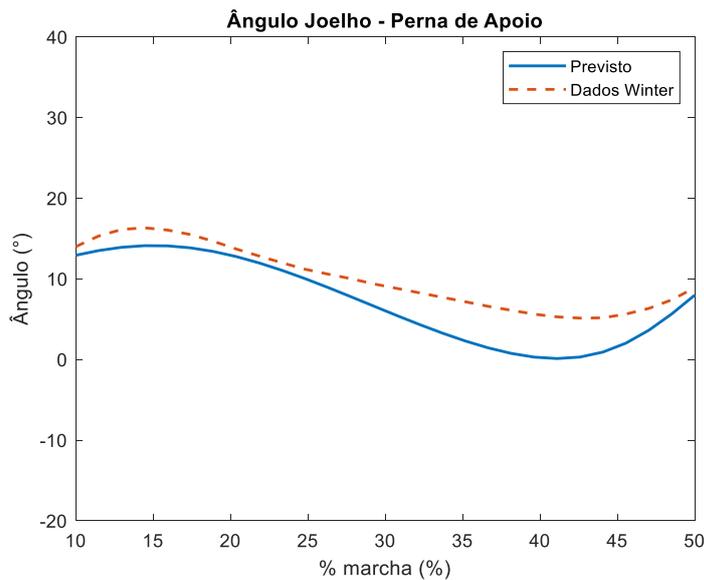


Figura 8.6 - Rotação do joelho da perna de apoio, obtida através da dinâmica preditiva, e comparação com os dados experimentais de Winter(2009)

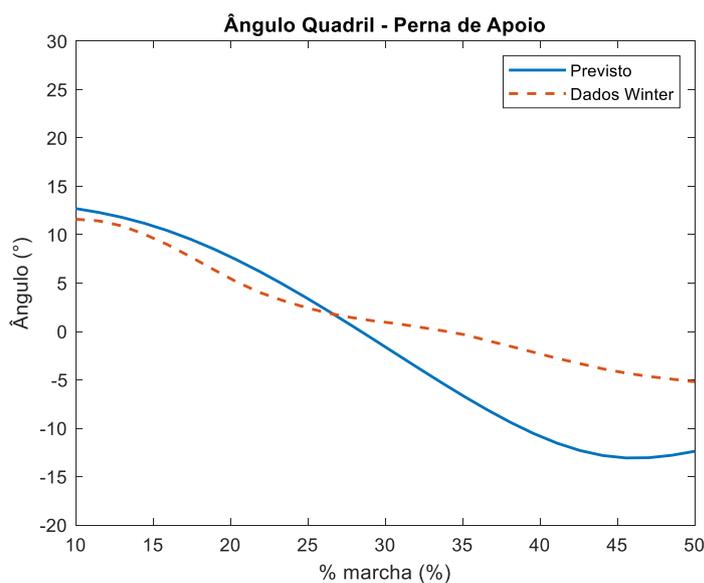


Figura 8.7 - Rotação quadril da perna de apoio, obtida através da dinâmica preditiva, e comparação com os dados experimentais de Winter (2009)

Outro determinante importante a ser analisado é a inclinação da pélvis. De acordo com Chung et al.(2010), essa rotação anterior/posterior ou no sentido sagital, varia de $\pm 2^\circ$. Adicionalmente, os gráficos apresentados por Abdel-Malek e Arora (2013) corroboram esses valores, mas mostram que em um intervalo de 95% de confiança, o limite para a inclinação do tronco pode chegar a $\pm 4^\circ$. Além disso, a velocidade da marcha nesses dois estudos é de $1,2 \text{ m/s}$, enquanto que, para o modelo apresentado, a velocidade estabelecida é de $1,4 \text{ m/s}$, gerando uma inclinação maior (Lewis et al., 2017). Os valores obtidos pelo modelo variaram de aproximadamente $\pm 5^\circ$ (Figura 8.8), resultado aceitável dentro do desvio padrão estipulado por McGrath, Howard e Baker (2015a).

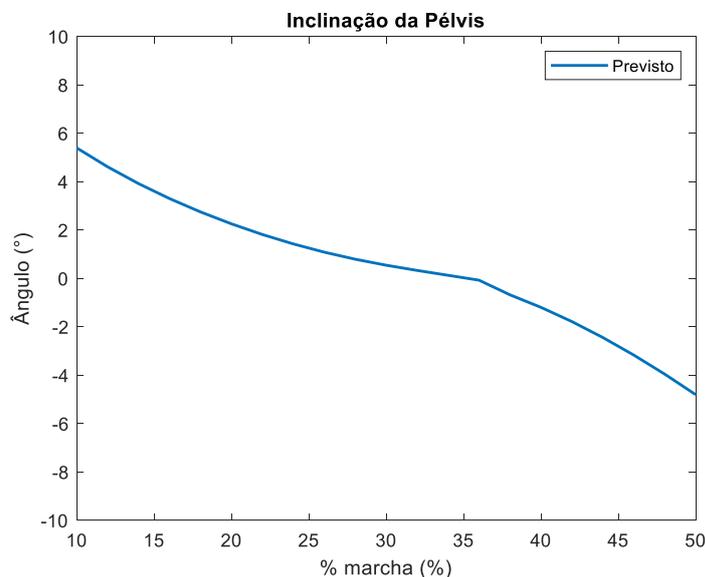


Figura 8.8 - Ângulo de inclinação da pélvis para o modelo proposto.

O principal objetivo dos seis determinantes do andar é reduzir a energia mecânica gasta durante o movimento, para isso a excursão vertical do centro de massa é reduzida e seu arco de progressão é suavizado. Dessa maneira, o modelo deve acompanhar essa mesma tendência de deslocamento vertical reduzido. De acordo com Saunders *et al.*(1953), a excursão máxima vertical do centro de massa é em torno de 5 cm. A Figura 8.9 mostra que o deslocamento máximo obtido é inferior ao limite esperado.

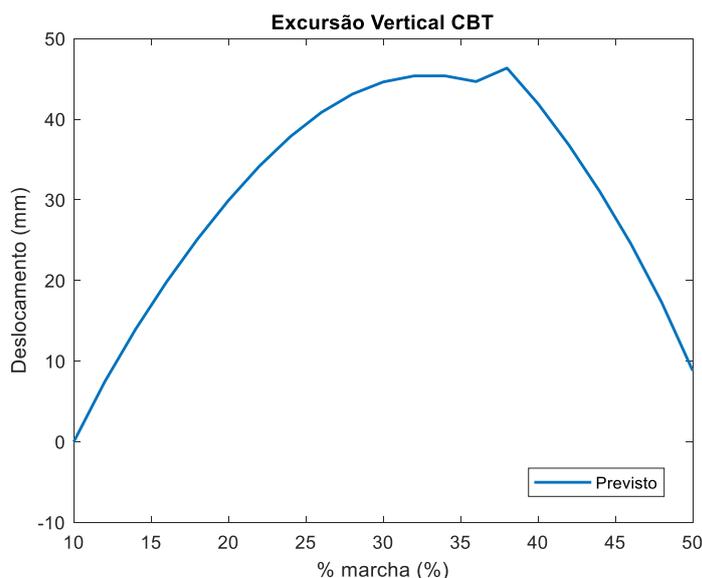


Figura 8.9 - Excursão vertical CBT relativa ao modelo preditivo 2D

Para compensar a simplificação do modelo do pé, é necessário fixar os pontos de controle da rotação do pé entre 0 e 70% da fase de apoio de apoio simples (~40% do ciclo da marcha). Consequentemente, uma descontinuidade é gerada nos resultados do modelo, sendo evidenciada pelas Figura 8.9 e Figura 8.10.

A rotação do tornozelo é o último determinante do andar a ser analisado. No início da fase de apoio simples, o valor previsto inicial é em torno de 4° menor que a média de laboratório (Figura 8.10), porém ainda dentro da variação esperada. Após 35% da marcha, o resultado do modelo tende a crescer de maneira mais acentuada, atingindo um valor máximo de 15°, enquanto os valores de Winter (2009) alcançam apenas 7°. Já os resultados de Abdel-Malek e Arora (2013) mostram um limite de até aproximadamente 18° para a dorsiflexão do tornozelo. Porém, o que deve ser salientado, é o crescimento da rotação no trecho final do movimento. Uma possível explicação é que o grau de liberdade relativo ao pé girou de 10° (valor máximo) e, para compensar essa baixa rotação, o tornozelo teve uma dorsiflexão excessiva. Uma das restrições ao movimento é o tamanho do passo. Com a baixa rotação do pé, há um avanço sagital reduzido do corpo, necessitando de um trabalho maior do tornozelo para alcançar o tamanho proposto do passo.

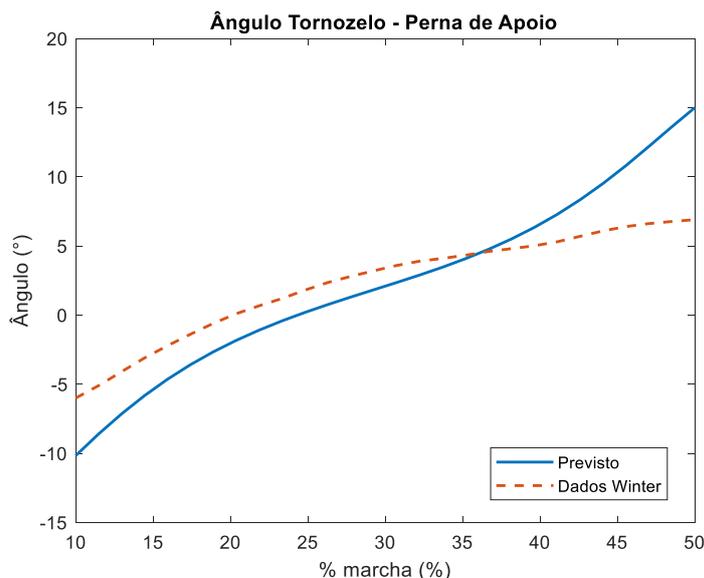


Figura 8.10 - Rotação do tornozelo da perna de apoio, obtida através da dinâmica preditiva, e comparação com os dados experimentais de Winter (2009)

Após analisar a validade do modelo em relação às variáveis cinemáticas, é necessário comparar com os dados experimentais a resposta dinâmica. Ou seja, investigar os torques compatíveis com as rotações obtidas pelo modelo e as reações de apoio. A Figura 8.11 compara o resultado do torque no joelho da perna de apoio com os valores experimentais. Os resultados se mostram compatíveis com o esperado, especialmente na tendência da curva. Deve ser destacado que o gráfico apresenta uma descontinuidade por conta do artifício utilizado para simular o pé.

Na Figura 8.12, o torque obtido para o tornozelo está abaixo dos dados da literatura. Este resultado acompanha a anomalia apresentada na Figura 8.10, pois, a partir de 35% da marcha, há uma dorsiflexão excessiva. O desvio pode ser evitado aplicando um momento positivo, sugerindo que a resposta do torque no tornozelo é compatível com os resultados anômalos da Figura 8.10.

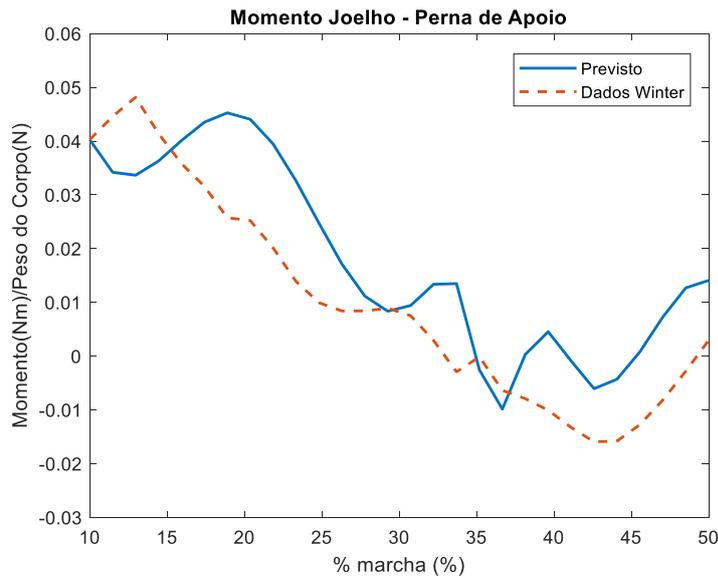


Figura 8.11 – Torque atuante no joelho da perna de apoio, normalizado pelo peso do corpo. Valores obtidos através da dinâmica preditiva, e comparação com os dados experimentais de Winter (2009)

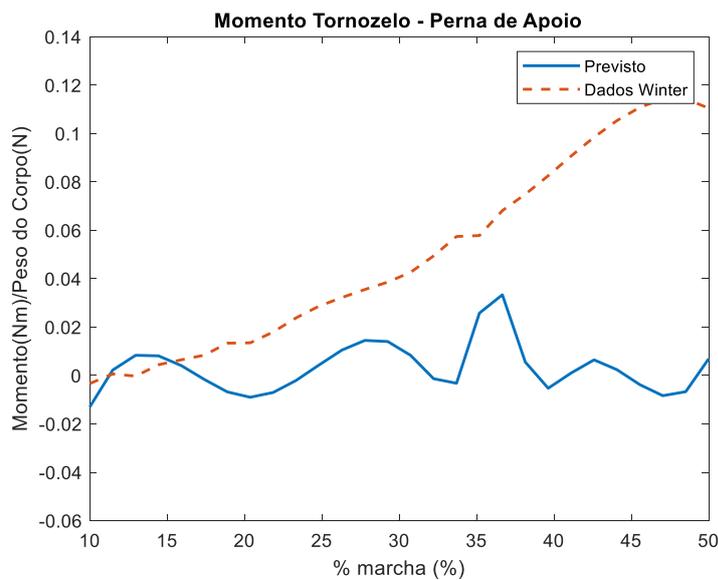


Figura 8.12 - Torque atuante no tornozelo da perna de apoio, normalizado pelo peso do corpo. Valores obtidos através da dinâmica preditiva, e comparação com os dados experimentais de Winter (2009)

A força de reação do solo (FRS) horizontal demonstrou a mesma configuração ao longo da marcha quando comparada aos valores experimentais (Figura 8.13). Após o início da rotação do pé, entre 35% e 40% da marcha, a FRS horizontal do modelo foi um pouco mais acentuada, porém ainda dentro da diferença esperada, por se tratar de uma comparação com valores de laboratório.

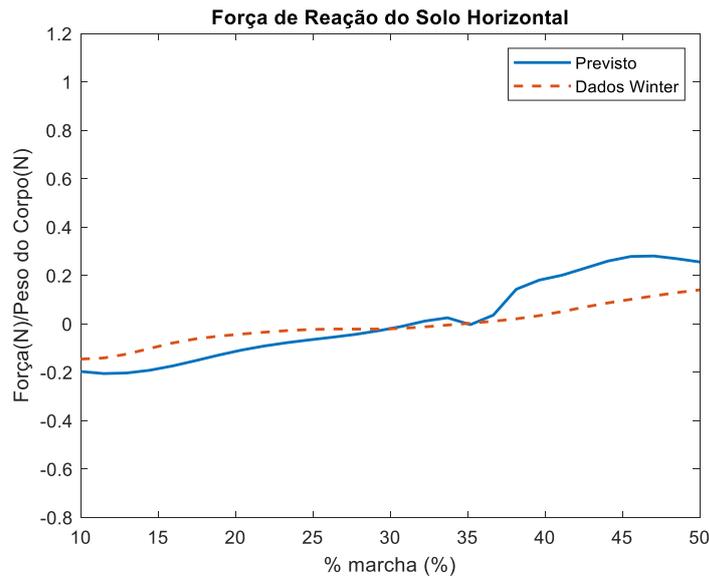


Figura 8.13 – Força de reação horizontal do solo, normalizada pelo peso do corpo, ao longo da marcha. Valores comparados com os dados experimentais de Winter (2009).

A FRS vertical é caracterizada por seu formato em “M”, a resposta do sistema proposto apresenta tal formato (Figura 8.14). Entretanto, a concavidade para cima é mais suave. Uma possível justificativa é o fato que, a partir de aproximadamente 30%, o calcanhar da perna de apoio deve ter perdido contato com o solo, o que não acontece com a simplificação do modelo do pé. Nesse sentido, o pé plano permanece em contato por mais tempo com o solo, resultando em uma força vertical maior.

A Figura 8.15 mostra a posição do modelo a 10%, 23%, 37% e 50% da fase de apoio simples. Percebe-se que não há nenhuma rotação fora do limite humano, os limites físicos do solo são obedecidos e a perna de apoio funciona como um pêndulo invertido (Kuo et al., 2005).

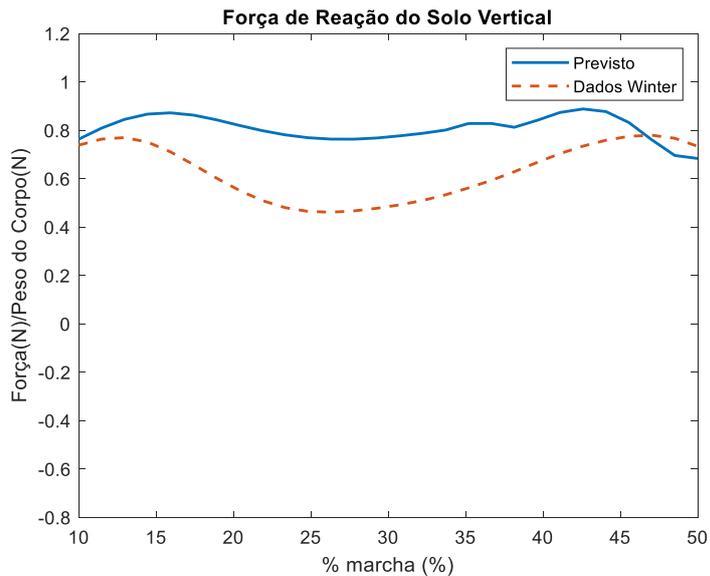


Figura 8.14 - Força de reação vertical do solo, normalizada pelo peso do corpo, ao longo da marcha. Valores comparados com os dados experimentais de Winter (2009).

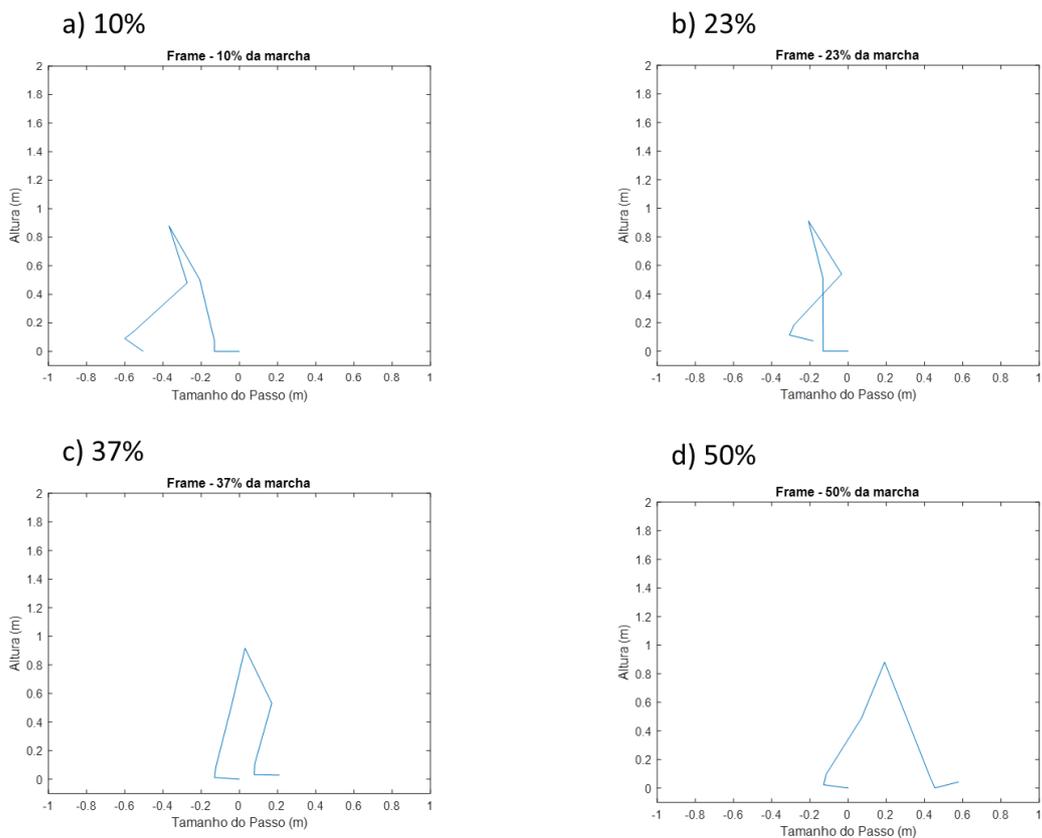


Figura 8.15 – Desenvolvimento da marcha durante a fase de apoio simples. São retratados os instantes de 10%, 23%, 27% e 50%.

9 Conclusão e Sugestões

Inicialmente estudou-se modelos de crescente complexidade com o intuito de, através de uma sequência lógica, entender o mecanismo do caminhar humano e, a partir deste conhecimento, propor um modelo 2D da fase de apoio simples do caminhar.

As teorias básicas da mecânica do caminhar humano, como os *determinantes do andar* e a *teoria do pêndulo invertido*, foram apresentadas no Capítulo 3, juntamente com outros modelos em duas dimensões encontrados na literatura. A partir destes, foi possível realizar uma análise crítica da influência dos *determinantes* no caminhar humano e propor um modelo da fase de apoio simples, utilizando os conceitos de dinâmica inversa. Uma rotina de otimização foi utilizada, procurando, em cada modelo, simular os valores das rotações obtidas experimentalmente. O objetivo principal é obter de forma precisa a força de reação do solo e que o modelo seja capaz de reproduzir as rotações com o menor erro quadrático médio.

O estudo dos *determinantes do andar* foi realizado inicialmente a partir de um modelo de pêndulo invertido, que, em virtude de sua simplicidade, não apresenta bons resultados. Adicionou-se, a seguir, ao modelo de pêndulo invertido o grau de liberdade relativo ao joelho. Com a adição do joelho, a força vertical de reação do solo demonstrou uma elevação característica na primeira parte da fase de apoio simples, indicando que o joelho é o fator responsável por essa primeira elevação. Além disso, o modelo mostrou-se capaz de gerar rotações com baixo erro quadrático médio normalizado, porém os torques necessários não foram compatíveis com os valores experimentais.

Ao modelo anterior foi adicionado o grau de liberdade representativo do calcanhar. Com isto tornou-se possível obter a segunda elevação na força de reação vertical do solo, obtendo-se a curva característica com formato de “M”. Este modelo também conseguiu simular com baixo NRMS todos os graus de liberdade, com exceção da rotação do tronco, que, ao final da fase de apoio simples, chegou ao valor de cinco graus (dentro do desvio padrão estabelecido).

O último modelo analisado considerou uma mola com amortecimento para simplificar o mecanismo quadril, joelho e tornozelo. Além disso, considerou-se que o pé é modelado como um semicírculo, sendo as variáveis de projeto a constante de rigidez

da mola, constante de amortecimento e raio do pé. Os valores de projeto encontrados para o raio do pé, constante da mola e do amortecimento foram 0.3 m , 21.5 kN/m e 0 N.s/m , respectivamente. É importante ressaltar que no trabalho original de Whittington e Thelen (2009) não foi utilizado amortecimento e o valor encontrado pela rotina de otimização, no presente trabalho, foi nulo. Os valores das outras duas variáveis foram os mesmos encontrados no presente trabalho.

O modelo 2D proposto nesta dissertação, com sete graus de liberdade, foi inspirado em dinâmica preditiva, com base no trabalho de Abdel-Malek e Arora (2013). A principal vantagem desta metodologia é não necessitar de dados experimentais previamente conhecidos, tomando como princípio que a marcha humana utiliza certas medidas de desempenho para realizar o movimento. Outra vantagem é a capacidade de analisar causa-efeito. Deve-se salientar que utilizar o modelo para diferentes velocidades pode levar a resultados incorretos, uma vez que conforme a velocidade de marcha aumenta, o modo de caminhar passa de andar a correr. Em geral, utiliza-se diferente metodologia para simular corrida.

Observou-se que a principal dificuldade do modelo consiste em simular o pé, que é considerado plano sem divisão entre antepé e mediopé. Durante os primeiros 70% da fase de apoio simples, o modelo do pé proposto possui rotação nula e as B-splines não se mostraram muito eficazes interpolando a curva de rotação do pé. Em virtude desta limitação, foi apresentada como alternativa a separação dos pontos de controle. Nos 30% final da fase de apoio simples, os pontos de controle produzidos pela otimização são utilizados para interpolar a rotação do pé, enquanto que no início do movimento, os pontos são adotados iguais à zero.

Os resultados cinemáticos do modelo mostraram boa correlação com os dados experimentais de Winter (2009), usados como referência na literatura. Obteve-se uma dorsiflexão maior que a esperada (porém dentro da variação esperada) no valor da rotação do tornozelo, que deriva da rotação insuficiente do pé. Consequentemente, uma angulação maior é necessária para que o passo seja completo e o pé da perna em balanço atinja o solo na fase final de apoio simples.

Os torques e reações de apoio extraídos da equação de movimento pelo processo de dinâmica inversa foram compatíveis com os valores cinemáticos encontrados. O

torque aplicado no grau de liberdade relativo ao joelho foi semelhante ao valor experimental. Por outro lado, o torque no tornozelo não apresentou a mesma precisão, pois, mesmo que a variação no ângulo do tornozelo tenha sido pequena, este grau de liberdade é responsável pela rotação de todo o sistema. Assim, pequenas rotações geram grandes momentos.

Por fim, a força de reação do solo vertical apresentou o seu formato característico de “M”, apenas com a concavidade positiva menos acentuada. Este resultado é um bom indicador da validade do modelo, pois as forças de reação do solo são os principais responsáveis pela excursão vertical e horizontal do centro de massa do sistema.

9.1 Sugestões para trabalhos futuros

As principais considerações a serem feitas sobre trabalhos futuros são a respeito da melhoria do modelo considerando dinâmica preditiva. Conseqüente, as sugestões a seguir têm por objetivo melhorar a modelagem do pé e expandir a capacidade do modelo. Sugere, pois:

- Estender o modelo para a fase de apoio duplo.
- Propor novo modelo para simular o pé com a adição de mais um grau de liberdade separando o antepé do mediopé.
- Estudo da variação de parâmetros como velocidade, altura e massa corpóreas, tamanho do passo.
- Desenvolver rotina para cálculo do gradiente com o objetivo de acelerar a convergência do método. Avaliar a sensibilidade do sistema em relação as variáveis de projeto
- Desenvolver rotina de otimização apropriada para o problema específico.
- Analisar a combinação de outras funções objetivo.
- Expandir o modelo proposto para um modelo 3D e estudar outros movimentos, como correr ou subir escadas e rampas.
- Realizar experimentos para obter os próprios valores de laboratório.

10 Referências

- Abdel-Malek, K. A., & Arora, J. S. (2013). *Human Motion Simulation - Predictive Dynamics*. Academic Press.
- Anderson, F. C., & Pandy, M. G. (2003). Individual muscle contributions to support in normal walking. *Gait and Posture*, pp. 159-169.
- Ankarali, M. M., Cowan, N. J., & Saranli, U. (2012). TD-SLIP: A better predictive model for human running. *Proceedings of Dynamic Walking*.
- Asada, H. (01 de Fevereiro de 2018). *Introduction to Robotics*. Fonte: MITOPENCOURSEWARE - Massachusetts Institute of Technology : <https://ocw.mit.edu/courses/mechanical-engineering/2-12-introduction-to-robotics-fall-2005/lecture-notes/chapter7.pdf>
- Badler, N. I., & Ko, H. (March de 1996). Animating Human Locomotion with Inverse Dynamics. *IEEE Computer Graphics and Applications, Volume 6*, pp. pages 50-59.
- Bessonnet, G., Chessé, S., & Sardain, P. (October–November de 2004). Optimal Gait Synthesis of a Seven-Link Planar Biped. *THE INTERNATIONAL JOURNAL OF ROBOTICS RESEARCH*, pp. 1059-1073.
- Biuzuner, R. J., & Jesus, B. F. (19 de Dezembro de 2014). B-Splines. *Notas de seminário de Iniciação Científica-UFMG*.
- Blickhan, R. (1989). The Spring-Mass Model for Running and Hopping. *Journal fo Biomechanics*, 1217-1227.
- Buczek, F. L., Cooney, K. M., Walker, M. R., Rainbow, M. J., Concha, M. C., & O.Sanders, J. (Março de 2006). Performance of an inverted pendulum model directly applied to normal human gait. *Clinical Biomechanics*, pp. 288-296.
- Cappozzo, A. (1991). The Mechanics OF Human Walking. *Adaptability of Human Gait*, 167-186.

- Chandler, R., Clauser, C., McConville, J., Reynolds, H., & Young, J. (1975). *INVESTIGATION OF INERTIAL PROPERTIES OF THE HUMAN BODY*. Tech. Rep., Aerospace Medical Research Laboratory, Dayton, OH.
- Chao, E. Y.-S., & Rim, K. (1973). Application of Optimization Principles in Determining the Applied Moments in Human Leg Joints During Gait. *Journal of Biomechanics*, pp. 497-510.
- Chapra, S. C., & Canale, R. P. (2008). *Métodos Numéricos para Engenharia*. Porto Alegre : McGraw-Hill Companies.
- Cheng, M.-Y., & Lin, C.-S. (1995). Measurement of Robustness for Biped Locomotion Using Linearized Poincare' Map . *International Conference on Robotics & Automation* , 1321-1326.
- Chung, C. Y., Park, M. S., Lee, S. H., Kong, S. J., & Lee, K. M. (2010). Kinematic aspects of trunk motion and gender effect in normal adults. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*.
- Chung, H.-J. (2009). *Optimization-based dynamic prediction of 3D human running*. Phd Thesis, The University of Iowa, Mechanical Engineering.
- Collins, S. H. (2008). *Dynamic Walking Principles Applied to Human Gait*. Phd Thesis, University of Michigan, Mechanical Engineering, Michigan.
- Craig, J. J. (2005). *Introduction to Robotics - Mechanics and Control*. Pearson Education.
- Dasgupta, A., & Nakamura, Y. (1999). Making Feasible Walking Motion of Humanoid Robots From Human Motion Capture Data. *IEEE- International Conference on Robotics & Automation*, 1044-1049.
- Dekker, M. (2009). *ZERO-MOMENT POINT METHOD FOR STABLE BIPED WALKING*. Internship report, Technische Universiteit Eindhoven, Dep. of Mechanical Engineering, Eindhoven.
- Denavit, J., & Hatenberg, R. (1955). A kinematic notation for lower pair mechanism based on matrices. *Journal of Applied Mechanisms*, pp. 215-221.

- Dijkstra, E. J., & Gutierrez-Farewik, E. M. (2015). Computation of ground reaction force using Zero Moment Point. *Journal of Biomechanics*, 3776-3781.
- Drillis, R., & Contini, R. (1966). *Body Segment Parameters*. New York Univ., School of Engineering and Science, New York.
- Featherstone, R. (1987). *Robot Dynamics Algorithms*. Edinburgh: Springer Science - Business Media.
- Garcia, M., Chatterjee, A., Ruina, A., & Coleman, M. (1998). The Simplest Walking Model: Stability, Complexity, and Scaling. *Journal of Biomechanical Engineering*, pp. 281-288.
- Garcia, M., Ruina, A., Coleman, M., & Chatterjee, A. (23–25 de March de 1998). Some Results In Passive-Dynamic Walking. (T. U. Munich, Ed.) *Proceedings of the Euromech 375: Biology and Technology of Walking*, pp. 268–275.
- Gard, S. A., & Childress, D. S. (1997). The effect of pelvic list on the vertical displacement of the trunk during normal walking. *Gait & Posture*, 233-238.
- Gard, S. A., & Childress, D. S. (1999). The Influence of Stance-Phase Knee Flexion on the Vertical Displacement of the Trunk During Normal Walking . *Arch Phys Med Rehabil* , 26-32.
- Geyer, H., Seyfarth, A., & Blickhan, R. (2006). Compliant leg behaviour explains basic dynamics of walking and running. *The Royal Society*, pp. 2861-2867.
- Goswami, A. (1999). Foot rotation indicator (FRI) point: A new gait planning tool to evaluate postural stability of biped robots. *International Conference on Robotics & Automation* , 47-52.
- Hayot, C., Sakka, S., & Lacouture, P. (2013). Contribution of the six major gait determinants on the vertical center of mass trajectory and the vertical ground reaction force. *Human Movement Science*, 279-289.
- Hobbelen, D. (2008). *Limit Cycle Walking*. PhD Thesis, Delft University of Technology,.

- Hollerbach, J. M. (November de 1980). RECURSIVE LAGRANGIAN FORMULATION OF MANIPULATOR DYNAMICS AND A COMPARATIVE STUDY OF DYNAMICS FORMULATION COMPLEXITY. *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics*, pp. 730-736.
- Hong, H., Kim, S., Kim, C., Lee, S., & Park, S. (2013). Spring-like gait mechanics observed during walking in both young and older adults. *Journal of Biomechanics*, pp. 77-82.
- Hu, T., Lin, Z., Abel, M. F., & Allaire, P. E. (2004). Human Gait Modeling: Dealing with Holonomic Constraints. *American Control Conference*.
- Hurmuzlu, Y., & Moskowitz, G. D. (1986). The role of impact in the stability of bipedal. *Dynamics and Stability of Systems*, 217-234.
- Kepple, T. M., Siegel, K. L., & Stanhope, S. J. (30 de April de 1997). Relative contributions of the lower extremity joint moments to forward progression and support during gait. *Gait and Posture*, pp. 1-8.
- Kerrigan, D. C., Riley, P. O., Lelas, J. L., & Croce, U. D. (2001). Quantification of Pelvic Rotation as a Determinant of Gait. *Arch Phys Med Rehabil*, 217-220.
- Khatib, O. (2006). *Introduction to Robotics*. Stanford Univeristy.
- Kieboom, J. v. (2009). *Biped Locomotion and Stability A Pratical Approach*. Master Thesis, University of Groningen, The Netherlands, Dept of Artificial Intelligence, Groningen.
- Kim, H. J., Wang, Q., Rahmatalla, S., Swan, C. C., Arora, J. S., Abdel-Malek, K., & Assouline, J. G. (June de 2008). Dynamic Motion Planning of 3D Human Locomotion Using Gradient-Based Optimization. *Journal of Biomechanical Engineering*.
- Koopman, B., J.Grootenboer, H., & Jongh, H. J. (November de 1995). An inverse dynamics model for the analysis, reconstruction and prediction of bipedal walking. *Journal of Biomechanics*, pp. 1369-1376.

- Kuo, A. D. (2007). The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy: A dynamic walking perspective. *Human Movement Science*, 617-656.
- Kuo, A. D., & Donelan, J. M. (2010). Dynamic Principles of Gait and Their Clinical Implication. *Physical Therapy*, 157-174.
- Kuo, A. D., Donelan, M., & Ruina, A. (2005). Energetic Consequences of Walking Like an Inverted Pendulum: Step-to-Step Transitions. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 88-97.
- Lewis, C. L., Laudicina, N. M., Khuu, A., & Loverro, K. L. (2017). The Human Pelvis: Variation in Structure and Function During Gait. *THE ANATOMICAL RECORD*, pp. 633-642.
- Lin, Y.-C., Gfoehler, M., & Pandy, M. G. (2014). Quantitative evaluation of the major determinants of human gait. *Journal of Biomechanics*, 1324-1331.
- Luca, A. D. (2006). *Dynamic model of robots: Newton-Euler approach*. Sapienza Università di Roma, Dipartimento di Ingegneria Informatica Automatica e Gestionale Antonio Ruberti.
- Luenberger, D. G. (1989). *Linear and Nonlinear Programming*. Addison-Wesley Publishing Company.
- Lynch, F. C. (2016). *INTRODUCTION TO ROBOTICS MECHANICS, PLANNING, AND CONTROL*. Cambridge University Press.
- M. Millard, Kubica, E., & McPhee, J. (2011). Forward dynamic human simulation using a SLIP target model. *Procedia IUTAM*, vol.2, pp. 142-157.
- Marcus G. Pandy, N. B. (1988). A numerical method for simulating the dynamics of human walking. *Journal of Biomechanics*, pp 1043-1051,.
- MathWorks. (2015). *Global Optimization Toolbox User's Guide*. Fonte: MathWorks, Inc:
https://www.researchgate.net/profile/Olli_Tahvonen/publication/262956005_On_the_economics_of_optimal_timber_production_in_boreal_Scots_pine_stands/li

nks/573068a208ae744151911731/On-the-economics-of-optimal-timber-production-in-boreal-Scots-pine-stands.pdf

- McGeer, T. (1990a). Passive Dynamic Walking. *The International Journal of Robotic Research*, 62-82.
- McGrath, M. P. (2014). *Appropriately Complex Modelling of Healthy Human Walking*. Phd Theses, University of Salford Manchester, School of Health Science.
- McGrath, M., Howard, D., & Baker, R. (2015). A Forward Dynamic Modelling Investigation of Cause-and-Effect Relationships in Single Support Phase of Human Walking. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, 9.
- McGrath, M., Howard, D., & Baker, R. (2015). The strength and weakness of inverted pendulum models of human walking. *Gait and Posture*, pp. 389-394.
- McGrath, M., Howard, D., & Baker, R. (2017). A Lagrange-based generalised formulation for the equations of motion of. *Journal of Biomechanics*, 139–143.
- Mochon, S., & McMahon, T. A. (December de 1980). Ballistic walking: an improved model. *Mathematical Biosciences*, pp. 241-260.
- Mummolo, C., Cursi, F., & Kim, J. H. (2016). Balanced and Falling States for Biped Systems: Applications to Robotic versus Walking Stability. *IEEE*, 1155-1160.
- Nocedal, J., & Wright, S. J. (1999). *Numerical Optimization*. Springer.
- Onyshko, S., & Winter, D. A. (1980). A mathematical model for the dynamics of human locomotion. *Journal of Biomechanics*, pp 361-368.
- Pandy, M. G. (1987). *Models for understanding the dynamics of human walking*. Phd Thesis - Ohio State University, Department of Mechanical Engineering.
- Pandy, M. G., & Berme, N. (1988). SYSTEMS OF HUMAN WALKING: A PLANAR MODEL FOR SINGLE SUPPORT. *J. Biomechanics*, 1053-1060.
- Patton, J. L. (1993). *FORWARD DYNAMIC MODELING OF HUMAN LOCOMOTION*. Master of Science Thesis - Michigan State University, Department of Material Science and Mechanics.

- Pirker, W., & Katzenschlager, R. (2017). Gait disorders in adults and the elderly. *Wiener klinische Wochenschrift - The Central European Journal of Medicine*, 81-95.
- Ren, L., Jones, R. K., & Howard, D. (2007). Predictive modelling of human walking over a complete gait cycle. *Journal of Biomechanics*, 1567–1574.
- Rushdi, K., Koop, D., & Wu, C. Q. (2014). Experimental studies on passive dynamic bipedal walking. *Robotics and Autonomous Systems*, 446-455.
- Sampaio, A. H., & Takahashi, R. H. (24-28 de Setembro de 2012). Um Método de Otimização Irrestrita Baseado em Busca Sobre a Curva Trust-Region. *Simpósio Brasileiro de Pesquisa Operacional*, pp. 3135-3146.
- Sardain, P., & Bessonnet, G. (2004). Forces Acting on a Biped Robot. Center of Pressure—Zero Moment Point. *IEEE TRANSACTIONS ON SYSTEMS, MAN, AND CYBERNETICS*, 630-637.
- Saunders, J. d., Inman, V. T., & Eberhart, H. D. (1953). The major determinants in normal and pathological gait. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 543-558.
- Sharbafi, M. A., Seyfarth, A., & Zhao, G. (September de 2017). Locomotor Sub-Functions for Control of Assistive Wearable Robots. *Frontiers in Neurorobotics*, pp. 1-12.
- Sousa, A., & Tavares, J. M. (2010). marcha humana: uma abordagem biomecânica. *Ist ICH Gaia-Porto /ESTSP-IPP*.
- Srinivasan, M., & Holmes, P. (2008). How well can spring mass-like telescoping leg models fit multi-pedal sagittal-plane locomotion data? *Journal of Theoretical Biology*, pp. 1-7.
- Uchida TK, S. A. (22 de Semptember de 2016). Simulating Ideal Assistive Devices to Reduce. *PLoS ONE*, pp. 1-19.
- Ugray, Z., Lasdon, L., Plummer, J., Glover, F., Kelly, J., & Martí, R. (2007). Scatter Search and Local NLP Solvers: A Multistart Framework for Global Optimization. *INFORMS Journal on Computing*, pp. 328–340.

- Vaughan, C. L., Davis, B. L., & O'Connor, J. C. (1999). *Dynamics of Human Gait*. Cape Town: Kiboho Publishers.
- Vukobratovic, M., & Borovac, B. (2004). ZERO-MOMENT POINT — THIRTY FIVE YEARS OF ITS LIFE. *International Journal of Humanoid Robotics*, 157–173.
- Vukobratovic, M., & Stepanenko, J. (1972). On The Stability of Anthropomorphic Systems *. *MATHEMATICAL BIOSCIENCES*, pp. 1-37.
- Whittington, B. R., & Thelen, D. G. (January de 2009). A Simple Mass-Spring Model with Roller-Feet can Induce the Ground Reaction observed in Human Walking. *Journal of Biomechanical Engineering*.
- Williams, S., Gibbs, S., Meadows, C. B., & Abboud, R. (2011). Classification of the reduced vertical component of the ground reaction force in late stance in cerebral palsy gait. *Gait and Posture*, 370-373.
- Winter, D. A. (1987). *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait*. Waterloo: Graphic Services.
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement* (4th ed. ed.). John Wiley & Sons.
- Xiang, Y., Arora, J. S., & Abdel-Malek, K. (18 de March de 2010). Physics-based modeling and simulation of human walking: a review of optimization-based and other approaches. *MEDICAL AND BIOENGINEERING APPLICATION*, pp. 1-23.
- Xiang, Y., Arora, J. S., Rahmatalla, S., & Abdel-Malek, K. (2009). Optimization-based dynamic human walking prediction: one step formulation. *INTERNATIONAL JOURNAL FOR NUMERICAL METHODS IN ENGINEERING*.
- Xiang, Y., Chung, H., Mathai, A., Rahmatalla, S., Kim, J., Marler, T., . . . Abdel-Malek, K. (2007). Optimization-based Dynamic Human Walking Prediction . *SAE Digital Human Modeling Conference*. Seattle, WA.

Zutven, P. v. (2009). *Modeling, identification and stability of humanoid robots*. Master's thesis, Eindhoven University of Technology, Department of Mechanical Engineering, Eindhoven.