

Centro Universitário da FEI

BRUNO AUGUSTO TAISSUN

**Modelagem e Simulação da Marcha do Tipo Pendular com Muletas Convencionais e
Elásticas**

**São Bernardo do Campo
2012**

BRUNO AUGUSTO TAISSUN

Modelagem e Simulação da Marcha do Tipo Pendular com Muletas Convencionais e Elásticas

Dissertação de Mestrado apresentada
ao Centro Universitário da FEI para
obtenção do título de Mestre em
Engenharia Mecânica, orientado pelo
Prof^o. Dr. Marko Ackermann

São Bernardo do Campo

2012

Taissun, Bruno Augusto

Modelagem e simulação da marcha do tipo pendular com
muletas convencionais e elásticas / Bruno Augusto Taissun. São
Bernardo do Campo, 2012.

146 f. : il.

Dissertação (Mestrado) - Centro Universitário da FEI.

Orientador: Prof^o.Dr Marko Ackermann

1. Marcha pendular. 2. Muleta elástica. 3. Simulação
computacional, I. Ackermann, Marko, orient. II. Título.

CDU 612.766



Centro Universitário da FEI

APRESENTAÇÃO DE DISSERTAÇÃO ATA DA BANCA JULGADORA

PGM-10

Programa de Mestrado de Engenharia Mecânica

Aluno: Bruno Augusto Taissun

Matrícula: 210342-2

Título do Trabalho: Modelagem e simulação da marcha do tipo pendular com muletas convencionais e elásticas.

Área de Concentração: Sistemas da Mobilidade

ORIGINAL ASSINADA

Orientador: Prof. Dr. Marko Ackermann

Data da realização da defesa: 10/12/2012

A Banca Julgadora abaixo-assinada atribuiu ao aluno o seguinte:

APROVADO

REPROVADO

São Bernardo do Campo, 10 de Dezembro de 2012.

MEMBROS DA BANCA JULGADORA

Prof. Dr. Marko Ackermann

Ass.: _____

Prof. Dr. Agenor de Toledo Fleury

Ass.: _____

Prof. Dr. Arturo Forner Cordero

Ass.: _____

VERSÃO FINAL DA DISSERTAÇÃO

ENDOSSO DO ORIENTADOR APÓS A INCLUSÃO DAS
RECOMENDAÇÕES DA BANCA EXAMINADORA

Aprovação do Coordenador do Programa de Pós-graduação

Prof. Dr. Agenor de Toledo Fleury

AGRADECIMENTOS

Agradeço aos meus pais, Seba Nicolau Taissun e Roseli Aparecida Ferro Taissun, pelo eterno apoio em todas minhas realizações.

Ao meu orientador Prof^o Dr. Marko Ackermann pelas essenciais ajuda, paciência, dedicação e disponibilidade durante todo o meu curso de Mestrado.

A todos Professores do Mestrado de Engenharia Mecânica da FEI que, de uma maneira ou de outra, me auxiliaram durante a realização das disciplinas e também na execução deste trabalho.

À Comissão Julgadora composta pelos Professores Doutores Arturo Forner Cordero, Agenor de Toledo Fleury e Marko Ackermann pelas críticas construtivas dadas nas apresentações do trabalho.

Aos meus amigos, principalmente minha namorada Bruna, pelo entendimento da minha ausência em alguns momentos e apoio constante de todos.

Ao Centro Universitário da FEI pela estrutura oferecida.

A Deus pela força e motivação na realização do trabalho.

RESUMO

As muletas sofreram poucas alterações funcionais ao longo de sua história, com melhorias limitadas à estética e à redução de peso. O alto custo energético da marcha com muletas e os problemas associados ao seu longo período de utilização impõem esforços elevados aos usuários. Com objetivo de suavizar alguns dos problemas mencionados, algumas configurações foram propostas nas últimas décadas. Dentre elas, pode ser citada a idéia de incorporar um elemento elástico à muleta para reduzir as forças de impacto transmitidas aos membros superiores e proporcionar armazenamento e liberação de energia. Esta idéia tem sido indicada na literatura como uma solução promissora, em particular para os estilos de marcha mais similares à marcha humana normal, tais como "two-point" e a marcha pendular. De fato, a elasticidade do tendão reduz o consumo de energia durante a locomoção animal e humana através de armazenamento de energia nas fases inicial e de médio apoio, e liberação na fase de propulsão. Apesar do potencial dessa ideia, curvas de rigidez apropriadas para o elemento elástico foram insuficientemente estudadas na literatura. Este estudo investigou faixas de valores de rigidez apropriadas para a mola linear a ser introduzida na muleta elástica, por meio de simulações computacionais da fase de balanço do estilo de marcha pendular. Outro objetivo deste trabalho foi o de disponibilizar os modelos e as equações de movimento e de forças vinculares para as outras fases que completam o ciclo da marcha, tanto para muletas convencionais como elásticas. Os resultados para a fase de balanço mostram que a rigidez deve ser selecionada cuidadosamente para assegurar uma melhoria no desempenho da marcha. As muletas elásticas certamente reduzem as forças de impacto transmitidas para os membros superiores no momento de impacto da muleta com o solo, mas elas podem prejudicar o desempenho da marcha com a possível interferência do pé com o solo e o aumento dos esforços no ombro, quando comparadas com as muletas convencionais, caso a mola não seja cuidadosamente selecionada.

Palavras-chave: Marcha pendular, Muleta elástica, Simulação computacional

ABSTRACT

Crutches have suffered few functional modifications over their long history, with improvements largely limited to aesthetics and weight reduction aspects. The large energetic cost of the gait with crutches and problems associated to their long-term use impose a heavy burden to the users. In order to mitigate some of the mentioned problems, alternative designs have been proposed over the past few decades. Among them, the idea of incorporating an elastic element to the crutches to reduce impact forces transmitted to the upper extremities and to promote energy storage and release can be mentioned. This idea has been indicated in the specialized literature as a potential solution, in particular for the crutch gait styles more similar to the normative human gait such as the “two-point” and the “swing-through”. In fact, tendon elasticity has been shown to reduce energy consumption during animal and human locomotion by means of energy storage in the initial and mid stance-phase and its release in the push-off phase of the gait cycle. In spite of the great potential of this idea, appropriate stiffness curves for the elastic element are poorly studied in the literature. This work investigated appropriate stiffness values for the linear spring of spring-loaded crutches by means of computational simulations using a model of the swing phase of the “swing-through” gait style. Another contribution of this study was to develop models of the complete gait cycle, both with standard and with spring-loaded crutches, which can be used in future investigations involving the complete gait cycle. The findings for the swing phase show that the stiffness should be tuned carefully to ensure improved gait quality. Spring-loaded crutches undoubtedly reduce impact forces transmitted to upper limbs and shoulder at touchdown. But they can deteriorate performance with respect to foot clearance and effort at the shoulder when compared to stiff crutches if stiffness is not carefully selected.

Key words: Swing-through, Spring-loaded crutches, Computational simulation

LISTA DE SÍMBOLOS

- A - distância entre a ponta do corpo braços+muletas ao seu centro de massa
- B - comprimento total do tronco
- C - comprimento total do corpo muletas+braços
- \dot{C} - derivada primeira do comprimento das muletas em relação ao tempo
- $\dot{C}_{máx}$ - máxima taxa de variação do comprimento do corpo braços+muletas
- \ddot{C} - derivada segunda do comprimento das muletas em relação ao tempo
- C_0 - comprimento inicial das muletas elásticas
- C_n - comprimento neutro das muletas elásticas
- d - coeficiente de amortecimento
- D - distância do ombro ao centro de massa das muletas
- f_a - força longitudinal ao eixo da muleta na região do ombro
- f_{a0} - força inicial resultante longitudinal ao eixo e na ponta das muletas elásticas
- $F_{cmáx}$ - força máxima de amortecimento
- F^e - vetor das forças não vinculares resultantes
- f_t - força transversal ao eixo da muleta na região do ombro
- f_m - força da mola
- F_N - força normal de impacto
- F_T - força tangencial de impacto
- F^v - vetor de forças vinculares resultantes
- f'_{xi} - forças vinculares na direção "x" do corpo "i"
- f'_{yi} - forças vinculares na direção "y" do corpo "i"
- g - aceleração da gravidade
- g_{1x} - força vincular na articulação entre as muletas e o solo na direção "x"
- g_{1y} - força vincular na articulação entre as muletas e o solo na direção "y"
- g_{2x} - força vincular na articulação entre as muletas e o tronco na direção "x"
- g_{2y} - força vincular na articulação entre as muletas e o tronco na direção "y"
- g_{3x} - força vincular na articulação entre o tronco e as pernas na direção "x"
- g_{3y} - força vincular na articulação entre o tronco e as pernas na direção "y"
- g_{4x} - força vincular na articulação entre os pés e o solo na direção "x"
- g_{4y} - força vincular na articulação entre os pés e o solo na direção "y"
- g_t - força de reação na ponta da muleta elástica transversal ao seu eixo

J	- matriz Jacobiano
\dot{J}	- derivada primeira da matriz Jacobiano em função do tempo
J_c	- momento de inércia do corpo muletas+braços em relação ao centro de massa
J_f	- critério de desempenho na otimização da força no ombro
J_l	- momento de inércia das pernas em relação ao centro de massa
J_{opt}	- valor ótimo para a função custo combinada
J_r	- momento de inércia do tronco em relação ao centro de massa
J_s	- critério de desempenho na otimização do momento no ombro
J^T	- matriz Jacobiano transposta
k	- rigidez elástica da combinação das molas em paralelo
k^e	- vetor de forças generalizadas
k_m	- rigidez elástica de uma mola
k_{opt}	- valor ótimo para a rigidez elástica da mola
$\overline{\overline{k}}$	- vetor de forças generalizadas de Coriolis e giroscópicas
L	- distância do quadril ao centro de massa das pernas
L_0	- distância entre os contatos dos pés e das muletas com o solo
L_t	- comprimento total das pernas
M	- matriz de massa
M_c	- massa do corpo braços+muletas
M_l	- massa das pernas
M_t	- massa do tronco
$\overline{\overline{M}}$	- matriz de diagonal com as massas e momento de inércia dos segmentos
q	- vetor de coordenadas generalizadas
\dot{q}	- derivada primeira do vetor coordenadas generalizadas em função do tempo
\ddot{q}	- derivada segunda do vetor coordenadas generalizadas em função do tempo
\overline{Q}	- matriz de distribuição
\overline{Q}^T	- matriz de distribuição transposta
r_i	- vetor posição linear do corpo "i" da origem ao seu centro de massa
\dot{r}_i	- derivada primeira em relação ao tempo do vetor posição do corpo "i"
s_i	- vetor posição angular do corpo "i"
T	- distância do ombro ao centro de massa do tronco
t_f	- tempo de duração da fase de balanço

- w_N - vetor de projeção da força de impacto F_N na direção perpendicular ao corpo
- w_T - vetor de projeção da força de impacto F_T na direção perpendicular ao corpo
- $\delta(t)$ - restrição cinemática no ombro explícita no tempo
- $\dot{\delta}(t)$ - derivada primeira em relação ao tempo da restrição cinemática no ombro
- $\ddot{\delta}(t)$ - derivada segunda em relação ao tempo da restrição cinemática no ombro
- θ - ângulo entre a vertical e as pernas
- $\dot{\theta}$ - derivada primeira em relação ao tempo do ângulo entre a vertical e as pernas
- $\ddot{\theta}$ - derivada segunda em relação ao tempo do ângulo entre a vertical e as pernas
- σ - ângulo entre a vertical e as muletas
- $\dot{\sigma}$ - derivada primeira em relação ao tempo do ângulo entre a vertical e as muletas
- $\ddot{\sigma}$ - derivada segunda em relação ao tempo do ângulo entre a vertical e as muletas
- τ_h - momento no quadril
- τ_s - momento no ombro
- \square - ângulo entre a vertical e o tronco
- $\dot{\phi}$ - derivada primeira em relação ao tempo do ângulo entre a vertical e o tronco
- $\ddot{\phi}$ - derivada segunda em relação ao tempo do ângulo entre a vertical e o tronco
- ω - coeficiente de importância no processo de otimização
- ω_i - derivada primeira do vetor posição angular do corpo "i"

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Fases da marcha do estilo pendular com muletas do tipo Canadense. (Informações temporais de Rovick e Childress (1988)).	23
Figura 2 - Modelo multicorpo para fase de balanço da marcha com muletas convencionais.	39
Figura 3 - Posições angulares para a muleta rígida obtidas através de simulação com as equações de movimento derivadas neste trabalho; com as equações encontradas em (ROVICK; CHILDRESS, 1988) com os possíveis erros de digitação corrigidos, e com a utilização do SimMechanics.	41
Figura 4 - Resultados das posições angulares para o modelo reônomo de 2 GDL da marcha com muletas convencionais simulados.	43
Figura 5 - Ilustração de simulações para o modelo reônomo das muletas convencionais com tempo de simulação 0,8 segundo (esquerda) e 0,7 segundo (direita).	43
Figura 6 - Resultados das posições angulares para o modelo reônomo das muletas convencionais calculado neste trabalho, indicados por linhas, comparados com os resultados do método mencionado, indicados por pontos.	44
Figura 7 - Diagrama de corpo livre para a fase de balanço do modelo reônomo das muletas convencionais.	45
Figura 8 - Modelo multicorpo para marcha com muletas elásticas.	47
Figura 9 - Diagrama de corpo livre para a fase de balanço do modelo reônomo das muletas elásticas.	49
Figura 10 - Força vertical na ponta de cada muleta simulada para o modelo da marcha com muletas convencionais.	55
Figura 11 - Força horizontal na ponta de cada muleta simulada para o modelo da marcha com muletas convencionais.	55
Figura 12 - Momento no ombro otimizado, simulado para o modelo da marcha com muletas convencionais.	56
Figura 13 - Ângulo entre muleta e tronco, $\delta(t)$, simulado para o modelo de marcha com muletas convencionais.	57

Figura 14 - Ângulo do quadril ($\theta-\phi$) simulado para o modelo da marcha com muletas convencionais.	57
Figura 15 - Força vertical no solo simulada para o modelo da marcha com muletas elásticas. Cada muleta com uma mola de rigidez elástica de $k_m = 22,4$ kN/m.....	58
Figura 16 - Força vertical no solo simulada para o modelo da marcha com muletas elásticas com $k_m = 1,95$ kN/m.	59
Figura 17 - Força horizontal no solo simulada para o modelo da marcha com muletas elásticas com $k_m = 1,95$ kN/m.....	60
Figura 18 - Comparação entre a cinemática simulada para o modelo da marcha com muletas convencionais, “otimizada” para uma função custo com $\omega=1/10$, linhas sólidas, e os dados experimentais de Rovick e Childress (1988), pontos.	61
Figura 19 - Comparação entre a cinemática simulada do modelo da marcha com muletas convencionais, “otimizada” para uma função custo com $\omega=1/100$, linhas sólidas, e os dados experimentais de Rovick e Childress (1988), pontos.	61
Figura 20 - Comparação entre a cinemática simulada do modelo da marcha com muletas convencionais, “otimizada” para uma função custo com $\omega=1/1000$, linhas sólidas, e os dados experimentais de Rovick e Childress (1988), pontos.	62
Figura 21 - Comparação entre a cinemática simulada do modelo da marcha com muletas convencionais, “otimizada” para uma função custo com $\omega=1/10000$, linhas sólidas, e os dados experimentais de Rovick e Childress (1988), pontos.....	62
Figura 22 - Resultados de força longitudinal (acima) e momento no ombro (abaixo) para a simulações com muletas convencionais com três diferentes funções custo.....	64
Figura 23 - Momento de reação no ombro simulado para a marcha com muletas convencionais sem adaptação no movimento do ombro e com adaptação obtida por otimização com a função custo $J = J_s + J_f/10$	65
Figura 24 - Força de reação no ombro, longitudinal ao eixo da muleta, simulada para a marcha com muletas convencionais sem adaptação no movimento do ombro e com adaptação obtida por otimização com a função custo $J = J_s + J_f/10$	65

Figura 25 - Valores ótimos para as três diferentes funções custo em função da rigidez elástica combinada das muletas bilaterais. Dados obtidos em uma série de simulações, cada uma com uma constante elástica diferente e fixa.	66
Figura 26 - Resultados de força longitudinal no ombro (acima) e momento no ombro (abaixo) simulados para muleta elásticas com diferentes valores de rigidez: 10 kN/m, 30 kN/m, 60 kN/m e rígida ($k \rightarrow \infty$); e com a função custo $J = J_f/10 + J_s$	67
Figura 27 - Ilustração da simulação da marcha com as muletas elásticas para função custo $J = J_f/10 + J_s$. Da esquerda para direita, os valores de rigidez utilizadas foram 1, 10 e 60 kN/m.	67
Figura 28 - Momento de reação no ombro simulado para muleta elástica (tracejada) com rigidez ótima de 72,195 kN/m (Tabela 2) comparada com muleta convencional (contínua). 68	
Figura 29 - Força de reação no ombro simulada para muleta elástica (tracejada) com rigidez ótima de 72,195 kN/m (Tabela 2) comparada com muleta convencional (contínua).	69
Figura 30 - Momento no ombro simulado para a marcha com muletas convencionais, otimizada. Linha tracejada representa resultado para modelo com momento passivo no quadril (τh) e linha contínua representa o resultado sem momento passivo.	72
Figura 31 - Força no ombro longitudinal à muleta simulada para a marcha com muletas do tipo convencional, otimizada. Linha tracejada representa resultado para modelo com momento passivo no quadril e linha contínua representa o resultado sem momento passivo. 72	
Figura 32 - Cinemática simulada para marcha com muletas convencionais otimizada. Linha contínua não considera momento passivo τh ; linha tracejada considera τh . Pontos representam dados experimentais de Rovick e Childress (1988).	73
Figura 33 - Momento no ombro simulado para a marcha com muletas elásticas, otimizada. Linha tracejada representa resultado para modelo com momento passivo no quadril e linha contínua representa o resultado sem o momento passivo.	73
Figura 34 - Força no ombro longitudinal à muleta elástica simulada, otimizada. Linha tracejada representa resultado para modelo com momento passivo no quadril e linha contínua representa o resultado sem momento passivo.	74
Figura 35 - Resultados ótimos para a função custo $J = J_f/10 + J_s$ para os três valores de massa do usuário investigados.	75

Figura 36 – Resultado da simulação para o momento no ombro para a marcha com muletas elásticas com $k = 72195$ N/m e com diferentes valores do coeficiente de amortecimento.	77
Figura 37 - Resultado da simulação para a força no ombro longitudinal à muleta para a marcha com muletas elásticas com $k = 72195$ N/m e com diferentes valores do coeficiente de amortecimento.	77
Figura 38 - Fases da marcha do estilo pendular com muletas do tipo Canadense. (Informações temporais de Rovick e Childress (1988)). (Idem Figura 1).....	80
Figura 39 - Modelos multicorpo para a primeira fase de apoio duplo da marcha com muletas convencionais (à esquerda) e elásticas (à direita).....	82
Figura 40 - Diagrama de corpo livre para a primeira fase de apoio duplo da marcha com muletas convencionais. As forças em vermelho são forças vinculares enquanto os momentos em verde são momentos aplicados, não-vinculares.....	83
Figura 41 - Diagrama de corpo livre para a primeira fase de apoio duplo da marcha com muletas elásticas. As forças em vermelho são forças vinculares enquanto as forças e momentos em verde são forças e momentos aplicados, não-vinculares.....	84
Figura 42 - Cinemática da primeira fase de apoio duplo das muletas convencionais sem consideração de τh e velocidade angular inicial nula para as pernas.	85
Figura 43 - Forças de reação na primeira fase de apoio duplo das muletas convencionais com $\tau h = 0$ e a velocidade angular inicial nula para as pernas.	86
Figura 44 - Modelos multicorpo para a marcha com muletas convencionais (à esquerda) e muletas elásticas (à direita) - segunda fase de apoio duplo.....	88
Figura 45 - Diagrama de corpo livre para a segunda fase de apoio duplo das muletas convencionais. As forças em vermelho são forças vinculares e os momentos em verde são momentos aplicados, não-vinculares.....	89
Figura 46 - Diagrama de corpo livre para a segunda fase de apoio duplo das muletas elásticas. As forças em vermelho são forças vinculares e as forças e momentos em verde são forças e momentos aplicados, não-vinculares.....	89
Figura 47 - Cinemática simulada para a segunda fase de apoio duplo das muletas convencionais com τh e a velocidade angular inicial da perna nulos.....	90

Figura 48 - Forças de reação simuladas para a segunda fase de apoio duplo das muletas convencionais com τh e velocidade angular inicial das pernas nulos.	91
Figura 49 - Modelos multicorpo para a marcha com muletas convencionais (à esquerda) e elásticas (à direita) - fase de apoio simples.	92
Figura 50 - Diagrama de corpo livre para a fase de apoio simples para muletas elásticas e convencionais. As forças em vermelho são forças vinculares e os momento em verde são momentos aplicados, não-vinculares.	93
Figura 51 - Cinemática simulada para a fase de apoio simples considerando τh e τs nulos. ..	94
Figura 52 - Forças de reação simuladas na fase de apoio simples considerando τh e τs nulos.	94
Figura 53 - Ilustração do movimento simulado na fase de apoio simples - possível interferência da muleta com o solo não é considerada.	95
Figura 54 - Simulação ilustrativa das fases da marcha com muletas convencionais, com tratamento de impacto entre a fase de balanço e a fase de apoio simples.	98
Figura 55 - Simulação ilustrativa das fases da marcha com muletas elásticas, com tratamento de impacto entre fase de balanço e segunda fase de apoio duplo, e entre fase de apoio simples e primeira fase de apoio duplo.	99
Figura 56 - Muletas elásticas modulares desenvolvidas no Centro Universitário da FEI com base no estudo realizado neste trabalho.	104

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Caracterização e indicação de alguns dos estilos de marcha mais comuns.(Informações retiradas e traduzidas integralmente de Faruqui e Jaeblon (2010).)	22
Quadro 2 - Tipos de Muleta - continua.....	24

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Resultados da otimização da marcha com muletas convencionais.....	63
Tabela 2 – Resultados da otimização da marcha com muleta elástica	69

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	19
1.1 Histórico e Justificativa.....	19
1.2 Motivação	27
1.3 Objetivos.....	28
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	30
2.1 Muletas tradicionais - axilar e de antebraço	30
2.2 Muletas elásticas	32
3 FASE DE BALANÇO	35
3.1 Modelo da marcha com muletas convencionais.....	36
3.2 Modelo da marcha com muletas elásticas	46
3.3 Simulações	49
3.3.1 Restrições	50
3.3.2 Função custo	51
3.3.3 Parâmetros de otimização.....	53
3.4 Resultados e discussão.....	53
3.4.1 Comparação dos resultados otimizados com dados da literatura	53
3.4.2 Resultados dos modelos da marcha com muletas convencionais e elásticas - com otimização.....	60
3.4.3 Variação do modelo.....	70
3.5 Conclusões	78
4 MARCHA COMPLETA.....	80

4.1 Primeira fase de apoio duplo	81
4.1.1 Simulação ilustrativa - muletas convencionais.....	84
4.2 Fase de balanço	86
4.3 Impacto do calcanhar com o solo	87
4.4 Segunda fase de apoio duplo.....	87
4.4.1 Simulação ilustrativa- muletas convencionais.....	89
4.5 Fase de apoio simples	91
4.5.1 Simulação ilustrativa	93
4.6 Impacto das muletas com o solo	95
4.7 Simulações ilustrativas da marcha completa	96
4.7.1 Simulação da marcha completa com muletas convencionais	97
4.7.2 Simulação da marcha completa com muletas elásticas	98
5 CONCLUSÕES.....	100
5.1 Trabalhos futuros	102
REFERÊNCIAS	105
APÊNDICE A	109
APÊNDICE B.....	115
APÊNDICE C	124
APÊNDICE D	129
APÊNDICE E.....	131
APÊNDICE F.....	137
APÊNDICE G	141
APÊNDICE H	144
ANEXO.....	146

1 INTRODUÇÃO

1.1 Histórico e Justificativa

De uma forma geral, pessoas idosas, lesionadas e, principalmente, deficientes físicos são pessoas que necessitam de algum aparelho de auxílio para sua locomoção. No Brasil, no ano de 2010, havia 13,25 milhões de habitantes (7% da população) com deficiência motora, segundo pesquisa realizada pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE)¹. Deste número, 0,73 milhões representam pessoas que não conseguem se locomover de modo algum, 3,69 milhões possuem grande dificuldade para se locomover e 8,83 milhões possuem alguma dificuldade de locomoção. Se adicionarmos a esse número usuários temporários, ou seja, aqueles que sofreram algum trauma ou cirurgia, a quantidade de indivíduos que necessita de algum aparelho de locomoção pode atingir 15 milhões.

Podem ser citados diversos aparelhos de auxílio tais como cadeiras de rodas, órteses dos membros inferiores e superiores, muletas, andadores, bengalas, etc. A maior parte das pesquisas estuda os dois primeiros e incluem ensaios experimentais em laboratórios para aquisição e análise de dados. Por outro lado, é interessante notar que as muletas e bengalas, utilizadas por parcela expressiva da população, foram alvo de poucos estudos visando melhorias em seu desempenho ao longo de seus quase 5 mil anos de uso (EPSTEIN, 1937 apud SHORTELL et al., 2001). Essas mudanças consistiram basicamente na utilização de novos materiais como fibra de carbono, que possui propriedade mecânica para realizar o efeito elástico, e em alterações em suas formas construtivas (SHORTELL et al., 2001).

A escolha do aparelho varia de acordo com o tipo de marcha que será executada, a deficiência apresentada pelo paciente e sua habilidade e força em relação aos seus membros (FARUQUI; JAEBLON, 2010). Quanto mais alto o nível da lesão, maior é a probabilidade de que a pessoa opte pela cadeira de rodas. No entanto, essa pode não ser a melhor opção, principalmente, se a pessoa possui capacidade de se equilibrar com muletas.

Estudos comprovam que a locomoção na posição ereta proporciona diversas vantagens fisiológicas e sociais quando comparada com a em cadeira de rodas. Essas vantagens incluem melhoria na circulação sanguínea, redução de infecções na bexiga, diminuição na incidência de escaras e maior inclusão social (LEBLANC; CARLSON;

¹<http://www.ibge.gov.br>

NAUENBERG, 1993), (ROVICK; CHILDRESS, 1988). Uma vantagem das muletas quando comparadas com dispositivos semelhantes (ex.: bengalas e andadores) é uma cadência maior da marcha. Além disso, o uso de cadeiras de rodas pode ocasionar problemas nos ligamentos dos ombros (MERCER et al., 2006).

Por outro lado, estudos também mostram que a utilização de muletas exige um custo energético alto, sendo que alguns estilos de marcha com muletas demandam custo energético por unidade de distância percorrida muito superior ao da marcha normal, com elevação que pode chegar a 78 % (WATERS; MURLOY, 1999). Problemas associados ao uso prolongado de muletas incluem dor, desconforto, trombose e lesão das estruturas articulares do cotovelo e ombro, decorrentes do esforço repetitivo imposto aos membros superiores pelas muletas (SEGURA; PIAZZA, 2007), (FARUQUI; JAEBLON, 2010).

Os dois tipos de muletas mais utilizados são a muleta axilar e a muleta de antebraço (também denominada muleta canadense ou Lofstrand). A primeira proporciona uma marcha considerada mais confortável por muitos usuários, mas a pressão exercida na região da axila com o seu uso incorreto (GOH; TOH; BOSE, 1986) pode ocasionar uma série de efeitos colaterais quando o uso é prolongado tais como trombose, aneurisma e até paralisia causada pela compressão de nervos passando pela região da axila (FARUQUI; JAEBLON, 2010). Por isso, alguns usuários optam pela muleta canadense, apesar de, nesse caso, ser necessária uma maior capacidade de extensão do cotovelo.

Os cinco tipos de marcha com muletas mais utilizados são: "four-point", "three-point", "two-point", "swing-to" e "swing-through" (marcha pendular), veja Quadro 1. Para estilos de marcha cuja prioridade é a estabilidade (relacionada ao risco de queda), podem ser utilizados os estilos "four-point", "three-point", e "swing-to". Estes tipos de marcha proporcionam mais pontos de contato com o solo em um mesmo instante e, por isso, aumentam a área estática de apoio (FARUQUI; JAEBLON, 2010). No entanto estes estilos geralmente resultam em velocidades de locomoção reduzidas. Por outro lado, com os estilos "two-point" e marcha pendular podem-se atingir velocidades maiores, mas com redução de estabilidade. O estilo "two-point" é o mais parecido com a marcha normal, e a marcha pendular é a marcha mais veloz e com maior demanda energética. Faruqui e Jaebalon (2010) relacionam os tipos convencionais de muletas com os estilos de marcha da seguinte maneira: a muleta axilar pode ser usada nos estilos de marcha "swing-to", marcha pendular (Figura 1) e "three-point" e a muleta de antebraço é a mais indicada para os estilos de marcha "two-point" e "four-point",

com possibilidade de utilização da marcha pendular se houver boa capacidade de extensão do cotovelo. Em todos estes estilos de marcha a utilização é bilateral, sendo um dispositivo em cada lado do corpo. Porém, há marchas em que é utilizado apenas um dispositivo do lado oposto ao lado afetado do usuário (FARUQUI; JAEBLON, 2010). Este estilo de marcha requer que o membro inferior afetado tenha capacidade de suportar uma parcela do peso total do usuário e é mais utilizada por usuários temporários que sofreram algum tipo de trauma/lesão e estão em fase de recuperação.

Quadro 1 - Caracterização e indicação de alguns dos estilos de marcha mais comuns.(Informações retiradas e traduzidas integralmente de Faruqui e Jaebloon (2010).)

Caracterização e indicação de alguns dos tipos de marcha mais comuns					
	“four-point”	“three-point”	“two-point”	“swing-to”	“swing-through”
INDICAÇÕES	Fraqueza em ambas as pernas ou coordenação pobre	Incapacidade de suportar o peso total em uma perna	Fraqueza em ambas as pernas ou condicionamento físico pobre	Fraqueza bilateral nos membros inferiores	Incapacidade de suportar o peso total em ambas as pernas
SEQUÊNCIA	Muleta esquerda, pé direito, muleta direita, pé esquerdo. Repetir	Mover ambas as muletas e o membro mais fraco para frente, sustentar todo o peso nas muletas, mover o membro inferior mais forte para frente e repetir	Com dois apoios, avançar o apoio direito e o pé esquerdo, seguidos pelo apoio esquerdo e o pé direito	Ambas as muletas são avançadas para frente, seguidas pelo balanço dos pés ligeiramente encostados no solo até uma linha imaginária ao lado das muletas	Ambas as muletas são avançadas juntas, seguidas pelo balanço dos pés além da linha das muletas (Figura 1)
VANTAGENS	Excelente estabilidade com três pontos de contato todo tempo	Elimina o peso a ser suportado pela perna afetada	Movimento recíproco promovido, manutenção da velocidade, semelhança à marcha normal	Fácil de aprender	Estilo de marcha mais rápido (mais rápido do que a marcha normal)
DESvantagens	Velocidade de marcha reduzida	Requer um bom equilíbrio	Difícil de aprender, menos estável	Requer boa força da extremidade superior	Requer um maior espaço, habilidade para equilibrar o tronco/membro, elevado consumo de energia, grandes oscilações no centro de massa

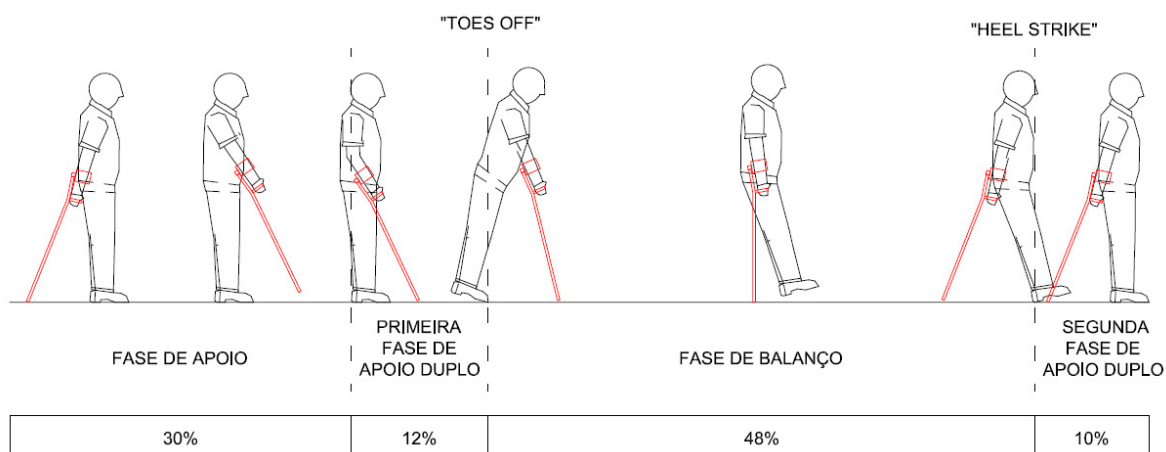

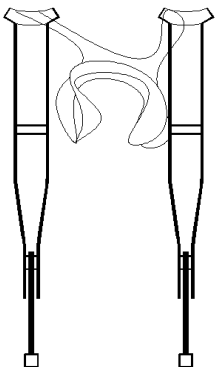
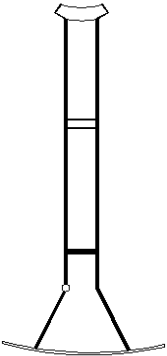


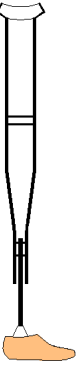
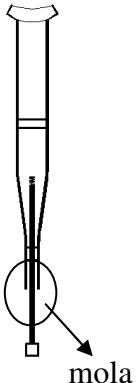
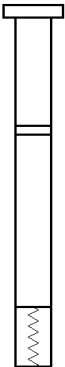
Figura 1 - Fases da marcha do estilo pendular com muletas do tipo Canadense. (Informações temporais de Rovick e Childress (1988)).

O Quadro 2 mostra algumas concepções propostas na literatura para amenizar os efeitos colaterais causados pelo uso contínuo de muletas. Em (LEBLANC; CARLSON; NAUENBERG, 1993) são comparadas quatro alternativas: muleta de suspensão, pé protético, “rocker” e a muleta “elástica”. Os resultados obtidos em (LEBLANC; CARLSON; NAUENBERG, 1993) mostram que, em marchas onde as forças inerciais são relevantes (pendular e “two-point”), a adição de um elemento elástico pode proporcionar a redução da demanda energética e da magnitude de forças transmitidas pela muleta. Essa hipótese é testada experimentalmente por Shoup (1980), que especula uma economia de 25% no custo metabólico em relação ao que é consumido durante uma marcha com muletas convencionais. Segura e Piazza (2007) ressaltam o potencial desta concepção. Nyland et al. (2004) comparam uma muleta axilar tradicional com a muleta alternativa “Easy Strutter” com marcha do tipo “three-point”.

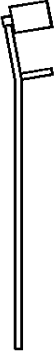

Quadro 2 - Tipos de Muleta - continua

TIPO DE MULETA	ILUSTRAÇÃO	VANTAGENS	DESVANTAGENS
<p>AXILAR (LEBLANC; CARLSON; NAUENBERG, 1993), (FARUQUI; JAEBLON, 2010)</p>		<ul style="list-style-type: none"> - leve - custo reduzido - facilidade de permanecer na posição ereta; - maior estabilidade 	<ul style="list-style-type: none"> - requer ampla base deambulação - requer força nos membros superiores - possíveis danos na região da axila
<p>SUSPENSÃO (LEBLANC; CARLSON; NAUENBERG, 1993)</p>		<ul style="list-style-type: none"> - reduz esforço nos membros superiores 	<ul style="list-style-type: none"> - menor estabilidade - dificuldade em curvas - permanecer fixo na muleta durante possível queda
<p>ROCKER (LEBLANC; CARLSON; NAUENBERG, 1993)</p>		<ul style="list-style-type: none"> - permite passos mais longos - proporciona maior superfície de contato com o solo 	<ul style="list-style-type: none"> - mais pesada que muleta convencional - dificuldades em escadas e corredores estreitos

Quadro 2 - Tipos de Muleta - continua

TIPO DE MULETA	ILUSTRAÇÃO	VANTAGENS	DESVANTAGENS
<p>PÉ PROTÉTICO (LEBLANC; CARLSON; NAUENBERG, 1993)</p>		<ul style="list-style-type: none"> - passos maiores - absorção de choque no "heel strike" - flexão na fase de apoio 	<ul style="list-style-type: none"> - acréscimo de peso na extremidade da muleta - deve ser movida para frente durante fase de apoio
<p>“ELÁSTICA” (LEBLANC; CARLSON; NAUENBERG, 1993), (ROVICK; CHILDRESS, 1988), (SHOUP, 1980)</p>		<ul style="list-style-type: none"> - absorção de choques - impulso adicional no “push off” - armazenamento de energia 	<ul style="list-style-type: none"> - mola sofre compressão com redução do comprimento da muleta nas fases de suporte - maior risco de colisão do pé com o solo - maior número de componentes com redução da confiabilidade
<p>STRUTTER (NYLAND et al., 2004)</p>		<ul style="list-style-type: none"> - mecanismo de paralelogramo articulado - diminuição da força na palma da mão - maior ângulo inicial entre a muleta e o solo 	<ul style="list-style-type: none"> - requer adição de uma mola para garantir estabilidade na posição ereta - possível aumento da força tangencial nas axilas - maior número de componentes

Quadro 2 - Tipos de Muleta - conclusão

TIPO DE MULETA	ILUSTRAÇÃO	VANTAGENS	DESVANTAGENS
CANADENSE (Lofstrand) (LEBLANC; CARLSON; NAUENBERG, 1993), (FARUQUI; JAEBLON, 2010)		<ul style="list-style-type: none"> - facilidade em subir e descer escadas - ausência de pressão nas axilas - facilidade na troca de posição sentada para ereta 	<ul style="list-style-type: none"> - maior dificuldade de permanecer na posição ereta - menor apoio lateral devido à ausência da barra axilar - exige maior capacidade de extensão do cotovelo
Ortho (HINTON; CULLEN, 1982)		<ul style="list-style-type: none"> - supostamente proporciona menor gasto de energia em relação à axilar 	<ul style="list-style-type: none"> - utilizada para marchas curtas

Devido à mola ter a capacidade de armazenar energia potencial elástica, o custo energético pode ser reduzido pelo armazenamento e retorno da energia (SEELEY et al., 2011). Esse mecanismo já é explorado no projeto de próteses de membro inferior flexíveis de alto desempenho (KLUTE; KALLFELZ; CZERNIECKI, 2001) e no projeto de robôs bípedes (GEYER; SEYFARTH; BLICKHAN, 2006), baseado no princípio de que o armazenamento de energia no tendão no início da fase de apoio e sua liberação na fase de propulsão ("push off") desempenham papel importante na redução da demanda energética durante a locomoção humana e animal. Portanto, é razoável esperar que a adição de um elemento elástico de rigidez adequada possa igualmente reduzir o consumo energético em estilos de marcha com muleta, semelhantes ao andar ou ao correr, como o "two-point" e a marcha pendular, e aumentar a velocidade horizontal no final da fase de balanço, facilitando a execução da fase subsequente da marcha.

1.2 Motivação

Apesar do potencial da adição de um elemento elástico às muletas convencionais, poucos estudos investigam curvas de rigidez adequadas. Uma das tentativas de determinação da rigidez do elemento elástico em uma muleta “elástica” foi realizada por Shortell et al. (2001). O artigo descreve experimentos com seis sujeitos (cinco com pós-polio e um com paralisia cerebral) utilizando muletas cuja rigidez podia ser alterada. Baseado na avaliação subjetiva dos sujeitos, os autores recomendam faixas de rigidez dependentes do peso do usuário. Segura e Piazza (2007) utilizam a rigidez média sugerida por Shortell et al. (2001) para investigar experimentalmente a influência da utilização de muletas elásticas nas forças de reação no solo.

Liu, Shanexie e Zhang, (2011) e Liu et al. (2011) realizaram simulações computacionais buscando uma rigidez ótima do elemento elástico. Nesse estudo, foi utilizado um modelo simplificado da fase de balanço em que a massa total é concentrada na parte superior da muleta, como um pêndulo simples invertido. Além disso, foram assumidos valores para as condições de contorno em posição e velocidades angulares sem que fossem oferecidas justificativas convincentes.

Para realizar a marcha com muletas convencionais, o usuário utiliza, no início da fase de balanço, os membros superiores para produzir o impulso necessário para executar o movimento, em contraposição ao que ocorre na marcha normal, em que essa ação decorre da flexão plantar proveniente da ativação dos grandes músculos da panturrilha. A adição de uma mola nas muletas pode ajudar nesse movimento com a liberação da energia elástica armazenada no impacto da muleta com o solo (LIU et al., 2011).

Considerando que a rigidez pode influenciar de forma importante as características dinâmicas da marcha humana (GEYER; SEYFARTH; BLICKHAN, 2006), torna-se evidente a necessidade de uma investigação mais objetiva das curvas de rigidez adequadas em uma muleta elástica, incluindo a possibilidade de utilização de elementos elásticos não lineares. Um melhor entendimento da marcha com muletas pode gerar ideias para reduzir os efeitos negativos do uso contínuo desses aparelhos, tornando-os uma escolha mais atraente para alguns usuários de cadeiras de rodas.

1.3 Objetivos

Neste contexto, este trabalho propõe o emprego de modelos da marcha humana com muletas para desvendar os mecanismos pelos quais a utilização de um elemento elástico pode reduzir a demanda energética e a magnitude das forças transmitidas aos membros superiores do usuário. Para isto, foram considerados dois critérios de desempenho relacionados ao momento no ombro, que representa a demanda energética da marcha, e à magnitude da força transmitida ao ombro, que representa os esforços transmitidos aos membros superiores.

O estudo teve como foco o estilo de marcha pendular (Quadro 1 e Figura 1) executada com muletas convencionais e elásticas, do tipo axilar. Por tratar-se de um estilo de marcha veloz com maior influência de forças inerciais, este estilo é aquele para o qual a adição de elementos elásticos na muleta pode provavelmente proporcionar o maior ganho em desempenho. Além disso, de acordo com o Quadro 1, a marcha pendular é indicada às pessoas que não têm capacidade de suportar seu peso total em ambas as pernas sem o auxílio de órteses de membros inferiores. Por este motivo, este estilo de marcha é adotado em grande parte por pacientes paraplégicos usuários de órteses (WATERS; MULROY, 1999). As órteses de membro inferior mantêm a articulação do joelho fixa e estendida e auxiliam na sustentação do corpo na fase de apoio simples (Figura 1). A marcha destes pacientes é caracterizada por um tempo maior de apoio nas pernas devido à fraqueza dos músculos do quadril e também por um momento maior no ombro durante a fase de balanço, quando comparados com usuários de muleta sem deficiência física (NOREAU et al., 1995).

As análises foram feitas a partir da adaptação de modelos da marcha com e sem muletas disponíveis na literatura (ROVICK; CHILDRESS, 1988), (ACKERMANN; VAN DEN BOGERT, 2010), os quais foram utilizados em simulações computacionais preditivas da marcha com muletas convencionais e elásticas. Espera-se que este estudo conceitual tenha fornecido subsídios para a determinação objetiva de curvas de rigidez que proporcionem redução da demanda energética, da magnitude das forças transmitidas pelas muletas aos membros superiores e do momento no ombro do usuário.

Este trabalho teve também como objetivo, o desenvolvimento de modelos das demais fases que completam o ciclo da marcha pendular e a disponibilização das equações de movimento e de forças vinculares correspondentes. Adicionalmente, foi realizado o tratamento das transições entre as fases da marcha, modeladas por meio de colisões

inelásticas. Espera-se que estes modelos sejam úteis em investigações futuras que envolvam a simulação e o estudo do ciclo completo da marcha com muletas convencionais e elásticas.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Diversos estudos sobre muletas foram encontrados na literatura. Nesta seção, eles serão referenciados com mais detalhes. Primeiramente, serão apresentadas as análises feitas apenas com muletas tradicionais (axilar e antebraço) e depois com muletas elásticas.

2.1 Muletas tradicionais - axilar e de antebraço

Um dos trabalhos pioneiros encontrado sobre análise cinemática da marcha com muletas foi feito por Shoup, Fletcher e Merrill (1974). Os autores concluíram que três aspectos devem ser minimizados na marcha do tipo pendular com muleta axilar: a) o movimento vertical da parte superior do corpo, b) o impacto entre a muleta e o solo e c) o movimento lateral da muleta. Devido ao fato de que a energia gasta pelos músculos não pode ser recuperada, os autores também sugerem a adição de um elemento elástico nas muletas, com o cuidado de não afetar a estabilidade das muletas quando realizadas tarefas como subir escadas. Os impactos frequentes podem gerar efeitos colaterais nos membros superiores. O movimento lateral da muleta é feito para encurtar sua componente vertical do comprimento, e, portanto, se esperaria um ganho de energia se esse comprimento pudesse ser alterado em instantes apropriados da marcha. Apesar disso, foi verificado que a alteração do comprimento da muleta não causou diferença significativa no consumo energético baseado em medições do consumo de oxigênio (MULLIS; DENT, 2000).

Goh, Toh e Bose (1986) analisaram experimentalmente pessoas sem deficiência utilizando a marcha pendular com muletas axilares. Neste experimento, os voluntários executaram a marcha com uma das pernas flexionada para simular a condição de alguns usuários de muletas. O estudo mostrou que na fase de apoio simples da marcha com muletas o valor máximo de reação no solo é 21,6% maior do que na marcha normal. Além disso, foi mostrado que o uso incorreto da muleta axilar, com excessivo apoio da axila na parte superior do dispositivo, causa uma transferência de 34% do peso para a axila, podendo causar danos às estruturas neurovasculares nessa região.

O modelo em (ROVICK; CHILDRESS, 1988) foi a base para a construção do modelo da fase de balanço deste trabalho. Foi verificado pelos autores que durante essa fase o trabalho mecânico exigido é baixo e grande parte da demanda energética é devida ao peso do corpo que deve ser sustentado pelos braços e ombros. Rovick e Childress (1988) concluíram também que o controle muscular do ombro durante a primeira metade da fase de balanço da

marcha pendular é essencial para garantir que não ocorra a interferência dos pés com o solo e também para o controle da orientação do corpo.

Um estudo comparativo entre dois tipos de marchas, "swing-to" e pendular, citados anteriormente, foi feito por Crosbie e Nicol (1990). Ensaios foram feitos com pessoas paraplégicas executando essas duas marchas com muletas de antebraço. Os resultados experimentais de padrão de movimento dos membros superiores obtidos tendem a confirmar observações de Rovick e Childress (1988). Para um usuário paraplégico, o controle de movimento dos membros superiores é mais intenso na marcha pendular, uma vez que os membros inferiores não podem contribuir para essa ação devido à deficiência física. O estilo de marcha pendular apresentou momentos e forças maiores nas articulações (cotovelo, ombro e quadril) do que o "swing-to". Porém, em relação aos impulsos gerados pelos momentos, a marcha "swing-to" apresentou-se mais exigente, o que pode ser prejudicial aos seus usuários que possuem menos capacidade de resistir a essas demandas. Foi observado também que pacientes com lesões acima do nível T11 (vide ANEXO) apresentaram dificuldade em executar a marcha pendular devido à falta da ação do quadril em propulsionar as pernas para frente.

Com o objetivo de analisar se a deficiência motora afeta os deslocamentos dos membros inferiores e aumenta os esforços nos membros superiores de uma pessoa paraplégica executando a marcha pendular com muletas de antebraço, Noreau et al. (1995) analisaram os resultados de simulações feitas com modelos de pessoas paraplégicas e sem deficiência. O fato de o segundo grupo apresentar possibilidade de torque ativo no quadril fez com que a fase de balanço fosse mais curta, enquanto que para os pacientes paraplégicos essa fase é mais duradoura, o que pode causar um gasto energético maior, porque, durante toda essa fase, são os membros superiores que sustentam o peso do corpo. Na fase de apoio simples, foi encontrado um tempo menor para os paraplégicos que, devido a isso, necessitam de esforços maiores nos membros superiores para realizar o movimento de balanço dos braços (reposicionamento), enquanto que para pessoas sem deficiência esse movimento parece ser passivo com pouca ação muscular.

Uma análise energética foi feita em (THYS; WILLEMS; SAELS, 1996) durante a marcha pendular com muletas de antebraço para verificar se o aumento da demanda energética é acompanhado de um incremento no trabalho mecânico realizado. O consumo energético apresentou um aumento de 2 a 3 vezes comparado com o da marcha normal.

Porém, o trabalho foi apenas 1,3 a 1,5 vezes maior. Portanto, é possível observar que o aumento do consumo energético nesse tipo de marcha não é apenas devido ao trabalho realizado pelo corpo. A sustentação em muletas pode exigir contrações isométricas (não há alteração no comprimento do músculo) e/ou ativação de músculos antagonistas. Esses tipos de ação muscular geram um aumento no gasto energético sem afetar o trabalho total realizado, o que leva a um decréscimo na eficiência da marcha.

Preocupados com a fase de impacto, Carpentier, Font-Llagunes e Kövecses (2010) verificaram a dinâmica e a energia despendida durante o impacto da muleta de antebraço com o solo, sendo essa a principal causa de perda energética durante a marcha com muletas, de acordo com os autores. Através de simulações numéricas com um modelo dessa fase, foram obtidos resultados para diferentes comprimentos das muletas e posicionamentos do corpo. Estas alterações podem melhorar a qualidade da marcha com muletas, por meio, por exemplo: a) da minimização de perdas energéticas no impacto do dispositivo com o solo; b) da diminuição da magnitude do impulso que pode danificar as articulações; e c) da promoção da separação entre o pé e o solo. É importante observar que comprimentos exagerados da muleta forçam o usuário a adotar uma postura de abdução e elevação do ombro (CROSBIE; NICOL, 1990).

2.2 Muletas elásticas

Na tentativa de minimizar os problemas observados durante a marcha com muletas convencionais, alguns estudos foram voltados para a modificação do projeto da muleta. Como mostrado anteriormente no Quadro 2, vários autores propuseram alterações na muleta que apresentam vantagens e desvantagens. Esta seção tratará de estudos feitos com muletas elásticas que foram propostas com o objetivo de reduzir os esforços do usuário ao longo do ciclo da marcha.

Segura e Piazza (2007) analisaram uma muleta elástica realizando comparações entre as forças transmitidas por muletas axilares convencionais e muletas elásticas. Embora o perfil das curvas de força de reação vertical no tempo para uma mesma pessoa não tenha seguido um padrão bem definido e seus valores máximos terem sido maiores para as muletas elásticas, foi verificada na fase de balanço uma redução no impulso, medido no início da fase de apoio duplo, e na taxa de aumento da força de reação do solo. Os autores ainda supõem que o aumento da máxima força vertical para a muleta elástica pode ter ocorrido pela compressão total da mola, embora as medições de deformação feitas nesse elemento não

indiquem que isso tenha ocorrido. De acordo com esse estudo, a muleta elástica pode diminuir os riscos de formação de aneurismas causados pelo uso frequente de muleta axilar tradicional. A diminuição do impulso e da taxa de aumento da força de reação do solo indicam um decréscimo na carga de impacto no usuário durante a fase de balanço, o que, segundo os autores, deve diminuir a probabilidade de ocorrência de paralisia, aneurisma e trombose. Foi utilizada apenas uma rigidez elástica (22,4 kN/m) em cada muleta, o que pode ter sido um dos motivos da obtenção de resultados experimentais inconclusivos.

Seeley et al. (2011) estudaram o efeito do armazenamento de energia por uma mola durante o contato da muleta com o solo e da velocidade do paciente durante a marcha do tipo "three-point". Os dados coletados foram apenas experimentais e foram comparados com os resultados de uma muleta tradicional. A comparação foi positiva para a muleta elástica com a velocidade atingida no sentido da marcha 5% superior ao medido para a muleta tradicional.

Outro estudo com um foco maior na concepção da muleta foi o de Shortell et al. (2001). Os autores propõe uma muleta fabricada com fibra carbono em formato de "S", que armazena energia e a libera na fase seguinte e atua como uma mola estrutural. A rigidez adequada para a fabricação dessa muleta de antebraço foi encontrada através de dados experimentais medidos com seis sujeitos de diferentes pesos, ajustando esse valor de acordo com o que os usuários achavam mais confortável.

Liu, Shanexie e Zhang (2011) e Liu et al. (2011) analisaram a fase de balanço da marcha pendular com o objetivo de determinar uma rigidez ótima que atendesse a quatro restrições: a) comprimento inicial da muleta é igual ao final na fase de balanço; b) a mola deve estar sempre comprimida; c) aos ângulos, velocidades, velocidade angular, iniciais e finais, foram impostas restrições nos sinais. O modelo desse artigo compreende um pêndulo simples invertido, composto apenas por um segmento (muleta). A massa total do sistema é considerada como um ponto material localizado na altura do ombro, e a massa da muleta é desprezada. Foi aplicada uma pré-carga na mola que, de acordo com os autores, permite à muleta trabalhar com mais eficiência. Essa pré-tensão auxilia na estabilidade lateral e reduz o grau de deformação no meio da fase de balanço (LIU; SHANEXIE; ZHANG, 2011), o que diminui a possibilidade de interferência do pé com o solo. No entanto, ela também causa prejuízo no impacto da muleta com o solo (LIU; SHANEXIE; ZHANG, 2011) porque está com uma rigidez aparente maior, e também prejudica usuários mais leves que não conseguem

comprimir o elemento elástico (SEELEY et al., 2011), o que torna o desempenho da muleta elástica, nesse caso, próxima ao da convencional.

Os resultados foram obtidos através de simulações computacionais para usuários de tamanho pequeno, médio e grande, sob condições de contorno diferentes, de acordo com o especificado nos artigos. Seguindo os resultados para diferentes combinações de tamanho do usuário e condições de contorno, os autores determinaram uma orientação para a escolha da rigidez ótima como segue: 1) estimar as condições iniciais (depois do “toes-off”) de acordo com o padrão de marcha do usuário; 2) obter a rigidez ótima da mola baseada na escolha das condições iniciais; 3) escolher a muleta elástica na proximidade da rigidez ótima para evitar instabilidades. Os autores ainda relatam que devido à sobreposição dos resultados para diferentes pesos dos usuários, a otimização não é muito sensível a esse parâmetro. Por exemplo, para um determinado padrão de medidas do usuário e determinadas condições de contorno, foi encontrada uma mesma rigidez ótima de 1,95 kN/m. O efeito do “push-off” também foi analisado para essa rigidez e concluiu-se que a presença dessa ação afeta os resultados de maneira positiva. Ela posterga a transferência de carga para a muleta, aumenta a velocidade na direção longitudinal à muleta e a velocidade angular, o que ajuda na redução do tempo da fase de balanço, e, por fim, diminui o ângulo inicial da muleta.

Liu, Zhang, Y. e Zhang, T. (2011) testaram experimentalmente a muleta elástica apresentada em (LIU; SHANEXIE; ZHANG, 2011) através da marcha pendular, com a perna esquerda do usuário flexionada durante toda marcha para uma rigidez da mola de 4,5 kN/m. Os resultados para essa muleta foram comparados com aqueles para uma convencional. Foi observado que a muleta convencional apresentou dois picos no perfil de força de reação do solo, enquanto a muleta elástica teve apenas um. No primeiro caso, os picos ocorreram, de acordo com os autores, primeiramente no impacto da muleta com o solo, e depois quando os membros superiores realizam a função de mover o corpo para frente. No segundo caso, houve apenas um pico porque, de acordo com os autores, o elemento elástico reduziu a magnitude do impacto da muleta com o solo no início da fase de balanço e ajudou a propulsionar o corpo para frente com a energia armazenada, o que reduz a necessidade de esforço do usuário para esse movimento e, conseqüentemente, reduz a energia metabólica necessária. Outros dados experimentais em (LIU; ZHANG, Y; ZHANG, T., 2011) mostram que, embora a cadência tenha sido apenas 0,5% menor para muletas elásticas, estas atingiram uma velocidade 2,4% maior do que as muletas convencionais.

3 FASE DE BALANÇO

Neste capítulo, além de uma descrição detalhada do tipo de marcha estudada, serão desenvolvidos e apresentados os modelos e os métodos utilizados para se obter simulações preditivas da fase de balanço da marcha com muletas do estilo pendular. Na seção 3.1 e 3.2, serão apresentados modelos tanto para a marcha com muletas convencionais quanto para a marcha com muletas elásticas, respectivamente. Ainda na seção 3.1, serão feitas verificações do modelo da muleta convencional através da comparação da cinemática simulada com aquela apresentada no estudo de Rovick e Childress (1988). Na seção 3.3, será explicada a formulação do problema de otimização para a simulação preditiva da fase de balanço com os dois tipos de muletas. Na seção 3.4, serão apresentados e discutidos os resultados obtidos sem e com otimização. No primeiro caso, as simulações são obtidas por integração numérica das equações de movimento sem a imposição de condições de contorno. Já no segundo, são impostas condições de contorno e as simulações resultam da solução de um problema de otimização que minimiza uma função objetivo que quantifica o desempenho da marcha.

O tipo de marcha pendular é composto predominantemente por duas fases de balanço separadas por duas fases de transição. Na primeira fase de balanço, chamada de "fase de apoio simples", ambos os pés estão em contato com o solo, sem contato das muletas. Na segunda fase de balanço, denominada "fase de balanço", ambas as muletas estão em contato com o solo sem contato dos pés. As fases de transição são as de apoio duplo, em que tanto a muleta quanto os pés estão em contato com o solo e suportam o peso do corpo e das muletas. Entre as fases de apoio duplo e a fase de balanço aparecem dois eventos instantâneos, um no início e outro no fim da fase de balanço. O primeiro evento corresponde à retirada do pé do solo ("toes-off") e o segundo, ao impacto do pé com o solo ("heel strike"). Após este último evento, acontece a segunda fase de apoio duplo seguida pela retirada da muleta do solo para execução da fase de apoio simples, a qual termina com o impacto da muleta com o solo (Figura 1).

No modelo encontrado em (CARPENTIER; FONT-LLAGUNES; KÖVECSES, 2010), é assumido pelos autores que, no mesmo momento em que há impacto da muleta com o solo, o pé é separado do solo. Se o mesmo ocorre para a muleta quando o pé atinge o solo, não ocorrem as duas fases de duplo apoio. Uma comparação entre essas situações pode ser feita entre a marcha humana normal e a corrida. No primeiro caso, a velocidade é pequena e há o contato simultâneo dos dois pés com o solo em um determinado ponto da marcha. Já no

segundo, a velocidade é maior e há períodos em que esse contato não existe e o modelo está "voando" (SRINIVASAN; RUINA, 2006). A partir disso, pode-se especular que, quando a velocidade horizontal da marcha com muletas é baixa, há a presença das duas fases de apoio. Caso contrário, a transferência seria diretamente da fase de balanço para a fase de apoio simples e desta novamente para a fase de balanço.

No tipo de marcha pendular, as duas muletas são avançadas à frente do corpo do usuário na fase de apoio simples e apoiadas contra o solo na primeira fase de apoio duplo. O peso é transmitido aos membros superiores e às muletas com a extensão dos cotovelos e, em seguida, ambas as pernas e o tronco realizam movimento de pêndulo e ultrapassam o ponto onde as muletas estão apoiadas na fase de balanço. Nesta fase, apenas as muletas estão em contato com o solo. O fato de as pernas ultrapassarem o ponto de contato das muletas é o que diferencia este tipo de marcha do estilo "swing-to", onde o movimento de pêndulo é realizado exatamente até esse ponto. Na marcha pendular, ainda são empregadas ações para controle de balanço do corpo tal como flexionar o pescoço contra o peito para levantar a pélvis e permitir que os pés deixem o solo². Após o impacto do calcanhar com o solo, deve-se retrainir a escápula, estender o pescoço e empurrar as muletas e a pélvis para frente na segunda fase de apoio duplo, o que preparará todo o sistema (usuário+muletas) para o próximo ciclo. Este processo para realização da marcha pendular mostra que, durante a fase de balanço do corpo, não há necessidade de apoio do peso sobre os membros inferiores. Esse estilo de marcha é indicado para pessoas com lesão medular, usuárias de muletas e órteses, as quais auxiliam na sustentação do corpo na fase de apoio simples.

Das quatro fases da marcha pendular, a fase de balanço foi estudada mais detalhadamente no presente trabalho por ser a que, aparentemente, exige um esforço maior dos membros superiores, uma vez que todo peso do usuário é sustentado por eles. Os modelos utilizados neste estudo são apresentados a seguir.

3.1 Modelo da marcha com muletas convencionais

Uma vez que o uso de corpos rígidos em um sistema multicorpo é razoável para grandes movimentos que não estão sujeitos a impactos elevados (ACKERMANN, 2007), esse método pode ser aplicado à fase de balanço da marcha com muletas. Portanto, para o estudo desta fase, os membros do usuário e as muletas são modelados como corpos rígidos,

² <http://calder.med.miami.edu/providers/PHYSICAL/ameven.html>

indeformáveis. O modelo é composto por três corpos rígidos ou segmentos que representam: segmento 1) muletas e braços; segmento 2) cabeça, pescoço e tronco; e segmento 3) pernas e pés, no caso de um usuário de órteses que mantém as articulações do joelho e do tornozelo fixas.

Basicamente, há três pares de movimentos que podem ser realizados nas articulações do corpo humano: adução e abdução; rotação medial e lateral; flexão e extensão. Cada par desses movimentos ocorre predominantemente em um dos três planos ortogonais que atravessam o corpo na posição anatômica: plano frontal; plano transversal e plano sagital. A posição anatômica é aquela onde o corpo está ereto, pés juntos e paralelos e os braços pendentes ao longo do corpo com as palmas das mãos voltadas para frente. Neste estudo será considerado apenas o movimento no plano sagital, caracterizados predominantemente pelos movimentos de flexão e extensão.

Os três segmentos do modelo (Figura 2) são conectados por juntas de revolução, representando as articulações do ombro e do quadril. Além disso, na fase de balanço, o contato das muletas com o solo é igualmente modelado por uma junta de revolução, admitindo-se que não ocorra escorregamento entre a ponta das muletas e o solo. Isto resulta para a muleta convencional em um modelo de 3 graus de liberdade (GLD). Para descrever a configuração do modelo e o movimento dos três segmentos rígidos no plano sagital foram adotadas três coordenadas generalizadas (σ , ϕ e θ), que são os ângulos entre a vertical e os segmentos, positivos no sentido anti-horário (Figura 2). As coordenadas generalizadas são agrupadas no vetor:

$$q = [\sigma \quad \phi \quad \theta]^T \quad (1)$$

As derivadas primeira e segunda desse vetor em relação ao tempo são, respectivamente:

$$\dot{q} = [\dot{\sigma} \quad \dot{\phi} \quad \dot{\theta}]^T \quad \text{e} \quad \ddot{q} = [\ddot{\sigma} \quad \ddot{\phi} \quad \ddot{\theta}]^T, \quad (2)$$

onde $\dot{\sigma}$, $\dot{\phi}$ e $\dot{\theta}$ são as velocidades angulares dos segmentos 1, 2 e 3 do modelo, respectivamente. Os elementos da segunda derivada do vetor q são $\ddot{\sigma}$, $\ddot{\phi}$, $\ddot{\theta}$ e representam acelerações angulares dos segmentos 1, 2 e 3 do modelo, respectivamente.

O modelo desenvolvido para esta pesquisa foi baseado naquele apresentado em (ROVICK; CHILDRESS, 1988), com a utilização de muletas do tipo axilar convencional. Os parâmetros antropométricos adotados, incluindo massas, momentos de inércia, localização dos centros de massa e comprimentos dos segmentos, são os mesmos utilizados nesse estudo e são apresentados no APÊNDICE A, exceto pelo comprimento da perna que foi calculado através das relações em (WINTER, 2009). Os três segmentos foram considerados corpos rígidos e são simétricos no plano sagital. Portanto, a massa e o momento de inércia dos corpos 1 e 3 são a soma das massas e momentos de inércia dos dois braços+muletas e das duas pernas, respectivamente. A rigidez do componente polimérico na ponta da muleta não é considerada por ser elevada e não ter o potencial de armazenamento significativo de energia.

A articulação única no ombro é uma simplificação das três articulações reais que compõe esse membro, que são: 1) esternoclavicular que se dá na ligação entre os ossos clavícula e esterno e permite os movimentos de elevação/depressão, anterior/posterior e de rotação da clavícula; 2) acromioclavicular (clavícula e escápula) que possibilita o movimento da escápula em elevação/depressão, adução/abdução e de rotação; e 3) glenoumeral, que conecta a escápula ao úmero, é uma articulação do tipo esférica (ORTOLAN, 2007). Esse mesmo tipo de articulação esférica pode ser aplicado ao quadril o que permite movimentos de flexão/extensão, adução/abdução e rotação medial/lateral da coxa (ACKERMANN, 2007). Essas articulações reais surgem de contatos de superfícies complexas e apresentam translação e centros instantâneos de rotação entre os segmentos adjacentes. Porém, para grandes movimentos, como os que ocorrem na marcha com muletas, essas juntas podem ser representadas por juntas esféricas e reduzidas a juntas de revolução ideais quando representadas em um único plano, neste caso o sagital.

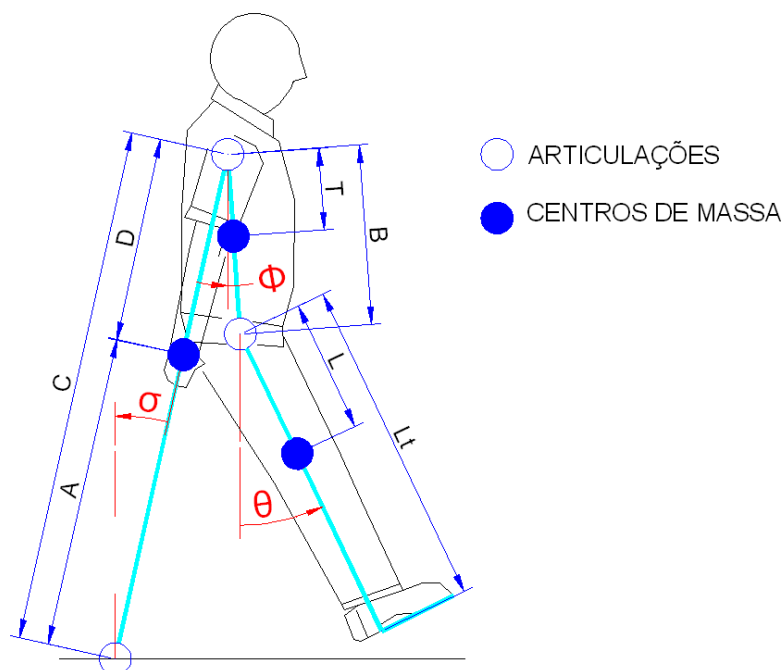


Figura 2 - Modelo multicorpo para fase de balanço da marcha com muletas convencionais.

Como o modelo é proposto para usuários paraplégicos que utilizam órteses do tipo "Knee-Ankle-Foot" (KAFO), que envolvem as pernas do usuário do joelho até o pé, as articulações do joelho e tornozelo são fixas, como ilustrado na Figura 2, de modo que toda a perna é modelada como um único corpo rígido. A articulação do cotovelo também é considerada fixa porque durante a fase de balanço ela permanece estendida (ROVICK; CHILDRESS, 1988). Embora haja pacientes paraplégicos com diferentes níveis de lesão que apresentam maior ou menor controle muscular, o momento nessa articulação foi inicialmente considerado nulo para que fosse possível a comparação com os resultados do modelo de 3 GDL esclerônomo de Rovick e Childress (1988). Essa simplificação representa usuários com lesão mais elevada.

As equações de movimento obedecem a seguinte forma:

$$M\ddot{q} + \bar{k} = k^e \quad (3)$$

onde M é a matriz de massa, \bar{k} é o vetor de forças generalizadas de Coriolis e giroscópicas e k^e é o vetor de forças generalizadas. Essas equações foram obtidas através da aplicação do formalismo de Newton-Euler apresentado por Schiehlen (2006). As matrizes e vetores que compõe essas equações, assim como o desenvolvimento dos cálculos realizados para obtê-las

estão detalhados no APÊNDICE A. Como o modelo possui 3 GDL, resultam três equações de movimento:

$$(M_c A^2 + M_i C^2 + M_l C^2 + J_c) \ddot{\sigma} - (M_i CT + M_l CB) \ddot{\phi} \cos(\sigma - \phi) - (M_l CL) \ddot{\theta} \cos(\sigma - \theta) - (M_l CB + M_i CT) \dot{\phi}^2 \sin(\sigma - \phi) - (M_l CL) \dot{\theta}^2 \sin(\sigma - \theta) - \tau_s = (M_c A + M_i C + M_l C) g \sin \sigma \quad (4)$$

$$- (M_i CT + M_l CB) \ddot{\sigma} \cos(\sigma - \phi) + (M_i T^2 + M_l B^2 + J_r) \ddot{\phi} + (M_l BL) \ddot{\theta} \cos(\phi - \theta) + (M_l CB + M_i CT) \dot{\sigma}^2 \sin(\sigma - \phi) + (M_l BL) \dot{\theta}^2 \sin(\phi - \theta) + \tau_h + \tau_s = - (M_i T + M_l B) g \sin \phi \quad (5)$$

$$- (M_l CL) \ddot{\sigma} \cos(\sigma - \theta) + (M_l BL) \ddot{\phi} \cos(\phi - \theta) + (M_l L^2 + J_l) \ddot{\theta} - (M_l BL) \dot{\phi}^2 \sin(\phi - \theta) + (M_l CL) \dot{\sigma}^2 \sin(\sigma - \theta) - \tau_h = - (M_l L) g \sin \theta \quad (6)$$

onde M_c , M_i e M_l representam as massas dos três segmentos, respectivamente: muletas e braços; tronco, pescoço e cabeça; e pernas, pés e KAFO's. Os momentos de inércia em relação ao centro de massa (CM) dos segmentos são dados por: J_c para muletas e braços; J_r para tronco, pescoço e cabeça; e J_l para pernas, pés e KAFO's. Seus valores estão indicados no APÊNDICE A.

Primeiramente, as equações foram verificadas através da comparação com as equações de Rovick e Childress (1988). Comparando-se as duas últimas equações de movimento, referentes às coordenadas generalizadas θ e ϕ , não encontram-se diferenças. Porém, na equação de movimento referente a σ , encontram-se duas diferenças. Uma, no segundo membro da equação, que neste trabalho está com sinal positivo, e no artigo aparece com sinal negativo. A outra, está na segunda parcela do primeiro membro da equação, que neste trabalho é multiplicado por $\dot{\phi}$, mas no artigo está multiplicado por $\dot{\theta}$. Essas divergências podem ter sido causadas por falha na digitação das equações apresentadas no artigo, uma vez que o resultado de simulações do modelo 3 GDL esclerônomo, tanto no artigo como neste trabalho, foram idênticas, como será mostrado mais adiante.

Uma simulação da fase de balanço foi realizada utilizando-se as equações de movimento obtidas e o integrador ODE45, no software Matlab 7.9.0. As condições iniciais de posição e velocidade angular, assim como o tempo de duração da fase de balanço, foram extraídos diretamente de Rovick e Childress (1988). Os resultados obtidos através da simulação foram comparados com os obtidos para as equações em (ROVICK; CHILDRESS, 1988), já com os possíveis erros de digitação do artigo corrigidos. As equações de movimento do modelo também foram verificadas através de simulações realizadas utilizando-se o

SimMechanics, pacote de simulação de sistemas multicorpo do Matlab, com os mesmos parâmetros e condições iniciais usadas e se pôde verificar igualdade entre os resultados (Figura 3). O diagrama de blocos no SimMechanics é apresentado no APÊNDICE A.

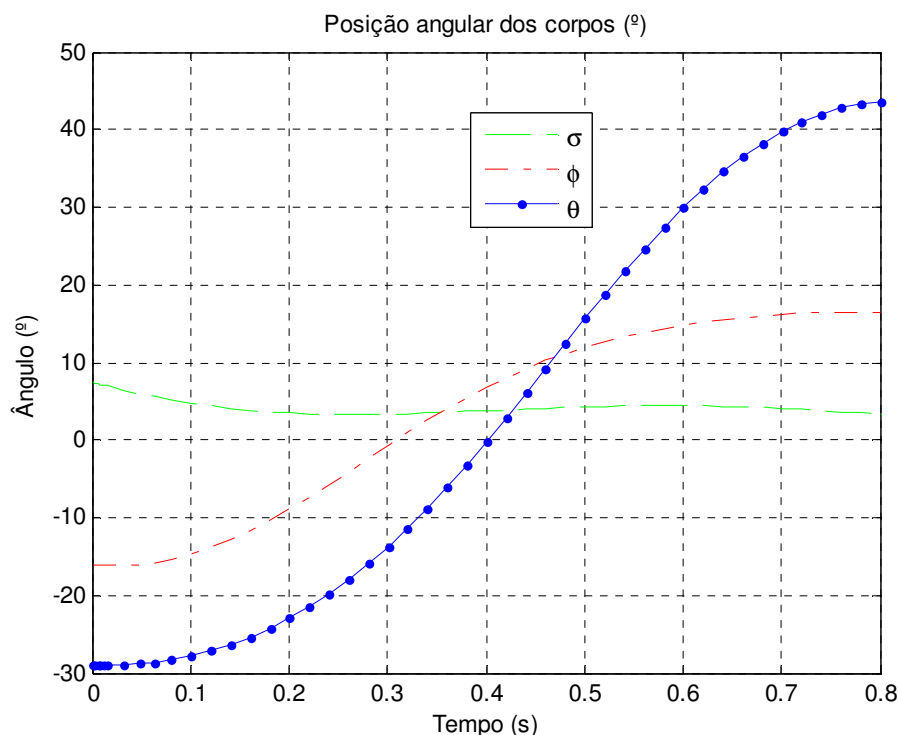


Figura 3 - Posições angulares para a muleta rígida obtidas através de simulação com as equações de movimento derivadas neste trabalho; com as equações encontradas em (ROVICK; CHILDRESS, 1988) com os possíveis erros de digitação corrigidos, e com a utilização do SimMechanics.

Quando se comparam estes resultados da simulação em que os momentos nas articulações do ombro e quadril são nulos, aos resultados experimentais em (ROVICK; CHILDRESS, 1988), notam-se divergências. Como foi assumido que não havia forças ou momentos aplicados às articulações e considerando que um usuário paraplégico não consegue produzir momentos ativos no quadril, essas diferenças cinemáticas podem ter sido causadas por momentos musculares reais nos ombros do usuário. Para representar a ação muscular no ombro, foi considerada uma restrição cinemática reônoma no ombro na forma de um polinômio em função do tempo, do ângulo entre a muleta e o tronco, $\delta(t)$. Com essa restrição, o modelo das muletas convencionais passa a ter apenas 2 GDL e ser reônomo (possui restrição em função do tempo), porque o ângulo \square entre a vertical e o tronco passa a ser função explícita do tempo, $\square = \delta(t) + \sigma$. Embora essa função $\delta(t)$ seja necessária para a simulação apresentada em (ROVICK; CHILDRESS, 1988), ela não é dada no artigo. Os autores apenas mencionam que a curva $\delta(t)$ foi obtida através do ajuste de um polinômio de

terceiro grau. O processo para obtenção de $\delta(t)$, que no presente trabalho foi obtido a partir dos dados experimentais em (ROVICK; CHILDRESS, 1988), é detalhado no APÊNDICE B. Para melhorar o ajuste aos dados experimentais, foi escolhido um polinômio de sétimo grau, diferentemente do utilizado em estudo anterior (ACKERMANN; TAISSUN, 2012), onde o polinômio escolhido foi de quinto grau. Se

$$\delta(t) = \phi - \sigma, \quad (7)$$

$$\text{logo, } \phi = \delta(t) + \sigma; \quad \dot{\phi} = \dot{\delta}(t) + \dot{\sigma}; \quad \text{e} \quad \ddot{\phi} = \ddot{\delta}(t) + \ddot{\sigma}. \quad (8)$$

Devido à adição dessa restrição reônoma dada por $\delta(t)$, foi necessário um novo cálculo das equações de movimento, com a substituição das Eqs. 8 nas equações do movimento para o modelo de 3 GDL esclerônomo Eqs. 4-6. Com a introdução do vínculo reônomo o modelo passa a ter apenas dois graus de liberdade, de forma que foram escolhidas duas coordenadas, σ e θ , como coordenadas generalizadas que compõe o novo vetor q :

$$q = [\sigma \quad \theta]^T. \quad (9)$$

Portanto,

$$\dot{q} = [\dot{\sigma} \quad \dot{\theta}]^T \quad \text{e} \quad \ddot{q} = [\ddot{\sigma} \quad \ddot{\theta}]^T. \quad (10)$$

Analogamente ao sistema de 3 GDL esclerônomo, as equações de movimento do novo modelo da fase de balanço com muletas convencionais obedecem à forma da Eq. 3, mas são composta por apenas duas equações diferenciais. Detalhes sobre a derivação das novas equações diferenciais podem ser encontrados no APÊNDICE B. O fato de o ângulo no ombro ser prescrito por um vínculo cinemático reônomo faz com que o momento no ombro τ_s não apareça mais explicitamente nas equações de movimento:

$$\begin{aligned} & -M_l g (B \text{sen}(\delta(t) + \sigma) - C \text{sen} \sigma) - M_l g (T \text{sen}(\delta(t) + \sigma) - C \text{sen} \sigma) + M_c A g \text{sen} \sigma = \tau_h + J_r \ddot{\delta}(t) + J_c \ddot{\sigma} + J_l \ddot{\sigma} + \\ & + B^2 M_l \ddot{\delta}(t) + A^2 M_c \ddot{\sigma} + B^2 M_l \ddot{\sigma} + C^2 M_l \ddot{\sigma} + C^2 M_l \ddot{\sigma} + T^2 M_l \ddot{\delta}(t) + T^2 M_l \ddot{\sigma} + \\ & + BLM_l \ddot{\theta} \cos(\delta(t) + \sigma - \theta) - CLM_l \dot{\theta}^2 \text{sen}(\sigma - \theta) - BCM_l \ddot{\delta}(t) \cos \delta(t) - 2BCM_l \ddot{\sigma} \cos \delta(t) - CM_l T \ddot{\delta}(t) \cos \delta(t) - \\ & - 2CM_l T \ddot{\sigma} \cos \delta(t) + BLM_l \dot{\theta}^2 \text{sen}(\delta(t) + \sigma - \theta) - CLM_l \ddot{\theta} \cos(\sigma - \theta) + BCM_l \dot{\delta}(t)^2 \text{sen} \delta(t) + \\ & + CM_l T \dot{\delta}(t)^2 \text{sen} \delta(t) + BCM_l \dot{\delta}(t) \dot{\sigma} \text{sen} \delta(t) + CM_l T \dot{\delta}(t) \dot{\sigma} \text{sen} \delta(t) \end{aligned} \quad (11)$$

$$\begin{aligned} & -LM_l g \text{sen} \theta = -\tau_h + \ddot{\theta} (M_l L^2 + J_l) - LM_l (B \dot{\delta}(t)^2 \text{sen}(\delta(t) + \sigma - \theta) - C \dot{\sigma}^2 \text{sen}(\sigma - \theta) - B \ddot{\delta}(t) \cos(\delta(t) + \sigma - \theta) + \\ & + B \dot{\sigma}^2 \text{sen}(\delta(t) + \sigma - \theta) + B \dot{\delta}(t) \dot{\sigma} \text{sen}(\delta(t) + \sigma - \theta)) + LM_l \ddot{\sigma} (B \cos(\delta(t) + \sigma - \theta) - C \cos(\sigma - \theta)) \end{aligned} \quad (12)$$

Essas equações, juntamente com os valores iniciais de posição e velocidade das coordenadas generalizadas, usados no cálculo do polinômio $\delta(t)$, foram utilizados nas simulações desse novo modelo, (Figura 4).

Foi verificado que, tanto para as equações do modelo quanto para as do artigo de (ROVICK; CHILDRESS, 1988), com o tempo de balanço igual a 0,8 segundo, ocorre interferência do calcanhar com o solo no final da fase de balanço. Logo, esse tempo, correspondente à duração da fase de balanço, foi reduzido a 0,7 segundo e o problema não se repetiu (Figura 5). Esse último tempo foi utilizado em todas as outras simulações exceto na comparação dos resultados da Figura 6.

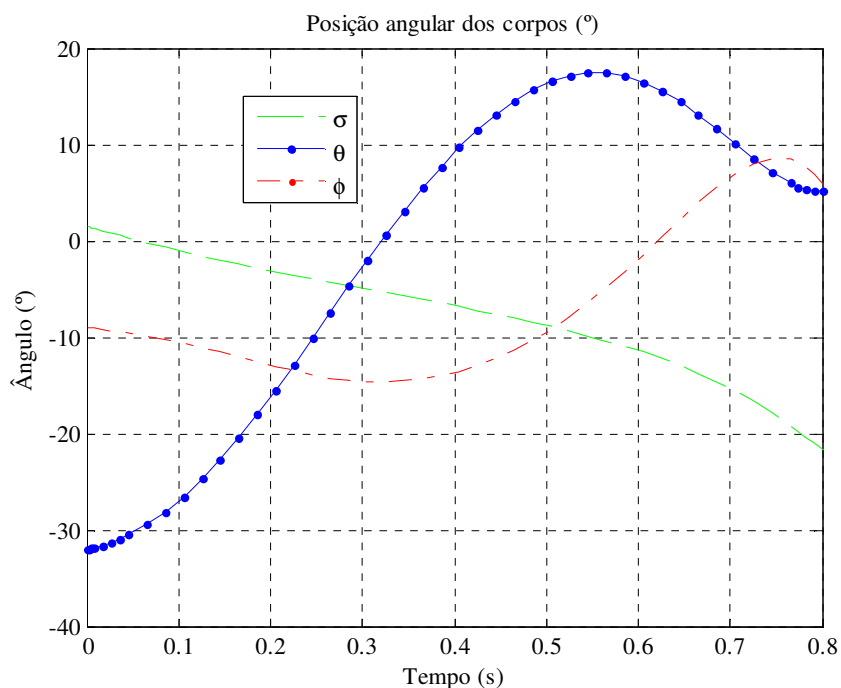


Figura 4 - Resultados das posições angulares para o modelo reônomo de 2 GDL da marcha com muletas convencionais simuladas.

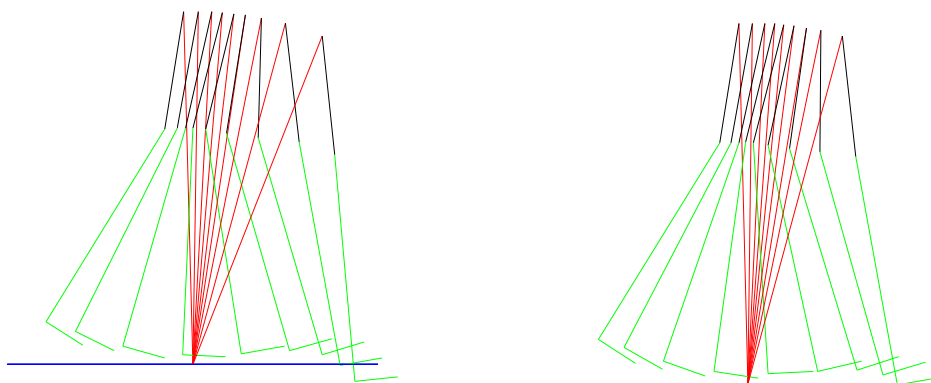


Figura 5 - Ilustração de simulações para o modelo reônomo das muletas convencionais com tempo de simulação 0,8 segundo (esquerda) e 0,7 segundo (direita).

As equações de movimento correspondentes ao modelo reônomo da marcha com muletas convencionais foram ainda verificadas a partir da manipulação das equações obtidas para o modelo esclerônomo das muletas convencionais. Esse método de manipulação tem seu desenvolvimento mostrado no APÊNDICE B. A comparação entre os resultados da simulação realizada com as equações de movimento encontradas com o método mencionado e aquelas da Figura 4 mostraram-se aderentes apesar de pequena divergência no final da simulação, a qual pode ser atribuída a erros provenientes da integração numérica das equações de movimento (Figura 6). Portanto, as equações de movimento correspondentes ao modelo são consideradas corretas, apesar de os resultados divergirem dos encontrados em (ROVICK; CHILDRESS, 1988) para o mesmo modelo. Essas divergências podem ter sido causadas devido aos erros de digitação encontrados no artigo, pela utilização de um polinômio $\delta(t)$ diferente e pela adoção de condições iniciais levemente diferentes.

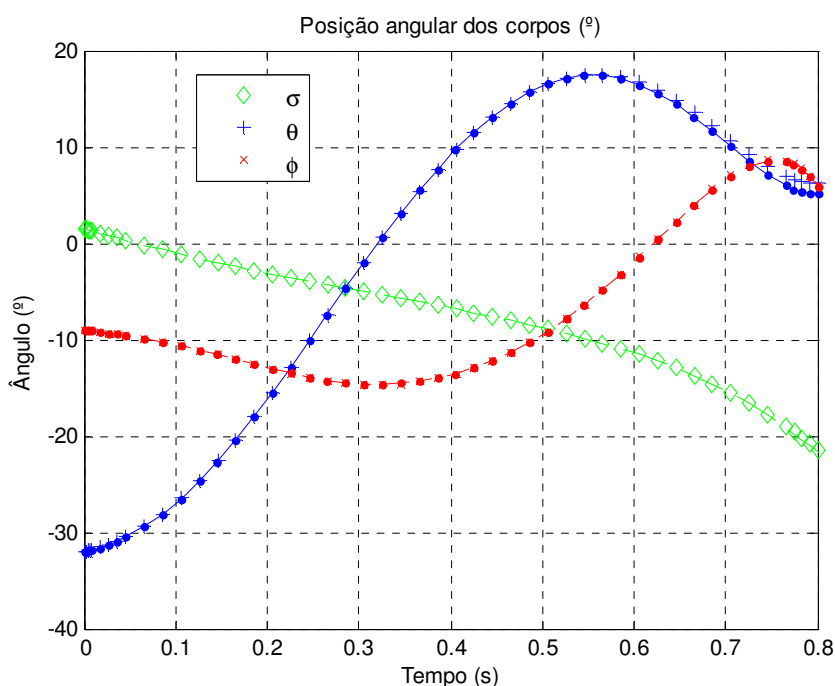


Figura 6 - Resultados das posições angulares para o modelo reônomo das muletas convencionais calculado neste trabalho, indicados por linhas, comparados com os resultados do método mencionado, indicados por pontos.

Para este trabalho, também é importante acessar as forças de reação que agem nas articulações, principalmente na ponta da muleta e no ombro. As forças de reação nas articulações são mostradas em vermelho no diagrama de corpo livre da Figura 7. As equações de forças vinculares obedecem a seguinte forma:

$$\underline{g} = N^{-1}(b - a), \text{ onde:} \quad (13)$$

$$a = \overline{Q}^T \overline{M}^{-1} F^e, \quad b = \overline{Q}^T \overline{M}^{-1} \overline{k} \quad e \quad N = \overline{Q}^T \overline{M}^{-1} \overline{Q}, \quad (14)$$

sendo \overline{Q} a matriz de distribuição, \overline{M} a matriz de dimensão 9x9, com $\overline{M} = \text{diag}\{M_c M_c M_t M_t M_l M_l J_c J_r J_l\}$, \overline{k} o vetor de forças generalizadas de Coriolis e giroscópicas, F^e vetor das forças não vinculares resultantes e \underline{g} o vetor que agrupa as forças vinculares:

$$\underline{g} = [g_{1x} \quad g_{1y} \quad g_{2x} \quad g_{2y} \quad g_{3x} \quad g_{3y} \quad \tau_s]^T. \quad (15)$$

As equações vinculares e seu equacionamento são detalhados no APÊNDICE B. A partir dessas equações e da cinemática simulada, podem ser calculadas as forças vinculares.

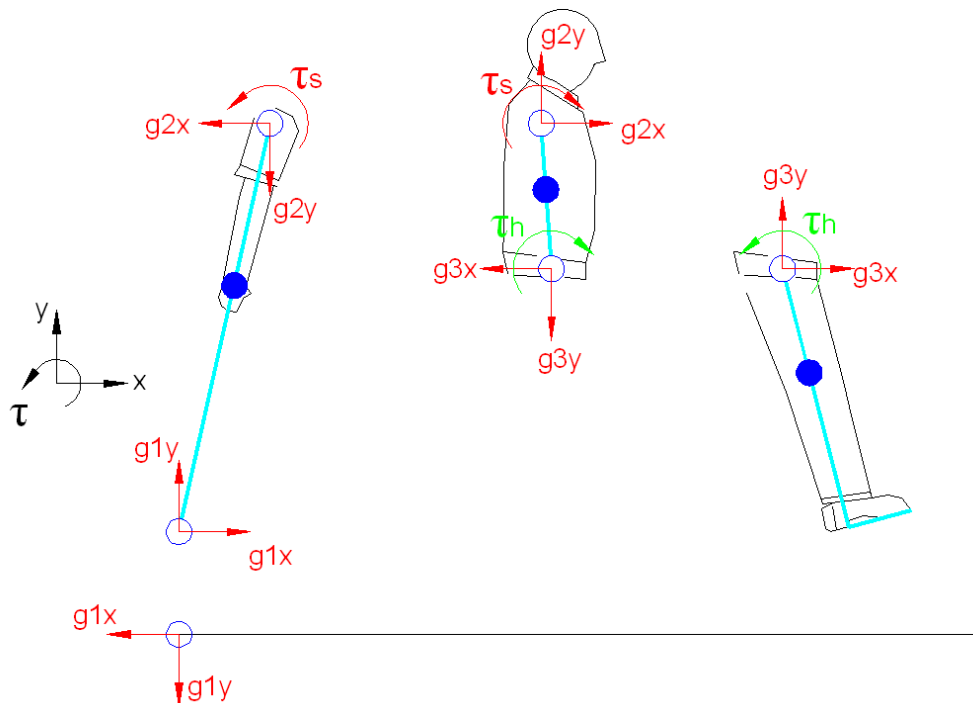


Figura 7 - Diagrama de corpo livre para a fase de balanço do modelo reônomo das muletas convencionais.

O momento no ombro τ_s no modelo reônomo das muletas convencionais aparece como um momento de reação (Eq. 15). O momento no quadril τ_h é representado no diagrama da Figura 7 em verde por ser um momento aplicado. Embora os usuários considerados neste estudo não possuam controle ativo sobre as articulações do quadril, os músculos e outras estruturas articulares exercem momento passivo sobre a articulação. O trabalho de Riener e Edrich (1999) levanta curvas de momentos passivos no plano sagital para as articulações dos membros inferiores. Embora os dados tenham sido obtidos para pessoas sem deficiência, a expressão referente ao momento passivo no quadril foi utilizada mais adiante neste trabalho como ponto de partida nas simulações para a verificação da influência dos momentos

passivos nos resultados. Porém, inicialmente o momento no quadril foi considerado nulo para que fosse possível realizar comparações com os resultados de Rovick e Childress (1988). Outros trabalhos que investigam a rigidez na articulação do quadril em pacientes paraplégicos e usuários de muleta são (VAN DER SPEK et al., 2003a), (VAN DER SPEK et al., 2003b), mas estes trabalhos têm foco no estudo da posição ereta estática, com apoio simultâneo dos pés e muletas com o solo.

3.2 Modelo da marcha com muletas elásticas

O modelo a ser estudado agora é uma modificação do modelo da seção 3.1. Uma mola de massa desprezível é adicionada à ponta da muleta (Figura 8). Nesse caso, o modelo de 2 GDL reônomo passa a ter 3 GDL reônomo. As coordenadas generalizadas adotadas são os ângulos σ e θ , da muleta e da perna com a vertical, respectivamente, e o comprimento da muleta (corpo 1), indicado na Figura 8 como C . Essas coordenadas compõem o vetor q de coordenadas generalizadas desse novo modelo,

$$q = [\sigma \quad \theta \quad C]^T. \quad (16)$$

As derivadas primeira e segunda desse vetor em relação ao tempo são:

$$\dot{q} = [\dot{\sigma} \quad \dot{\theta} \quad \dot{C}]^T \quad \text{e} \quad \ddot{q} = [\ddot{\sigma} \quad \ddot{\theta} \quad \ddot{C}]^T. \quad (17)$$

O elemento elástico faz com que o comprimento da mola varie ao longo da fase. Admite-se que essa variação é causada apenas pela variação da distância entre a ponta da muleta e o centro de massa do corpo 1, representada na Figura 8 por A . Portanto, o comprimento entre a articulação do ombro e o centro de massa do corpo 1, representado na Figura 8 por D , permanece constante. As mesmas considerações e limitações feitas anteriormente ao modelo da marcha com muletas convencionais também valem para o modelo da marcha com muletas elásticas.

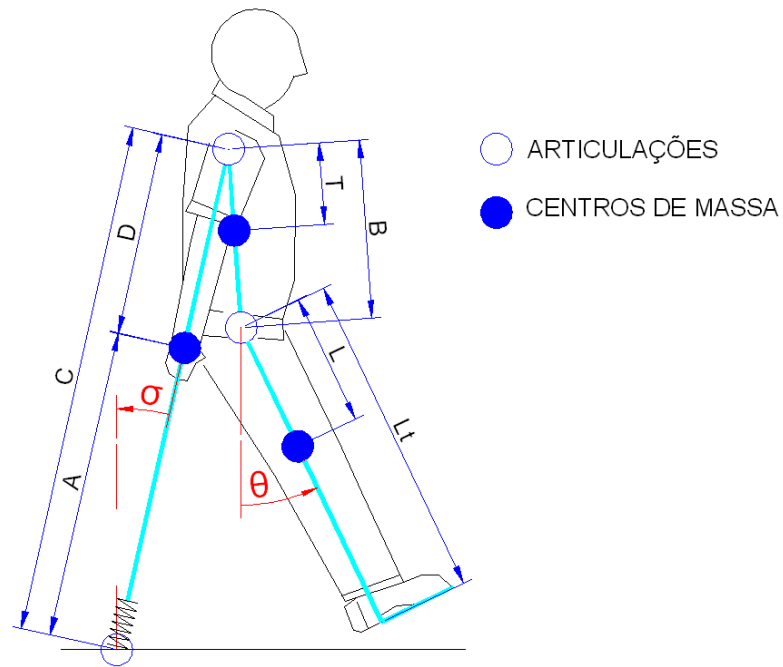


Figura 8 - Modelo multicorpo para marcha com muletas elásticas.

A mola considerada é do tipo linear e, portanto, a força exercida por ela obedece à relação:

$$f_m = -k\Delta D, \quad (18)$$

onde f_m é a força atuante na mola; k é a constante elástica equivalente para as duas molas lineares em paralelo, pois o modelo é simétrico no plano sagital; e ΔD é a variação do comprimento entre a articulação do ombro e o centro de massa do corpo 1,

$$\Delta D = (C_0 - C_n), \quad (19)$$

sendo C_n o comprimento neutro da muleta, para o qual a força da mola é nula, e C_0 o comprimento inicial da muleta para $t=0s$. A determinação de C_n e C_0 será explicada na próxima seção. O mesmo formalismo utilizado para a muleta convencional foi usado nesse caso para a obtenção das equações de movimento. O equacionamento é explicado em detalhes no APÊNDICE C. As equações de movimento obtidas são:

$$\begin{aligned} & \ddot{\sigma} + [J_c + J_r + M_i(B \cos(\delta(t) + \sigma) - C \cos \sigma)^2 + M_i(T \cos(\delta(t) + \sigma) - C \cos \sigma)^2 + M_i(B \sin(\delta(t) + \sigma) - C \sin \sigma)^2 + \\ & + M_c(C - D)^2 + M_i(T \sin(\delta(t) + \sigma) - C \sin \sigma)^2] + \ddot{C} \sin \delta(t)(M_i T + B M_i) + L M_i \ddot{\theta} [B \cos(\delta(t) + \sigma - \theta) - C \cos(\sigma - \theta)] = \quad (20) \\ & = C M_c g \sin \sigma - J_r \ddot{\delta}(t) - B^2 M_i \ddot{\delta}(t) - M_i T^2 \ddot{\delta}(t) - B M_i g \sin(\delta(t) + \sigma) - M_i T g \sin(\delta(t) + \sigma) - \tau_h + \\ & + C M_i g \sin \sigma + C M_i g \sin \sigma - D M_c g \sin \sigma - 2 C \dot{C} M_c \dot{\sigma} - 2 C \dot{C} M_i \dot{\sigma} - 2 C \dot{C} M_i \dot{\sigma} + 2 \dot{C} D M_c \dot{\sigma} + C L M_i \dot{\theta}^2 \sin(\sigma - \theta) + \\ & + B C M_i \ddot{\delta}(t) \cos \delta(t) + 2 B \dot{C} M_i \dot{\sigma} \cos \delta(t) + C T M_i \ddot{\delta}(t) \cos \delta(t) + 2 T M_i \dot{C} \dot{\sigma} \cos \delta(t) - B L M_i \dot{\theta}^2 \sin(\delta(t) + \sigma - \theta) - \\ & - B C M_i \dot{\delta}(t)^2 \sin \delta(t) - C T M_i \dot{\delta}(t)^2 \sin \delta(t) - B C M_i \dot{\delta}(t) \dot{\sigma} \sin \delta(t) - C T M_i \dot{\delta}(t) \dot{\sigma} \sin \delta(t) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
& \ddot{\theta}(M_l L^2 + J_l) - LM_l \ddot{C} \text{sen}(\sigma - \theta) + LM_l \ddot{\sigma}(B \cos(\delta(t) + \sigma - \theta) - C \cos(\sigma - \theta)) = \tau_n - LM_l g \text{sen} \theta - \\
& - BLM_l \ddot{\delta}(t) \cos(\delta(t) + \sigma - \theta) - CLM_l \dot{\sigma}^2 \text{sen}(\sigma - \theta) + BLM_l \dot{\delta}(t)^2 \text{sen}(\delta(t) + \sigma - \theta) + BLM_l \dot{\sigma}^2 \text{sen}(\delta(t) + \sigma - \theta) + \\
& + 2\dot{C}LM_l \dot{\sigma} \cos(\sigma - \theta) + BLM_l \dot{\delta}(t) \dot{\sigma} \text{sen}(\delta(t) + \sigma - \theta)
\end{aligned} \tag{21}$$

$$\begin{aligned}
& \ddot{C}(M_c + M_l + M_l) + \ddot{\sigma} \text{sen} \delta(t)(M_l T + M_l B) - LM_l \ddot{\theta} \text{sen}(\sigma - \theta) = f_m + CM_c \dot{\sigma}^2 + CM_l \dot{\sigma}^2 + CM_l \dot{\sigma}^2 - DM_c \dot{\sigma}^2 - \\
& - M_c g \cos \sigma - M_l g \cos \sigma - M_l g \cos \sigma - BM_l \ddot{\delta}(t) \text{sen} \delta(t) - TM_l \ddot{\delta}(t) \text{sen} \delta(t) - BM_l \dot{\delta}(t)^2 \cos \delta(t) - BM_l \dot{\sigma}^2 \cos \delta(t) - \\
& - TM_l \dot{\delta}(t)^2 \cos \delta(t) - TM_l \dot{\sigma}^2 \cos \delta(t) - LM_l \dot{\theta}^2 \cos(\sigma - \theta) - BM_l \dot{\delta}(t) \dot{\sigma} \cos \delta(t) - TM_l \dot{\delta}(t) \dot{\sigma} \cos \delta(t)
\end{aligned} \tag{22}$$

A obtenção das equações de forças vinculares segue o mesmo formalismo utilizado para o modelo da marcha com muletas convencionais, porém com algumas alterações devido à adição da mola. No novo vetor de forças vinculares, as forças g_{lx} e g_{ly} foram substituídas pela força transversal à mola g_t (Eq. 23), que aparece devido à restrição ao deslocamento lateral da mola, e possibilita apenas o movimento na direção longitudinal da muleta (Figura 9).

$$\underline{g} = \begin{bmatrix} g_t & g_{2x} & g_{2y} & g_{3x} & g_{3y} & \tau_s \end{bmatrix}^T \tag{23}$$

A força da mola f_m também é mostrada na Figura 9 e durante a fase de balanço permanece na direção longitudinal da muleta. Essa força não aparece no vetor de forças de reação por ser uma força aplicada ao sistema, não-vincular, assim como o momento no quadril. Analogamente ao que foi feito no modelo da muleta convencional, as equações de forças vinculares referentes ao modelo da marcha com muletas elásticas têm o formato da Eq. 13. A obtenção dessas equações é detalhada no APÊNDICE C.

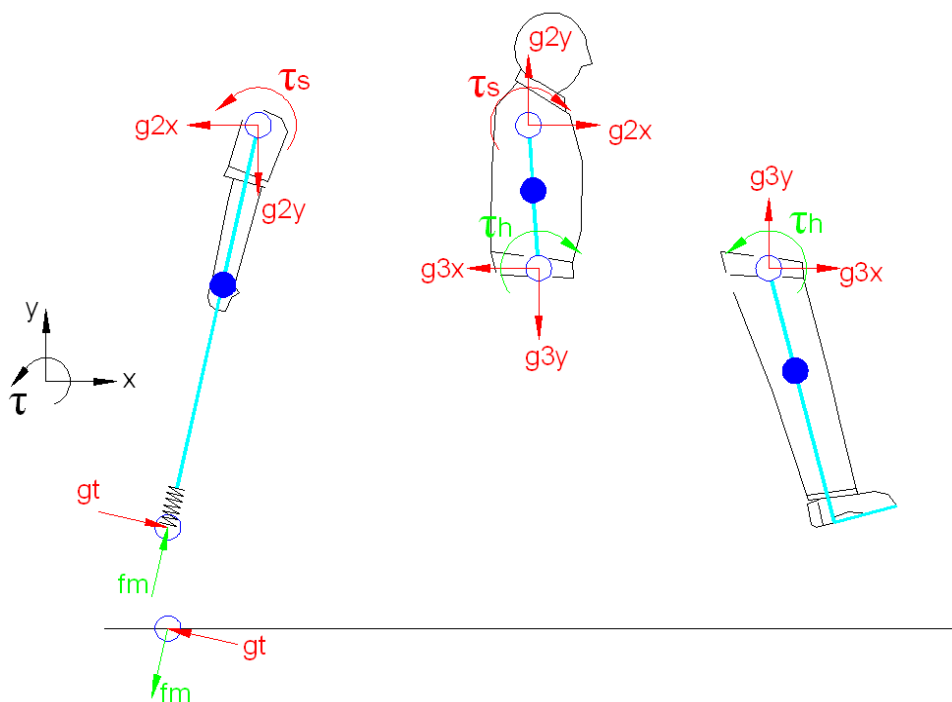


Figura 9 - Diagrama de corpo livre para a fase de balanço do modelo reônomo das muletas elásticas.

3.3 Simulações

Os dois modelos reônomos apresentados na seção anterior foram utilizados para determinar valores ótimos de rigidez elástica da mola para condições iniciais e finais fixas. Esse problema foi formulado como um problema de controle ótimo e resolvido através de sua transformação em um problema de programação não linear ou otimização paramétrica (ANDERSON; PANDY, 2001), (ACKERMANN, 2007). Esta seção define e justifica as restrições formuladas para o problema, bem como a função custo adotada e a parametrização do problema de controle ótimo.

O problema de otimização foi resolvido utilizando o software Matlab e o algoritmo de otimização "interior-point" disponível na função "fmincon". A formulação do problema de otimização é explicada mais adiante. As condições iniciais e finais de velocidade e posição utilizadas em ambos os modelos foram extraídas dos dados experimentais em (ROVICK; CHILDRESS, 1988), exceto pela velocidade inicial do ombro, e são disponibilizadas no APÊNDICE B. O valor inicial da taxa de variação do ângulo entre a muleta e o tronco, $\dot{\delta}(t)$, não foi prescrita, e resulta da solução do problema de otimização.

3.3.1 Restrições

Além de condições iniciais, que são automaticamente satisfeitas por serem estas as condições iniciais utilizadas na integração numéricas das equações de movimento, são impostas também condições finais. As condições finais impostas são o ângulo da muleta (σ), e ângulo final do tronco (\square) que devem coincidir com os ângulos finais obtidos experimentalmente por Rovick e Childress (1988). No caso do modelo da marcha com as muletas elásticas, foram acrescentadas as seguintes restrições: o comprimento da muleta não pode ultrapassar 130% do comprimento inicial da muleta e a taxa de variação do comprimento inicial da muleta (\dot{C}) é nula. A primeira restrição, apesar de não ter finalidade de interferir no resultado ótimo, impede que a otimização convirja para soluções irrealistas ou mesmo deixe de convergir. A segunda restrição assume que a muleta elástica esteja em "equilíbrio" no início da fase de balanço, com todo o peso transferido da perna para as muletas imediatamente antes do instante em que o pé deixa o solo.

Embora seja esperado que a adição de uma mola leve à alteração da cinemática de todo o ciclo da marcha, é interessante impor que as condições iniciais de simulação sejam iguais aos daqueles considerados nas simulações com a muleta rígida, porque assim é possível comparar os resultados diretamente. Por isso, o comprimento neutro total da muleta elástica C_n é determinado de forma que o comprimento inicial da muleta elástica C_o e a força na direção longitudinal no início da fase de balanço f_{a0} coincidam com aqueles para a marcha com muletas rígidas. Esta medida permite que se faça a comparação direta dos resultados obtidos para a marcha com muletas elásticas com os resultados obtidos para a marcha com muletas rígidas, o que constitui um dos objetivos do presente trabalho.

Abaixo é demonstrado o cálculo do comprimento neutro da muleta elástica C_n . Neste cálculo foram utilizadas as duas forças de reação iniciais, horizontal (g_{1x0}) e vertical (g_{1y0}) encontradas para o modelo da marcha com muletas convencionais de 2 GDL reônomo. A partir dessas forças, foi encontrada a força resultante na direção longitudinal da muleta f_{a0} , agindo na ponta da muleta convencional, no instante inicial da fase de balanço. Para isso, foi utilizado o ângulo inicial entre a muleta e a vertical (σ_0):

$$f_{a0} = g_{1y0} \cos \sigma_0 - g_{1x0} \sin \sigma_0 \quad (24)$$

Como é considerado que a força da mola deve ser igual à força resultante longitudinal ao eixo da muleta, obtida para o modelo reônomo das muletas convencionais, têm-se:

$$f_{m0} = f_{a0} = -k(C_0 - C_n) \quad (25)$$

É importante lembrar que o resultado encontrado para a força longitudinal inicial na Eq. 24 equivale à soma das forças nas duas muletas pois o modelo é simétrico no plano sagital. Da mesma forma, a constante elástica k considerada na fórmula é igual ao dobro da constante elástica k_m de apenas uma mola, ou seja:

$$f_{a0} = -2k_m * (C_0 - C_n) \Rightarrow C_n = \left(\frac{f_{a0}}{2k_m} \right) + C_0. \quad (26)$$

Nota-se na Eq. 26 a dependência direta do valor do C_n com a força inicial calculada para as condições iniciais observadas para a marcha com muletas rígidas ou convencionais.

3.3.2 Função custo

A função custo, ou função objetivo, é uma quantificação matemática dos critérios de desempenho que se deseja otimizar. A maioria dos estudos encontrados avaliaram as magnitudes das forças transmitidas aos membros superiores dos usuários, por serem estas as principais causadoras de danos nas articulações. Devido a isso, a minimização dessas forças torna-se importante. Outros autores também indicam a importância de reduzir o impulso e a taxa de aumento da força de reação no solo, durante o impacto das muletas e dos pés com o solo. No entanto, estes dois últimos critérios não podem ser considerados de maneira apropriada neste trabalho porque, da maneira como foi formulado o problema de otimização, a fase de balanço, foco deste trabalho, não engloba os eventos de impacto ou as elevadas taxas de variação da força nas fases de apoio duplo adjacentes. De fato, o impulso da força de reação no solo na ponta da muleta tem sua importância maior no início da fase de apoio duplo, como é estudado em (SEGURA; PIAZZA, 2007), onde há variação maior desta força se comparada com sua variação na fase de balanço. Esses autores analisaram os impulsos gerados pelas forças de reação no solo das muletas, elásticas e convencionais, nos primeiros 50 ms da fase de apoio duplo, período em que ocorre a transferência do peso do corpo dos membros inferiores para as muletas.

Outro critério importante considerado em estudos da marcha humana é a estabilidade (BRUIJN et al., 2009), que é frequentemente relacionada ao risco de queda. A falta de estabilidade na marcha pode provocar quedas, que por sua vez podem ocasionar graves lesões. Para a marcha com muletas, isso não é diferente. No entanto, a estabilidade global da marcha é mais facilmente quantificável em movimentos cíclicos através de métodos como mapa de retorno (GEYER; SEYFARTH; BLICKHAN, 2005) e o expoente máximo de

Lyapunov (HAMID et al.,2010), (BRUIJN et al., 2009). Por este motivo, apesar de sua importância, a estabilidade global não foi considerada como critério de desempenho neste trabalho.

Como neste trabalho considera-se apenas a fase de balanço, sem a inclusão de eventos de impacto e sem a simulação do ciclo completo da marcha, considerou-se apropriado incluir apenas os esforços e momentos no ombro como critérios de desempenho. Foram consideradas duas funções custo para quantificar estes critérios de desempenho.

Um critério é representado pela média do quadrado do momento no ombro (Eq. 27), que quantifica o esforço do usuário na execução do movimento durante a fase de balanço de duração $T = t_f - t_0$,

$$J_s = \frac{1}{T} \int_{t_0}^{t_f} \tau_s^2(t) dt, \quad (27)$$

onde t_0 é o instante inicial da fase de balanço, instante imediatamente posterior ao de retirada do pé do solo, e t_f é o tempo final da fase de balanço, imediatamente anterior ao impacto do calcanhar com o solo.

O segundo critério de desempenho é quantificado pelas forças longitudinal (f_a) e transversal (f_t) ao eixo longitudinal da muleta, medidas na região do ombro (Eq. 28), pois estas representam as forças resultantes, normal e tangencial, respectivamente, na superfície de contato entre a muleta e a axila,

$$J_f = \frac{1}{T} \int_{t_0}^{t_f} f_t^2(t) dt + \frac{1}{T} \int_{t_0}^{t_f} (f_a(t) - f_{a,0})^2 dt, \quad (28)$$

onde $f_{a,0}$ é a força longitudinal inicial e garante que não haja oscilações na simulação e evita que o resultado convirja para padrões indesejáveis. A utilização desse valor de força inicial na Eq. 28 faz com que a força longitudinal ideal seja $f_a(t) = f_{a,0}$, ao invés de $f_a(t) \sim 0$, o que seria incompatível com as forças no ombro observadas durante a fase de balanço. O problema de otimização foi resolvido para três função custo diferentes: $J = J_s$, $J = J_f$ e $J = J_s + \omega J_f$. A última incorpora ambos os critérios de desempenho e o coeficiente ω , cuja escolha será discutida em 3.4, dita a importância relativa dos critérios.

3.3.3 Parâmetros de otimização

Os parâmetros de otimização são aqueles cujos valores sofrerão modificações durante o processo de otimização para a obtenção de valores ótimos que minimizam a função custo e respeitam as restrições impostas. Neste trabalho, foram considerados como parâmetros de otimização a rigidez elástica da mola, para o caso da muleta elástica, e os coeficientes do polinômio de 7ª ordem que descreve o ângulo entre o tronco e a muleta, $\delta(t)$, para a marcha com os dois tipos de muleta. A otimização desse polinômio é importante pois ele representa o controle muscular realizado pelo ombro para garantir que o pé não interfira com o solo durante a fase de balanço (ROVICK; CHILDRESS, 1988) e a adaptação dos padrões de movimento em decorrência das alterações nas muletas. Neste estudo, o resultado ótimo representa uma solução viável para o movimento do ombro $\delta(t)$ e para a rigidez da muleta k , que minimiza a função custo, Eq. (27) e/ou Eq. (28), e atende às restrições impostas, neste caso, as condições de contorno e as demais restrições introduzidas na seção 3.3.1.

3.4 Resultados e discussão

Nesta seção, serão apresentados os resultados para as simulações com os modelos reônomos da seção 3.1 e 3.2. Além da comparação feita com os dados de Rovick e Childress (1988), serão feitas, na seção 3.4.1, comparações entre as simulações otimizadas e os resultados encontrados na literatura relacionados ao mesmo tipo de marcha. Essas simulações foram obtidas através da otimização da função $\delta(t)$ e da rigidez elástica da mola, no caso da muleta elástica, com a minimização da força e momento no ombro, que compõem a função custo escolhida. Na seção 3.4.2 serão mostrados e discutidos os resultados otimizados para as muletas convencionais e elásticas, bem como justificada a utilização da função custo combinada. Na seção 3.4.3, no final do capítulo, serão apresentados alguns resultados obtidos para as muletas elásticas com variações individuais nos seguintes parâmetros do modelo: inclusão do momento passivo no quadril, massa do usuário e adição de amortecimento.

3.4.1 Comparação dos resultados otimizados com dados da literatura

Com o objetivo de verificação dos resultados otimizados, eles foram comparados, tanto quantitativamente como qualitativamente, com os encontrados na literatura científica especializada. Essas comparações foram feitas apenas com valores otimizados porque estes representam o que o usuário supostamente faria para minimizar os esforços no ombro, como esperado na realidade. Conforme será explicado na seção 3.4.2, o fator ω utilizado foi 1/10, de forma que a função custo utilizada nessas simulações é $J = J_s + J_f/10$. Primeiramente, essas

comparações serão feitas para a marcha com muletas convencionais e a seguir para a marcha com muletas elásticas. Nesse último caso, a rigidez elástica combinada utilizada nas otimizações foi restringida a um valor igual ao do artigo correspondente para permitir comparações.

Em (CROSBIE; NICOL, 1990) foram obtidos os resultados experimentais para a "fase de contato", como é denominada no artigo, que abrange a fase de balanço e as duas fases de apoio duplo adjacentes, com pacientes paraplégicos. Há uma semelhança quantitativa para a força vertical no solo comparada com a simulação embora o artigo apresente uma curva com dois picos e no modelo apareça apenas um (Figura 10). No artigo foi observado um pico de 0,54 N/pc para cada muleta, e na simulação o valor máximo observado foi de 0,537 N/pc. A unidade adimensional N/pc é a razão entre a força de reação e o peso do corpo (pc) do usuário. Nessa referência também é possível observar semelhanças entre os perfis das curvas de reação horizontal na ponta da muleta, como, por exemplo, inversão de sinal no início da fase de balanço e o valor máximo de aproximadamente 0,1 N/pc (Figura 11). Embora as curvas de força vertical e horizontal da simulação tenham se mostrado semelhantes, a curva de momento no ombro da Figura 12 divergiu do que foi encontrado nesse artigo, no qual o momento foi calculado por dinâmica inversa. Nas simulações desse artigo, o momento do ombro possui uma predominância de momento de extensão, enquanto que neste trabalho ocorre extensão até 65% fase de balanço e os 35% restantes ocorre flexão.

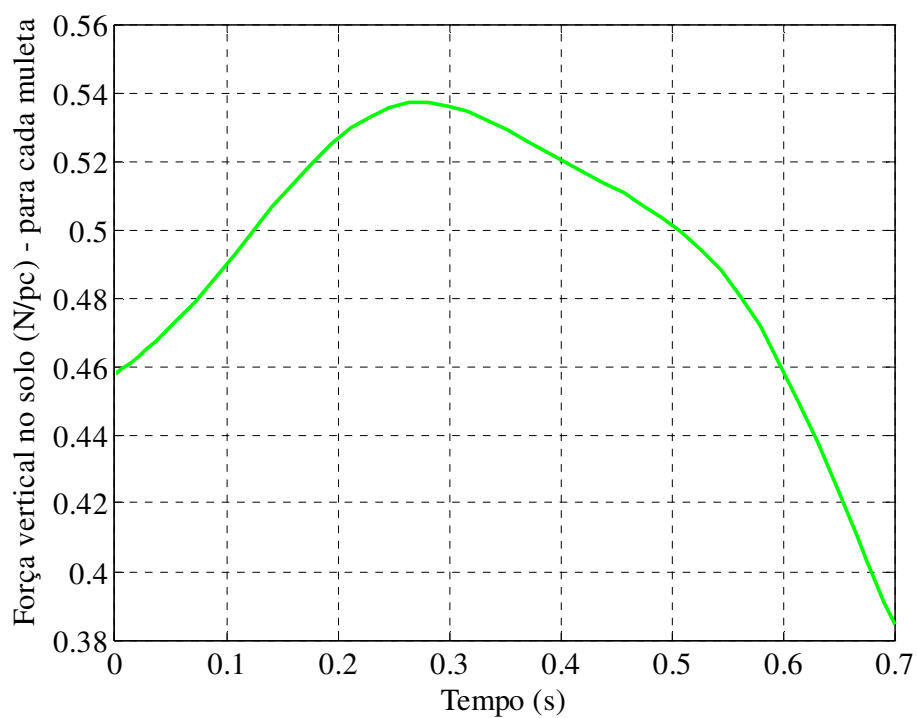


Figura 10 - Força vertical na ponta de cada muleta simulada para o modelo da marcha com muletas convencionais.

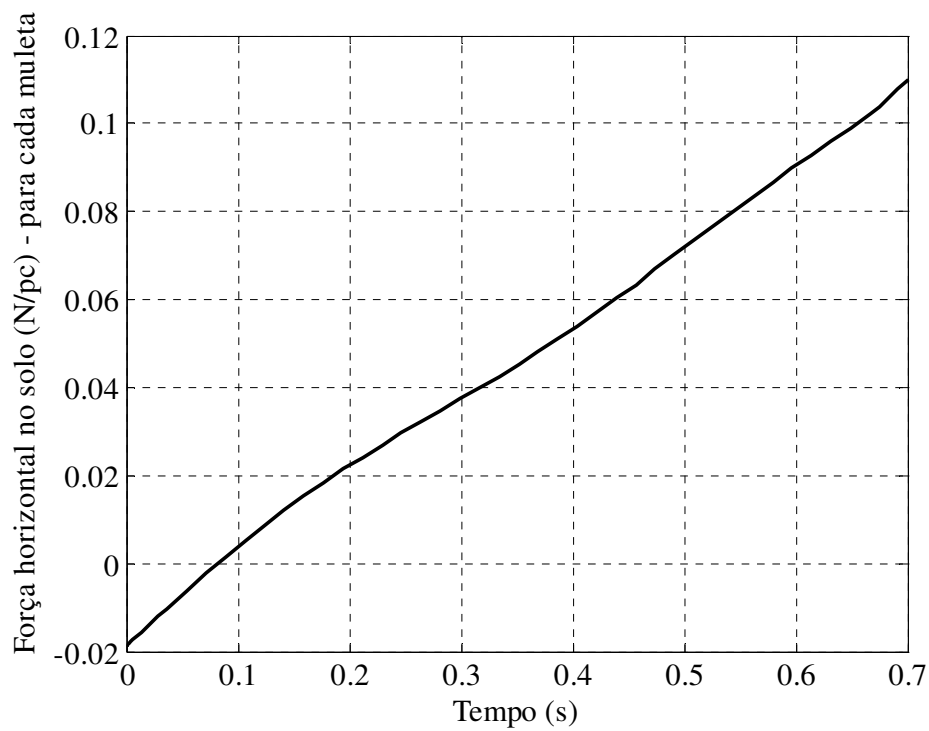


Figura 11 - Força horizontal na ponta de cada muleta simulada para o modelo da marcha com muletas convencionais.

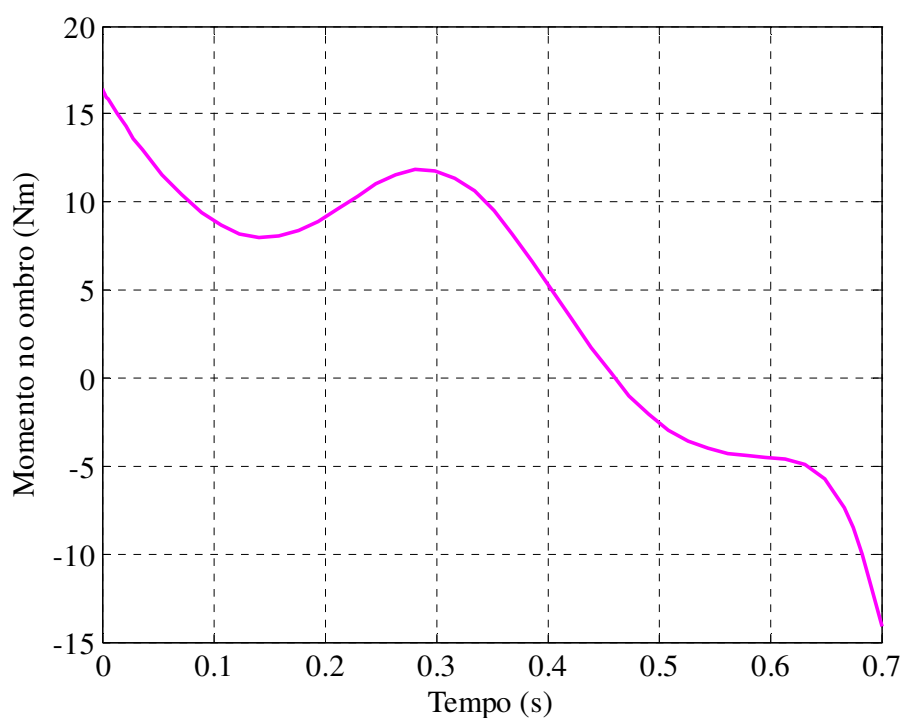


Figura 12 - Momento no ombro otimizado, simulado para o modelo da marcha com muletas convencionais.

A cinemática da articulação do ombro deste trabalho mostrou-se semelhante ao observado experimentalmente em (NOREAU et al., 1995) (ver Figura 13). Os valores iniciais e finais também se aproximam ao reportado no artigo. Nesse artigo, também houve uma semelhança na cinemática do quadril (Figura 14), mesmo com um "offset" entre as curvas, gerado provavelmente devido às dificuldades de aquisição e processamento dos dados experimentais, como foi relatado por Rovick e Childress (1988).

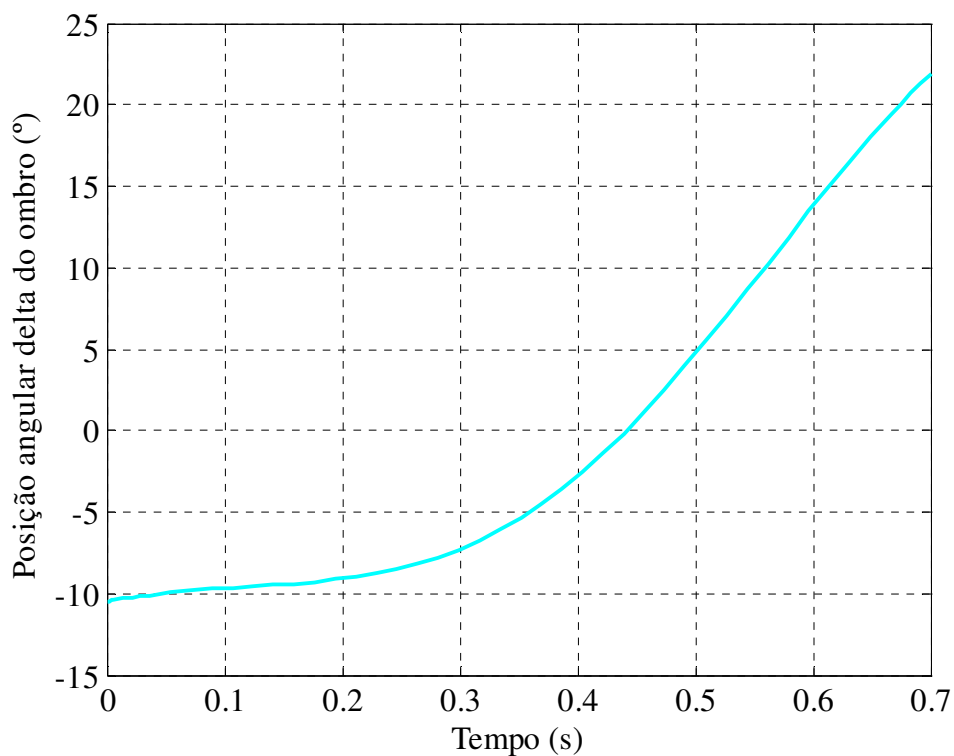


Figura 13 - Ângulo entre muleta e tronco, $\delta(t)$, simulado para o modelo de marcha com muletas convencionais.

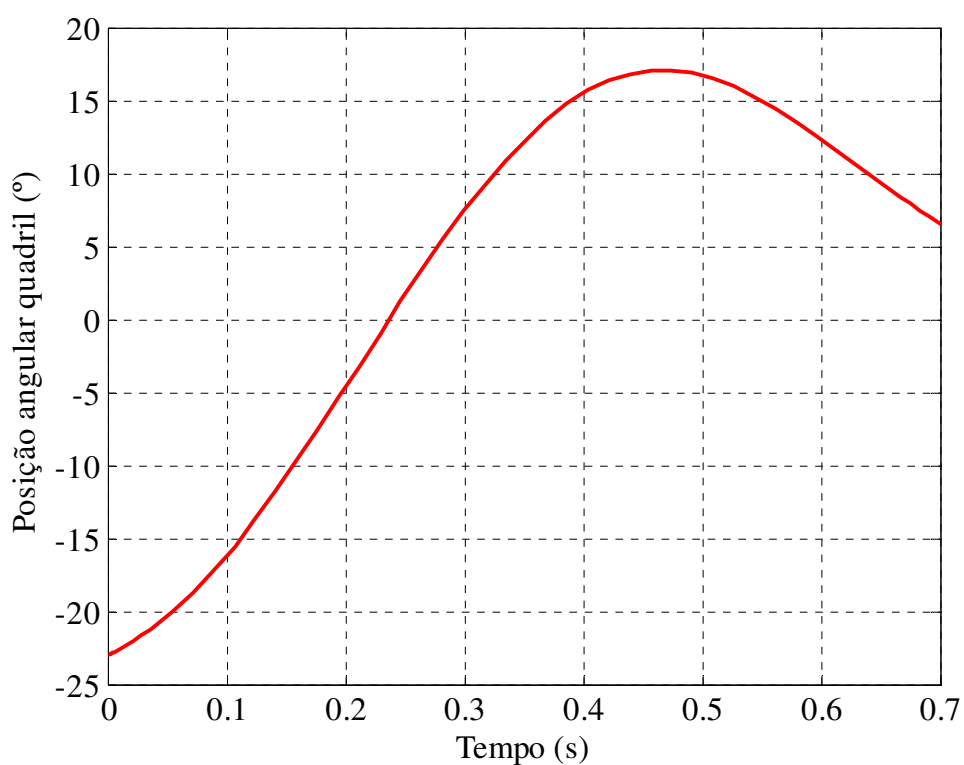


Figura 14 - Ângulo do quadril ($\theta-\phi$) simulado para o modelo da marcha com muletas convencionais.

Os resultados da simulação da marcha com muletas elásticas, obtidos pela solução do problema de otimização também foram comparados com dados experimentais reportados em

artigos que tratam desse tipo de muleta. Para realizar essa comparação, a otimização foi feita de maneira que a rigidez fosse fixa e equivalente ao informado pelos artigos.

Em (SEGURA; PIAZZA, 2007), para obtenção de resultados experimentais, a marcha pendular com muletas elásticas foi executada por pessoas sem deficiência, com cada uma das muletas dotada de uma mola de rigidez elástica de 22,4 kN/m. O resultado para a força vertical no solo, obtido neste trabalho por meio da otimização do movimento do ombro, e fixando-se este valor da rigidez, é mostrado na Figura 15. O tempo de duração da fase de balanço apresentou um valor próximo ao considerado neste trabalho, embora o perfil da curva de reação vertical do modelo não tenha semelhança qualitativa com os gráficos do artigo. É importante frisar, no entanto, que os resultados experimentais apresentados em (SEGURA; PIAZZA, 2007) não seguem um padrão bem definido e variam substancialmente de experimento para experimento, mesmo para um mesmo sujeito, como mencionado pelos próprios autores. Essa diferença provavelmente tenha origem no fato de os sujeitos em (SEGURA; PIAZZA, 2007) não serem paraplégicos e também terem executado a marcha com as pernas flexionadas ao invés de utilizar órteses do tipo KAFO durante os experimentos.

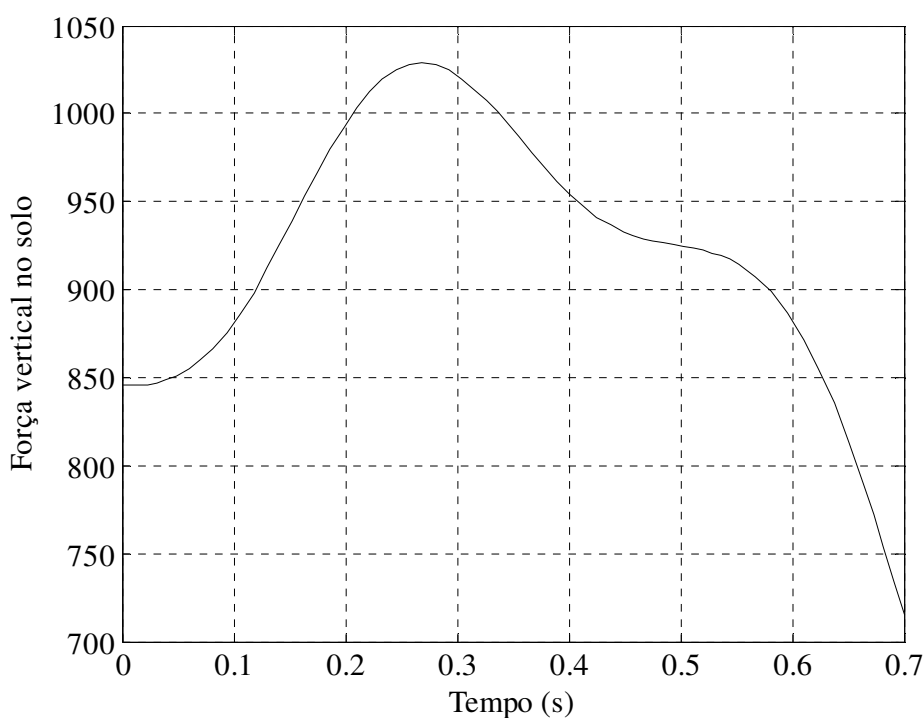


Figura 15 - Força vertical no solo simulada para o modelo da marcha com muletas elásticas. Cada muleta com uma mola de rigidez elástica de $k_m = 22,4$ kN/m.

Em (LIU et al., 2011) e (LIU; SHANEXIE; ZHANG, 2011) a rigidez combinada ótima encontrada para duas muletas em um modelo mais simples do que o tratado neste trabalho, foi de 1950 N/m. Os perfis das curvas de força de reação horizontal e vertical simulados para esta rigidez são apresentados nas Figura 16 e Figura 17. Foram observadas diferenças entre estes perfis e aqueles reportados em (LIU et al., 2011) e (LIU; SHANEXIE; ZHANG, 2011). Essas diferenças podem ser atribuídas às simplificações do modelo e o fato de os usuários nos experimentos não terem deficiência, executarem a marcha com uma das pernas flexionada e não utilizaram órtese KAFO's para simular pessoas paraplégicas.

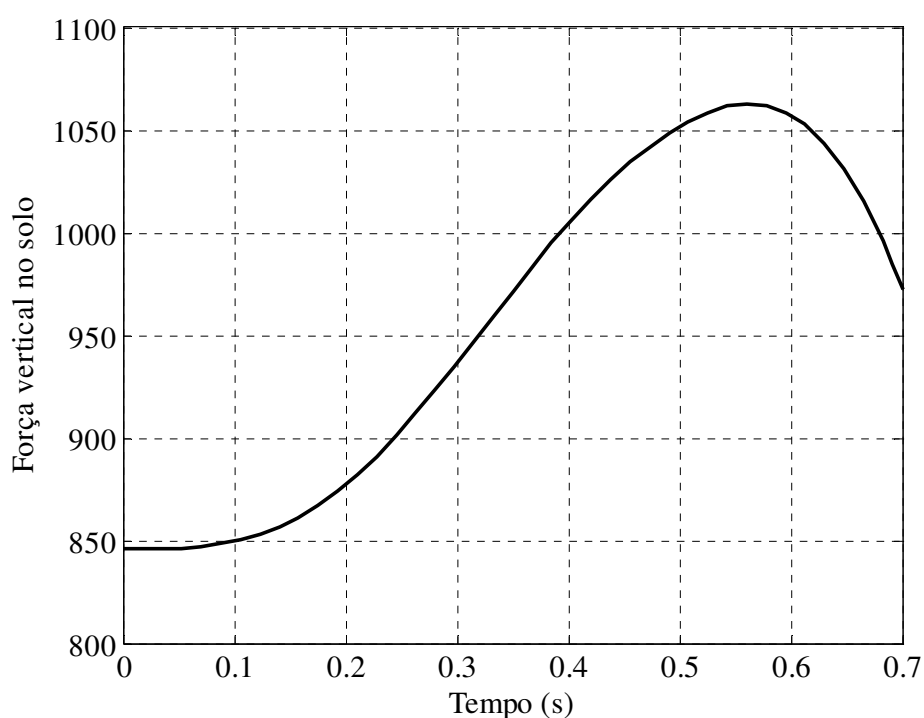


Figura 16 - Força vertical no solo simulada para o modelo da marcha com muletas elásticas com $k_m = 1,95$ kN/m.

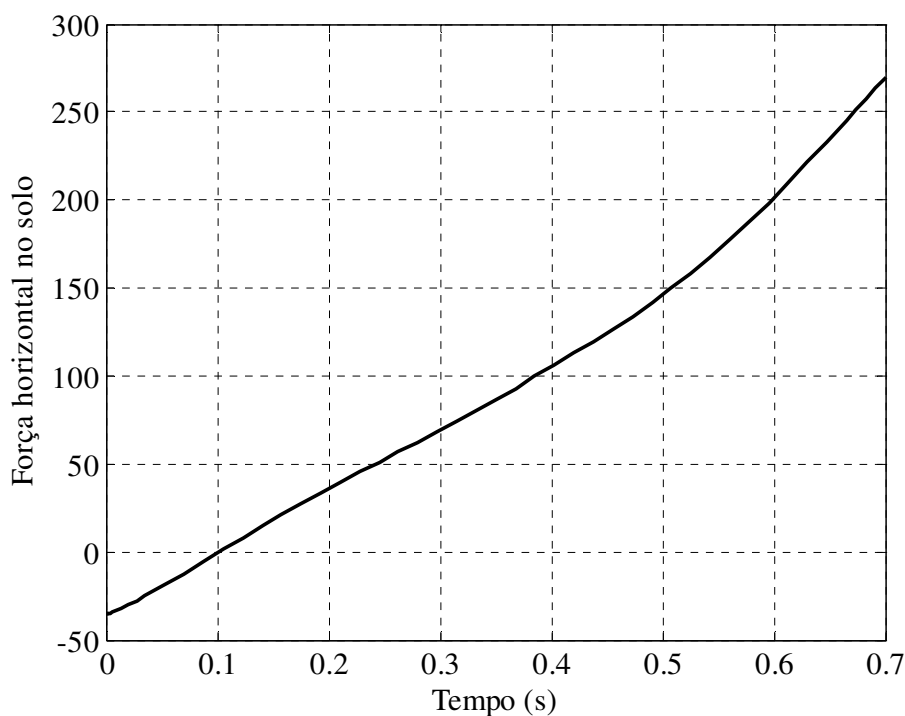


Figura 17 - Força horizontal no solo simulada para o modelo da marcha com muletas elásticas com $k_m = 1,95$ kN/m.

3.4.2 Resultados dos modelos da marcha com muletas convencionais e elásticas - com otimização

O fator ω na equação da função custo tem o objetivo de equilibrar os dois critérios de desempenho que a compõem: o critério ou termo relacionado ao momento no ombro, Eq. (27), e o critério ou termo relacionado às forças tangenciais e longitudinais às muletas transmitidas ao ombro pela muleta, Eq. (28). A escolha do coeficiente foi feita comparando-se os valores experimentais encontrados em (ROVICK; CHILDRESS, 1988) aos resultados da simulação do modelo da marcha com muletas convencionais obtidos através da solução do problema de otimização, utilizando-se diferentes valores para o fator ω : 1/10, 1/100, 1/1000 e 1/10000, Figura 18 a Figura 21.

Assim como em (ACKERMANN, TAISSUN, 2012), a função custo que levou a padrões cinemáticos mais próximos dos valores experimentais, de acordo com as figuras abaixo, foi $J = J_s + J/10$. Através delas também é possível observar que a medida em que o coeficiente ω diminui, ou seja, aumenta-se a importância do critério de desempenho relacionado ao momento no ombro, a diferença entre os resultados para a cinemática diminui. No entanto, se fosse considerada apenas a Eq. 27, relacionada ao momento no ombro, como função objetivo, a cinemática seria mais divergente. Mesmo com uma maior proximidade dos

resultados da cinemática para a função custo $J = J_s + J_f/10$, serão discutidos os resultados obtidos para a força transmitida e momento no ombro, bem como para as velocidades vertical e horizontal do CM do modelo para as três funções custo: $J = J_s$, $J = J_f$ e $J = J_s + J_f/10$.

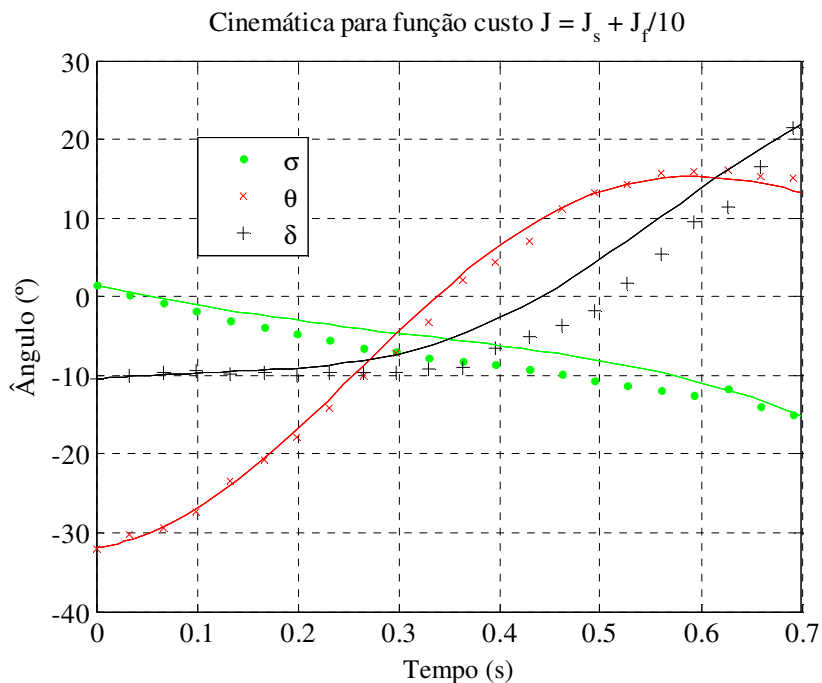


Figura 18 - Comparação entre a cinemática simulada para o modelo da marcha com muletas convencionais, “otimizada” para uma função custo com $\omega=1/10$, linhas sólidas, e os dados experimentais de Rovick e Childress (1988), pontos.

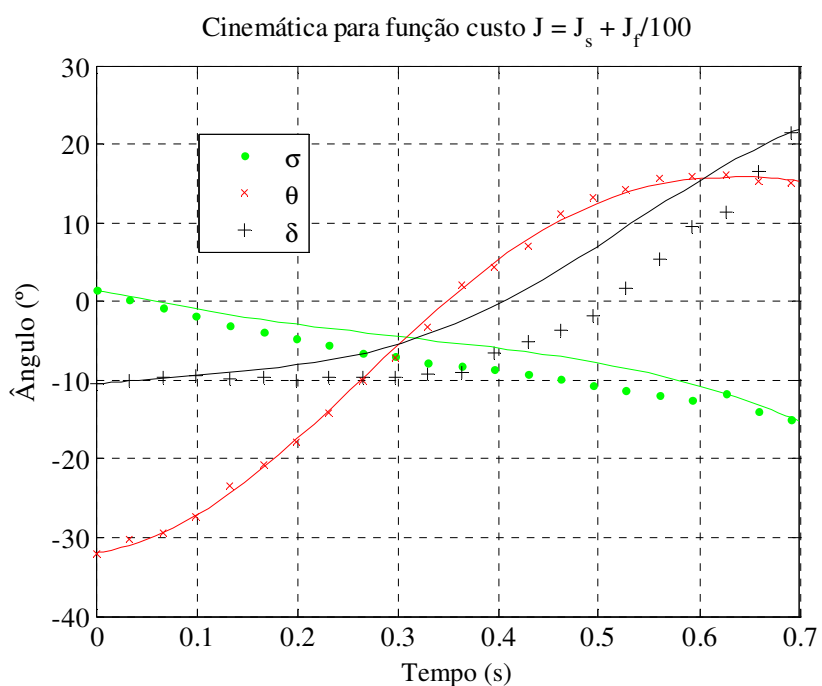


Figura 19 - Comparação entre a cinemática simulada do modelo da marcha com muletas convencionais, “otimizada” para uma função custo com $\omega=1/100$, linhas sólidas, e os dados experimentais de Rovick e Childress (1988), pontos.

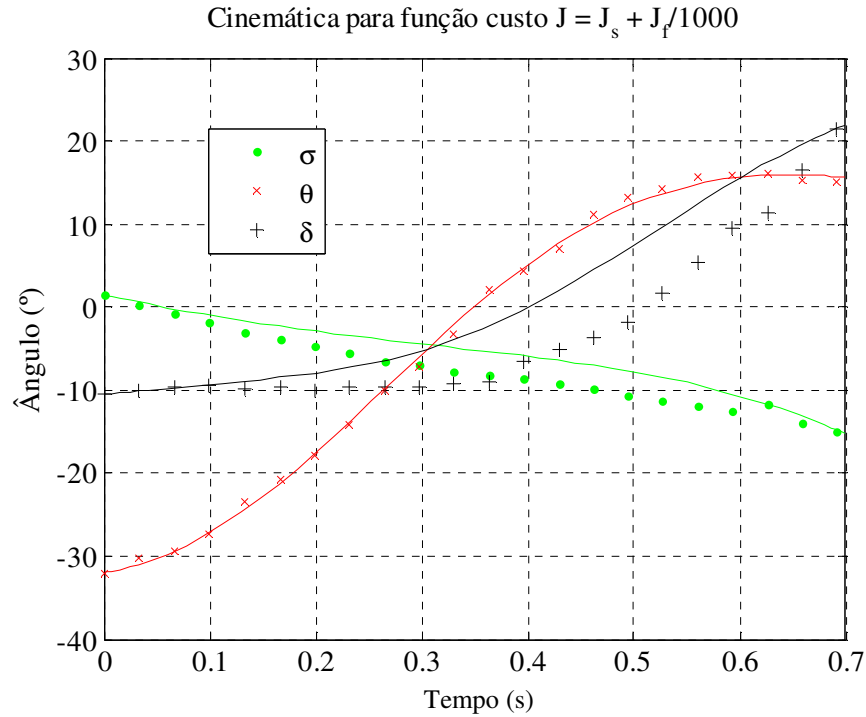


Figura 20 - Comparação entre a cinemática simulada do modelo da marcha com muletas convencionais, “otimizada” para uma função custo com $\omega=1/1000$, linhas sólidas, e os dados experimentais de Rovick e Childress (1988), pontos.

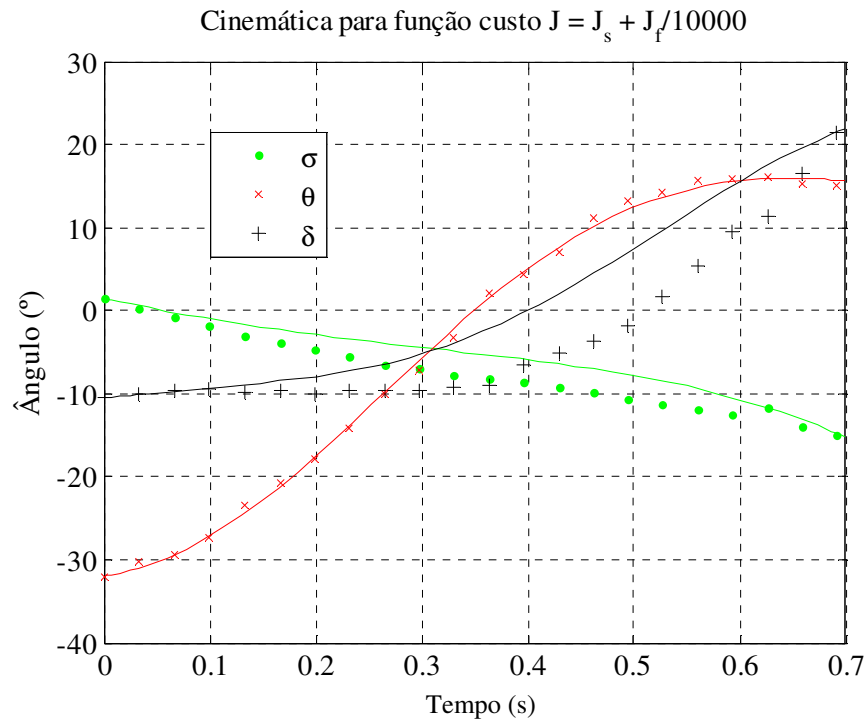


Figura 21 - Comparação entre a cinemática simulada do modelo da marcha com muletas convencionais, “otimizada” para uma função custo com $\omega=1/10000$, linhas sólidas, e os dados experimentais de Rovick e Childress (1988), pontos.

Tabela 1 – Resultados da otimização da marcha com muletas convencionais

Função Objetivo: J =	J_f	$J_f/10 + J_s$	J_s
J	6658,3	1018,7	8,6596
J_f	6658,3	9457,3	10872
J_s	21490	72,991	8,6596
Máx Força longitudinal (N)	823,50	862,75	869,00
Máx Momento ombro (Nm)	231,50	16,513	4,6775
Vel horizontal final CM (m/s)	1,2928	1,2928	1,2904
Vel vertical final CM (m/s)	-0,3099	-0,3611	-0,3770

Nota-se que a variação do critério de desempenho é consistente com a escolha da função custo (Tabela 1). Com a utilização da função custo $J=J_f$, reduz-se o valor do critério J_f e, conseqüentemente, a magnitude da força longitudinal no ombro. Por outro lado, com a utilização $J=J_s$ como função custo, é reduzido o valor do critério J_s e a magnitude do momento no ombro. A função custo da combinação dos dois critérios gera resultados intermediários, Tabela 1 e Figura 22. Outro ponto identificado na Tabela 1 é que, considerado apenas o critério de desempenho da Eq. 28, J_f , o momento máximo apresenta um valor muito superior aos outros valores apresentados na tabela e leva a um perfil irrealista de momentos no ombro. Considerando-se apenas o critério da Eq. 27, J_s , há uma redução substancial do momento no ombro acompanhada por apenas um pequeno aumento na força longitudinal ao eixo da muleta na região do ombro quando comparados a $J=J_f$. Se considerados os dois critérios de desempenho com $\omega = 1/10$ e comparados os resultados com os para $J=J_s$, observa-se que o momento máximo aumenta, porém há uma redução na força longitudinal. Em relação às velocidades do CM no final da fase de balanço, na comparação entre $J=J_f/10+J_s$ e $J=J_s$, há, para a primeira função custo, uma redução na velocidade vertical final do centro de massa, que pode ser vantajoso no momento de impacto do calcanhar com o solo, e um aumento na velocidade horizontal, que pode facilitar a execução do movimento da fase seguinte da marcha.

Os resultados da Tabela 1 também mostram que a aproximação dos dados experimentais de Rovick e Childress (1988), com a utilização de um polinômio do sétimo grau e função custo $J_f/10+J_s$, apresentou melhorias nos resultados otimizados quando comparados com os obtidos. em (ACKERMANN; TAISSUN, 2012), onde o polinômio utilizado foi do quinto grau. Para a muleta convencional, o polinômio de sétimo grau

apresentou valores de força longitudinal e momento no ombro inferiores ao polinômio de quinto grau.

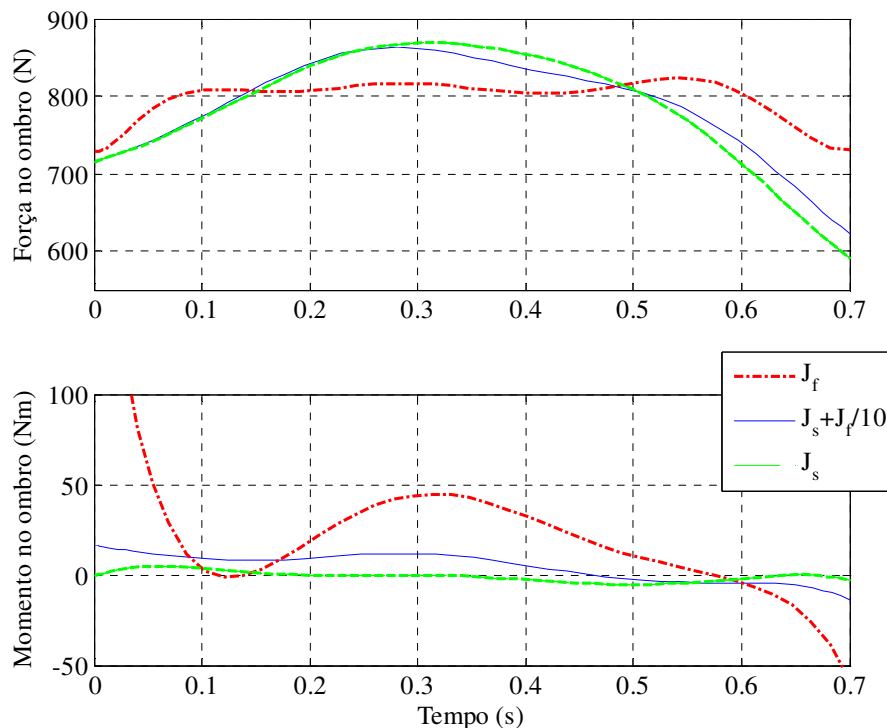


Figura 22 - Resultados de força longitudinal (acima) e momento no ombro (abaixo) para a simulações com muletas convencionais com três diferentes funções custo.

A Figura 23 e Figura 24 mostram uma comparação entre os resultados obtidos após a solução do problema de otimização com aqueles obtidos pela simples integração numérica das equações de movimento a partir das mesmas condições iniciais. Os resultados evidenciam as adaptações dos padrões da marcha para redução dos momentos e forças no ombro. A otimização resultou em redução substancial do momento no ombro e um perfil de momento com variações mais suaves, o que pode representar menor exigência nas articulações do ombro (Figura 23). O mesmo acontece para a força de reação no ombro longitudinal ao eixo da muleta (Figura 24). Embora o valor máximo da força não tenha sofrido redução sensível, ela apresenta uma melhor distribuição da carga durante a fase de balanço.

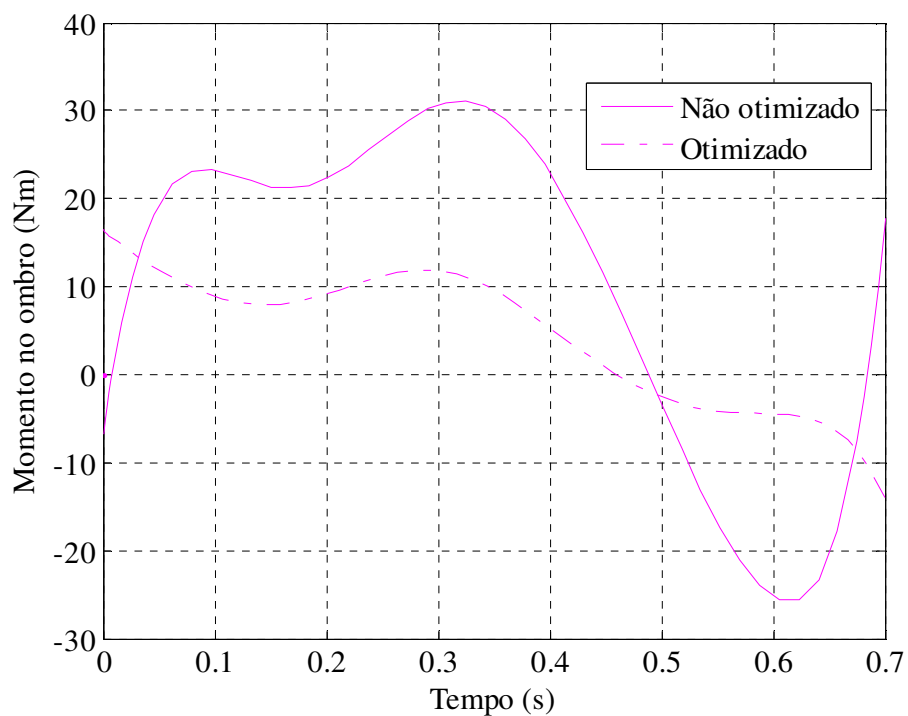


Figura 23 - Momento de reação no ombro simulado para a marcha com muletas convencionais sem adaptação no movimento do ombro e com adaptação obtida por otimização com a função custo $J = J_s + J_f/10$.

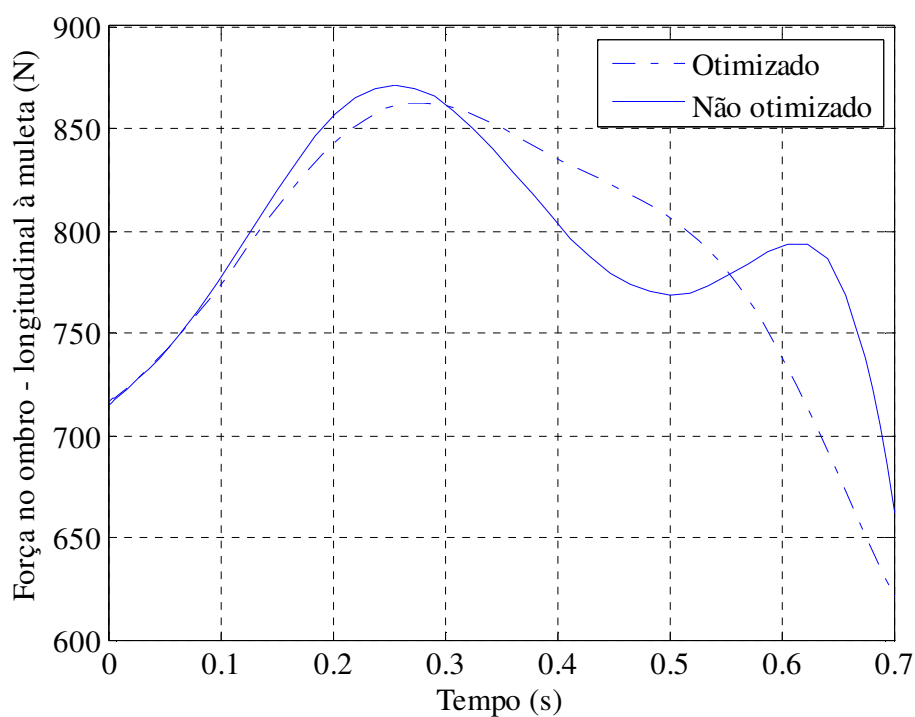


Figura 24 - Força de reação no ombro, longitudinal ao eixo da muleta, simulada para a marcha com muletas convencionais sem adaptação no movimento do ombro e com adaptação obtida por otimização com a função custo $J = J_s + J_f/10$.

Nas simulações do modelo da marcha com muletas elásticas foram investigadas molas com rigidez combinada (soma da rigidez em ambos os lados) variando entre 1 kN/m e 100 kN/m, valores que representam molas muito complacentes e muito rígidas, respectivamente. A Figura 25 mostra os valores ótimos para as três funções objetivo, tratadas anteriormente, em função da rigidez combinada das muletas elásticas. A linha pontilhada representa o valor ótimo dessas três funções custo para a marcha com muletas convencionais otimizada.

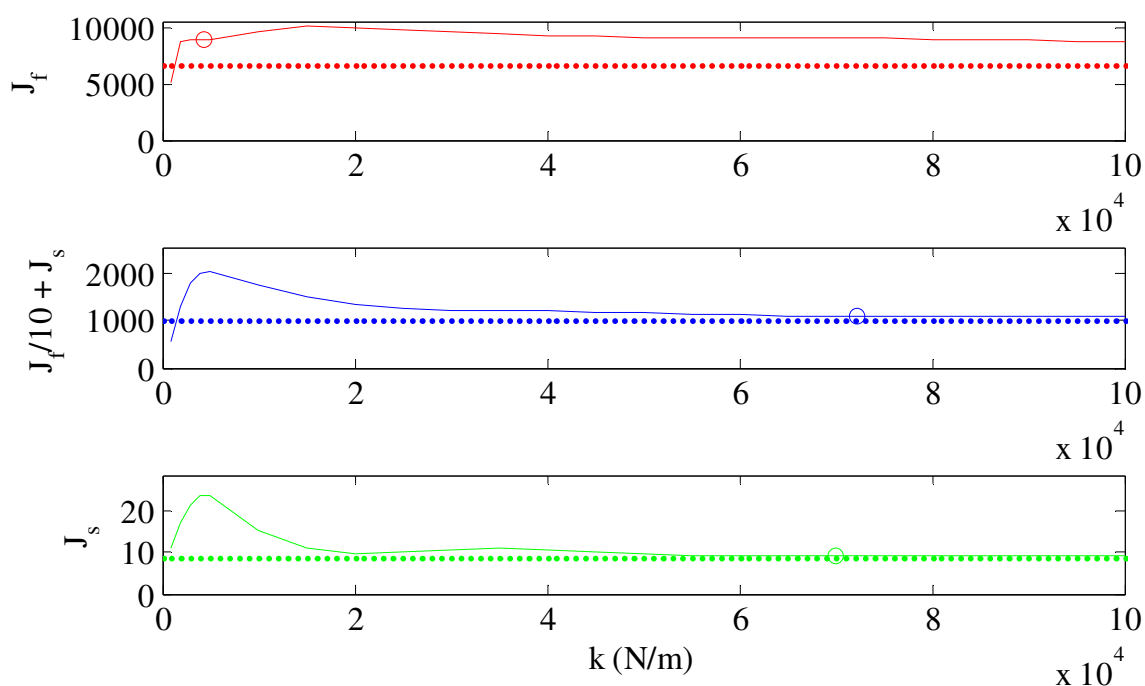


Figura 25 - Valores ótimos para as três diferentes funções custo em função da rigidez elástica combinada das muletas bilaterais. Dados obtidos em uma série de simulações, cada uma com uma constante elástica diferente e fixa.

Nos dois primeiros casos mostrados na Figura 25 nota-se que para uma rigidez próxima de 1 kN/m os valores obtidos para as funções custo são inferiores àqueles observados para as simulações com muletas convencionais. Essa observação é consistente com o que foi verificado por Liu, Shanexie e Zhang (2011), onde foi utilizado um modelo mais simplificado da marcha pendular com muleta, e encontrou-se valores de rigidez entre 2 kN/m e 4 kN/m como ótimos. No entanto, para estes valores reduzidos de rigidez, observa-se interferência dos pés com solo na segunda metade da fase de balanço, vide Figura 27. Outro ponto importante retirado da Figura 25 é a existência de uma faixa de rigidez a ser evitada para os casos em que as funções custo $J=J_f/10+J_s$ e $J=J_s$ são utilizadas. Nesses dois casos, há prejuízo ao desempenho das muletas elásticas, representado por valores elevados do critério

de desempenho, para rigidez elástica combinada entre 5 e 20 kN/m, quando comparados com os valores ótimos para as simulações com as muletas convencionais. Isso é mostrado na Figura 26, onde percebe-se que para uma rigidez de 10 kN/m há um aumento modesto da força máxima no ombro, longitudinal ao eixo da muleta, e um aumento significativo no momento do ombro. A Figura 26 também mostra uma proximidade dos resultados entre os dois tipos de muleta, convencional e elástica, quando a rigidez utilizada assume valores elevados, como esperado.

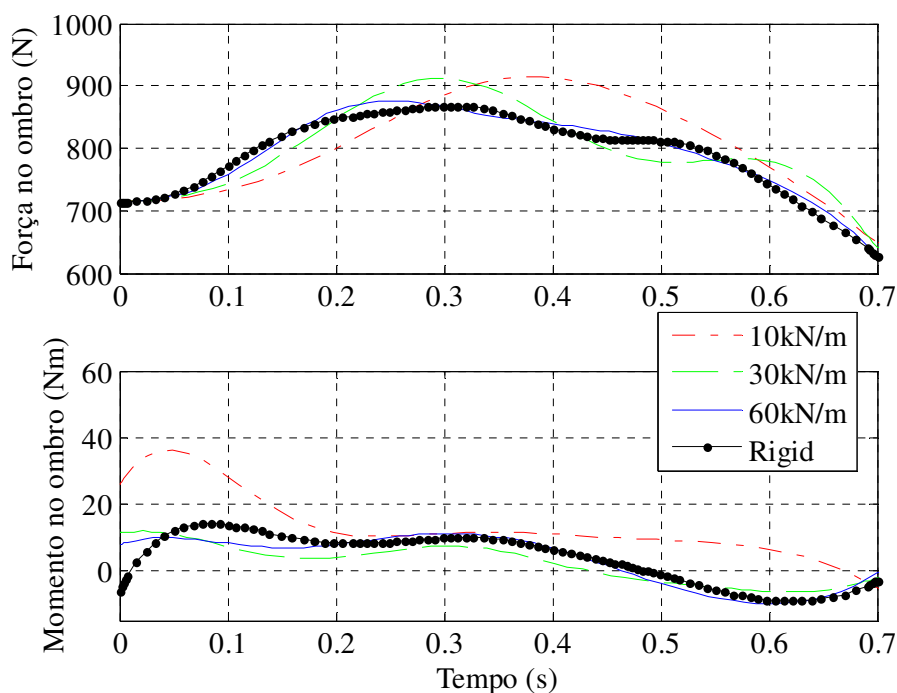


Figura 26 - Resultados de força longitudinal no ombro (acima) e momento no ombro (abaixo) simulados para muleta elásticas com diferentes valores de rigidez: 10 kN/m, 30 kN/m, 60 kN/m e rígida ($k \rightarrow \infty$); e com a função custo $J = J_f/10 + J_s$.

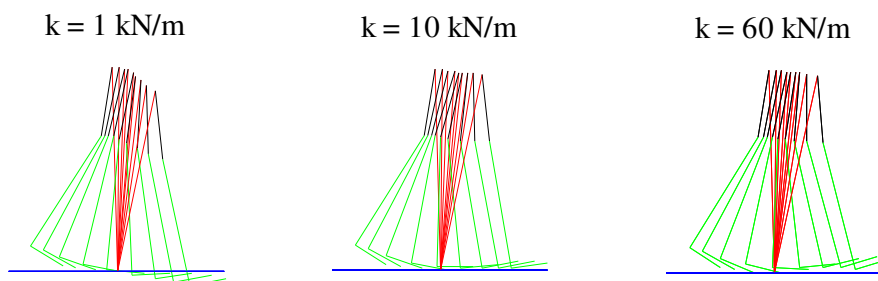


Figura 27 - Ilustração da simulação da marcha com as muletas elásticas para função custo $J = J_f/10 + J_s$. Da esquerda para direita, os valores de rigidez utilizadas foram 1, 10 e 60 kN/m.

Comparando os resultados para o momento e força no ombro, longitudinal às muletas, entre os dois tipos de muletas, para uma rigidez combinada da muleta elástica de 72,195

kN/m, valor que representa um mínimo local (Figura 25), são observados picos superiores de momento para a muleta convencional (Figura 28), e picos superiores de força para a muleta elástica (Figura 29). Ainda em relação à força no ombro com direção longitudinal à muleta, apesar dos valores finais e iniciais serem próximos, a curva da muleta elástica apresenta variações de força maiores o que pode significar uma exigência um pouco maior das articulações esternoclavicular e acromioclavicular com o uso de muleta elástica comparada com a muleta convencional na fase de balanço. Em relação ao momento, a magnitude inicial e final são significativamente inferiores para a muleta elástica comparados com a muleta convencional, o que pode compensar a exigência na articulação glenoumeral e acromioclavicular, que além do movimento de depressão e elevação, também possibilitam o movimento de rotação.

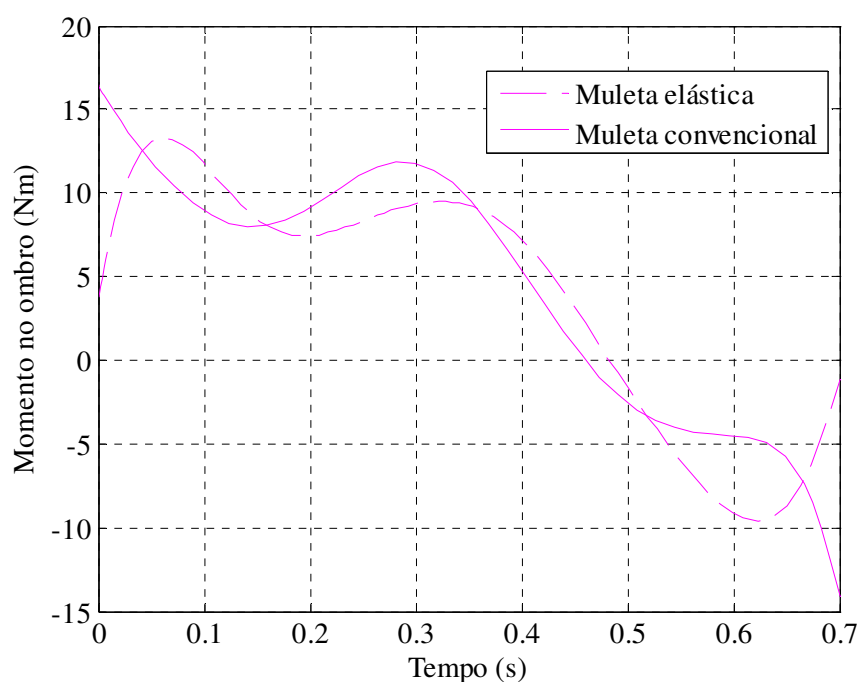


Figura 28 - Momento de reação no ombro simulado para muleta elástica (tracejada) com rigidez ótima de 72,195 kN/m (Tabela 2) comparada com muleta convencional (contínua).

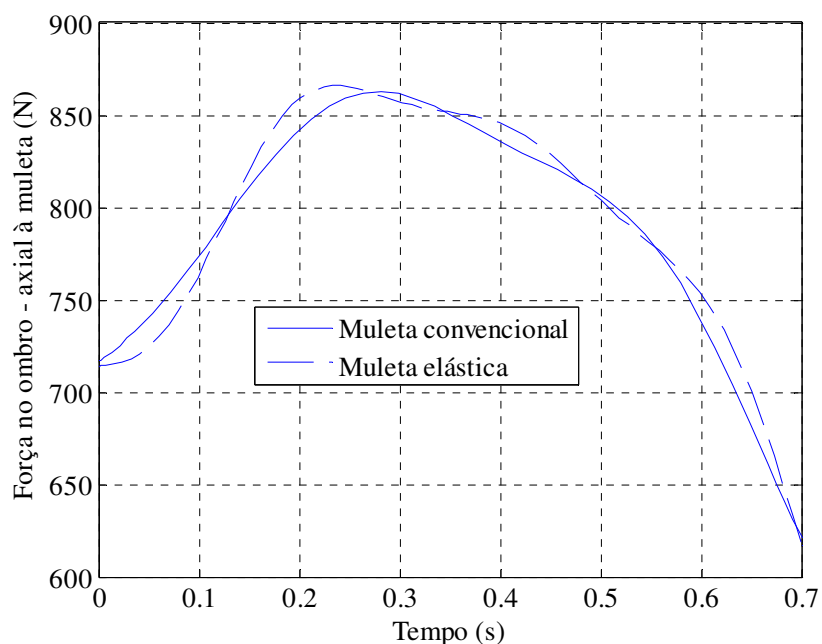


Figura 29 - Força de reação no ombro simulada para muleta elástica (tracejada) com rigidez ótima de 72,195 kN/m (Tabela 2) comparada com muleta convencional (contínua).

Tabela 2 – Resultados da otimização da marcha com muleta elástica

Função Objetivo: J =	J_f	$J_f/10 + J_s$	J_s
J	8902,8	1107,6	9,0047
J_f	8902,8	10389	11792
J_s	5108,5	68,619	9,0047
Máx Força longitudinal (N)	840,71	865,85	867,98
Máx Momento ombro (Nm)	228,26	13,302	4,6844
Vel horizontal final CM (m/s)	1,4356	1,4491	1,3923
Vel vertical final CM (m/s)	-0,3822	-0,3132	-0,3435
k_{opt} (kN/m)	4,2944	72,195	70,000

Em relação à força, a marcha com muletas elásticas apresenta valores superiores à marcha com muletas convencionais em grande parte da fase de balanço, o que gera uma diferença significativa no critério de desempenho correspondente, com desvantagem para a muleta elástica. No entanto, as Tabela 1 e Tabela 2 mostram uma vantagem da muleta elástica sobre a muleta convencional em relação à cinemática porque houve um acréscimo de 12% na velocidade horizontal e decréscimo de 13% na velocidade vertical do centro de massa na marcha com muletas elásticas comparado com a marcha com muletas convencionais, para a função custo $J=J_f/10+J_s$. A primeira vantagem se reflete em um aumento de energia cinética no final da fase de balanço que poderá auxiliar na progressão do corpo e reduzir o esforço na

próxima fase de apoio duplo, e é consistente com as observações em (SEELEY et al., 2011). A segunda vantagem provavelmente implica em uma redução da magnitude da força de impacto vertical do calcanhar com o solo e em consequente diminuição do custo energético, o que pode gerar uma melhoria na qualidade da marcha.

As desvantagens aparentes da muleta elástica comparadas com a muleta convencional devem ser tratadas com cuidado. Os resultados discutidos são referentes apenas à fase de balanço sem considerar as fases de transição adjacentes, e, portanto, não é considerada a redução das forças de impacto da muleta com o solo que seria proporcionada pelo elemento elástico e o armazenamento e liberação de energia potencial elástica nestas fases. As condições iniciais consideradas em todas as simulações são para o caso observado por Rovick e Childress (1988) com uma muleta convencional. Portanto, para muletas elásticas, esses valores não consideram as adaptações que seriam observadas na marcha com essas muletas elásticas e sofreriam modificações em uma simulação da marcha completa. No entanto, é possível observar nos resultados obtidos uma faixa de rigidez que deve ser evitada, para a qual há prejuízo significativo do desempenho da muleta elástica na fase de balanço.

3.4.3 Variação do modelo

Nesta parte do capítulo, será investigada individualmente a influência das seguintes modificações nas características do modelo sobre os resultados: adição de momento passivo no quadril para os dois tipos de muleta; variação da massa do usuário para a muleta elástica; e acréscimo de amortecimento viscoso na muleta elástica. A função custo utilizada nas simulações para todas estas três modificações foi a mesma, $J = J_f/10 + J_s$, e as condições de contorno, condições iniciais e finais, são as mesmas adotadas anteriormente. Para todas as simulações com muletas elásticas foi utilizada uma rigidez combinada de 72195 N/m, a qual corresponde ao valor ótimo (mínimo local) encontrado para as muletas elásticas. O polinômio $\delta(t)$ que determina a restrição cinemática no ombro, entrou no processo de otimização para todas as modificações, ou seja, os valores ótimos para seus coeficientes foram recalculados para prever a adaptação do modelo às modificações realizadas.

3.4.3.1 Momento passivo no quadril

Até o momento, considerou-se momento nulo na articulação do quadril, mas, mesmo na ausência de atividade muscular, momentos de natureza passiva agem sobre as articulações. Estes momentos são geralmente de intensidade reduzida no interior do envelope de

movimento da articulação, mas crescem rapidamente e podem atingir valores elevados na medida em que as proximidades dos limites fisiológicos de movimento na articulação são atingidas. O objetivo desta seção é investigar a influência do momento passivo na articulação do quadril sobre os resultados da simulação. A equação para o momento passivo no quadril usada nas simulações foi extraída do trabalho de Riener e Edrich (1999) e encontra-se detalhada no APÊNDICE D.

Os resultados abaixo (Figura 30 a Figura 34) mostram a comparação entre as simulações que consideram e que não consideram esse momento passivo no quadril. É possível observar uma influência significativa do momento passivo e uma deterioração nas curvas de força e momento. Nas muletas convencionais, o momento de reação no ombro apresenta valores superiores para o modelo com momento passivo em relação ao modelo sem momento passivo (Figura 30). Em relação à força, observam-se valores ligeiramente inferiores para o modelo com momento passivo, porém dois picos ao invés de apenas um para o modelo que não considera esse momento (Figura 31). A cinemática apresentada pelo modelo das muletas convencionais com momento passivo no quadril, com exceção do corpo 1, foi mais divergente do experimental obtido por Rovick e Childress (1988), do que a cinemática do modelo que não considera esse momento, ver Figura 32. Para a muleta elástica, nota-se que, tanto nos resultados do momento quanto da força no ombro, há um aumento nos valores máximos e também na quantidade de picos nas curvas do modelo que considera o momento passivo no quadril em relação ao que não considera esse momento (Figura 33 e Figura 34).

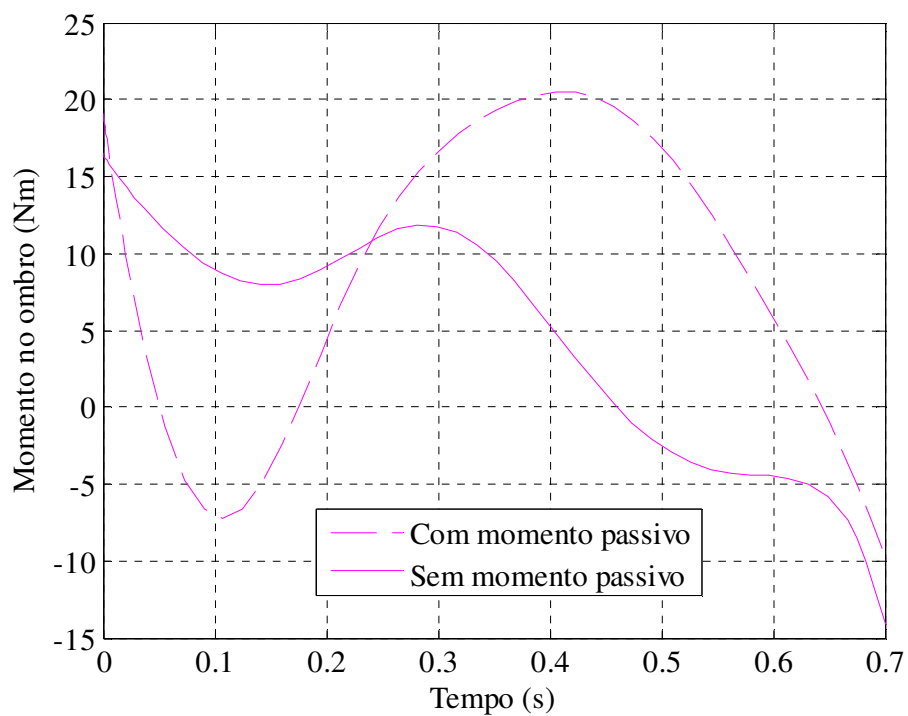


Figura 30 - Momento no ombro simulado para a marcha com muletas convencionais, otimizada. Linha tracejada representa resultado para modelo com momento passivo no quadril (τh) e linha contínua representa o resultado sem momento passivo.

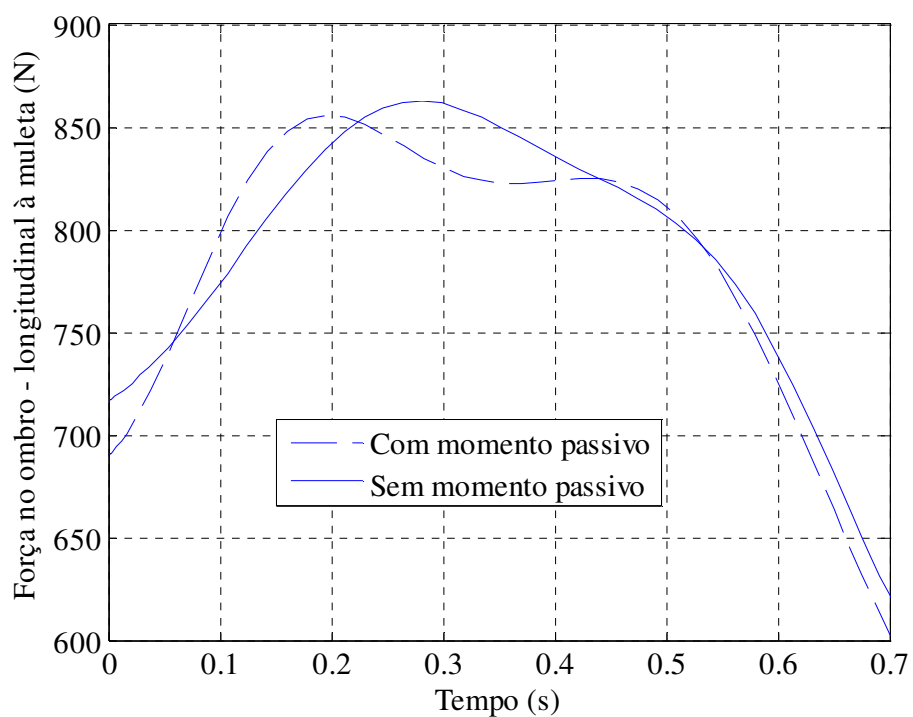


Figura 31 - Força no ombro longitudinal à muleta simulada para a marcha com muletas do tipo convencional, otimizada. Linha tracejada representa resultado para modelo com momento passivo no quadril e linha contínua representa o resultado sem momento passivo.

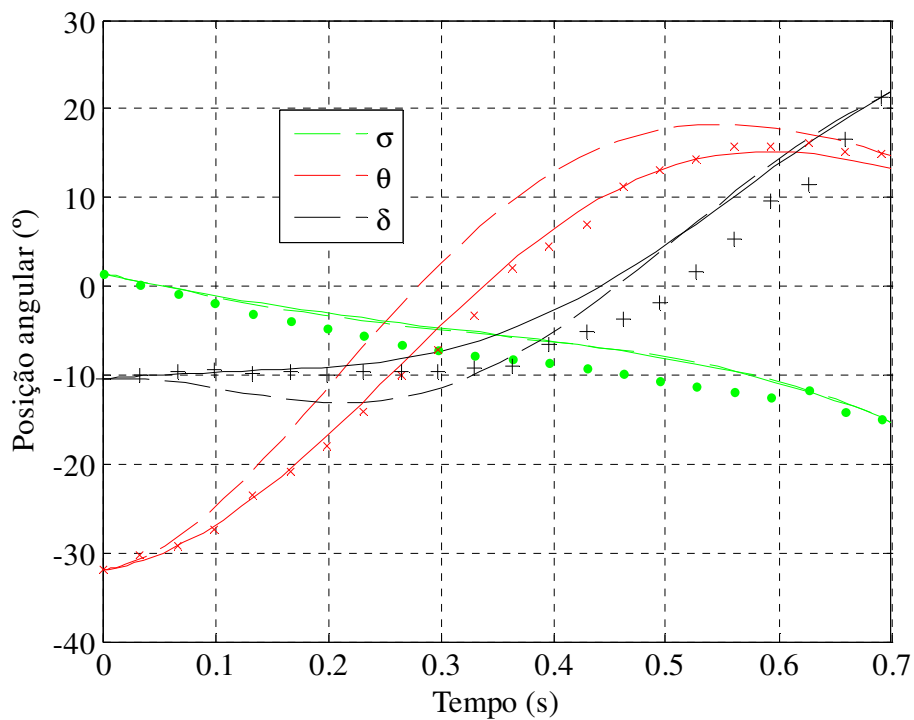


Figura 32 - Cinemática simulada para marcha com muletas convencionais otimizadas. Linha contínua não considera momento passivo τh ; linha tracejada considera τh . Pontos representam dados experimentais de Rovick e Childress (1988).

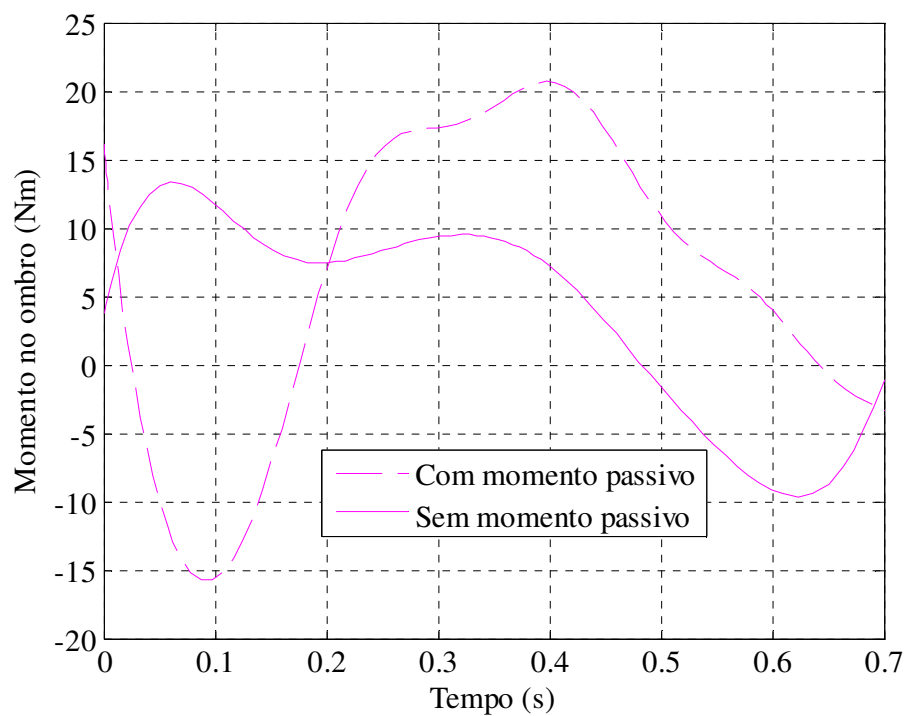


Figura 33 - Momento no ombro simulado para a marcha com muletas elásticas, otimizadas. Linha tracejada representa resultado para modelo com momento passivo no quadril e linha contínua representa o resultado sem o momento passivo.

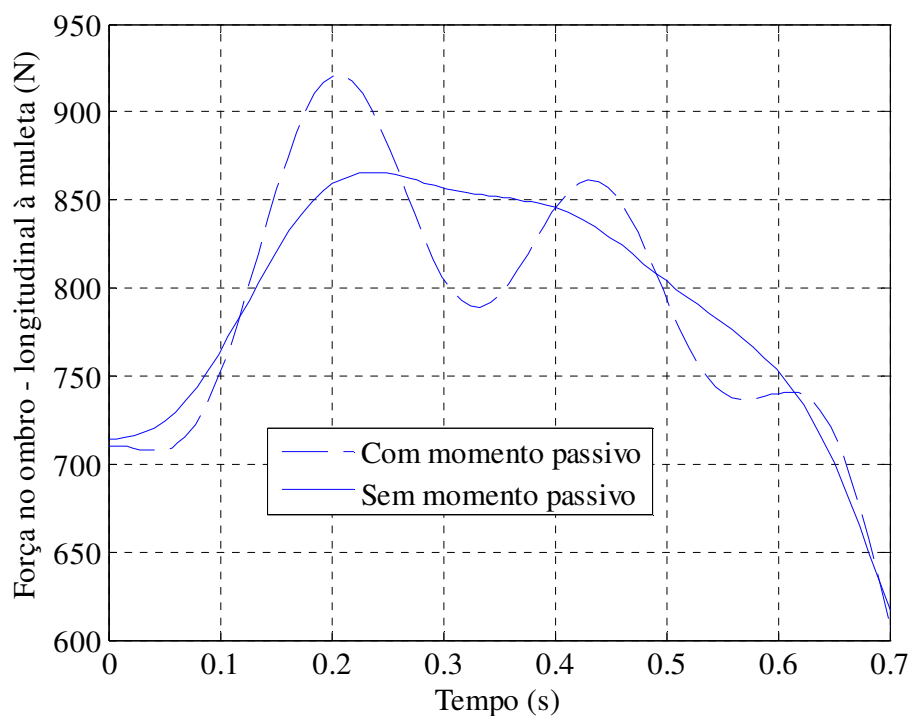


Figura 34 - Força no ombro longitudinal à muleta elástica simulada, otimizada. Linha tracejada representa resultado para modelo com momento passivo no quadril e linha contínua representa o resultado sem momento passivo.

3.4.3.2 Variação da massa do usuário

A influência da alteração do peso foi verificada no modelo da muleta elástica com uma variação de 10 kg, para mais e para menos, na massa total do usuário de Rovick e Childress (1988). Conforme indicado anteriormente, o cálculo do comprimento neutro da mola C_n é feito com base nos valores iniciais das forças de reação na ponta da muleta para o modelo da marcha com muletas convencionais. Portanto, como a massa do usuário foi alterada, esse comprimento foi recalculado. As massas e os momentos de inércia de cada segmento também foram recalculados devido à alteração da massa total. Isso foi feito considerando uma distribuição uniforme da massa em cada segmento e apenas um aumento na densidade corporal do indivíduo, ou seja, uma maior massa para o mesmo volume. Essas considerações possibilitam um cálculo proporcional das novas massas e momentos de inércia dos membros (segmentos) em relação à nova massa total do sistema. Como o momento de inércia em relação ao centro de massa do segmento (WINTER, 2009) é $I_0 = m\rho_0^2$, onde I_0 é momento de inércia em relação ao centro de massa, m é a massa do segmento e ρ_0 é o raio de giração, nota-se que, para a simplificação adotada, o raio de giração permanece constante e, portanto, a alteração do momento de inércia é proporcional à variação da massa do segmento.

Como a escolha da função objetivo foi feita baseada na cinemática experimental da marcha para um indivíduo de massa específica, provavelmente a função $\delta(t)$ apresentaria um valor diferente para uma outra condição com usuário diferente. Por isso, para cada alteração de massa foi recalculado o gráfico da função custo ótima em função da rigidez elástica combinada ($J_{opt} \times k$) (Figura 35) para investigar possíveis alterações em sua forma, com a reotimização do polinômio $\delta(t)$, e o possível aparecimento de outros mínimos locais. No entanto, isto não foi verificado e a forma geral da curva foi mantida como mostrado na Figura 35, embora se possa observar um “offset” vertical que indica deterioração do desempenho com o aumento de massa do indivíduo. A faixa de valores de rigidez que se deve evitar para a muleta elástica devido ao prejuízo no desempenho da marcha comparado com a muleta convencional permanece próxima da faixa de 5 a 20 kN/m para os três casos de massa investigados. A Figura 35 mostra que valores de rigidez superiores a 60 kN/m aproximam o desempenho proporcionado pelas muletas elásticas àquele proporcionado pelas muletas convencionais, para os três valores de peso testados nas simulações.

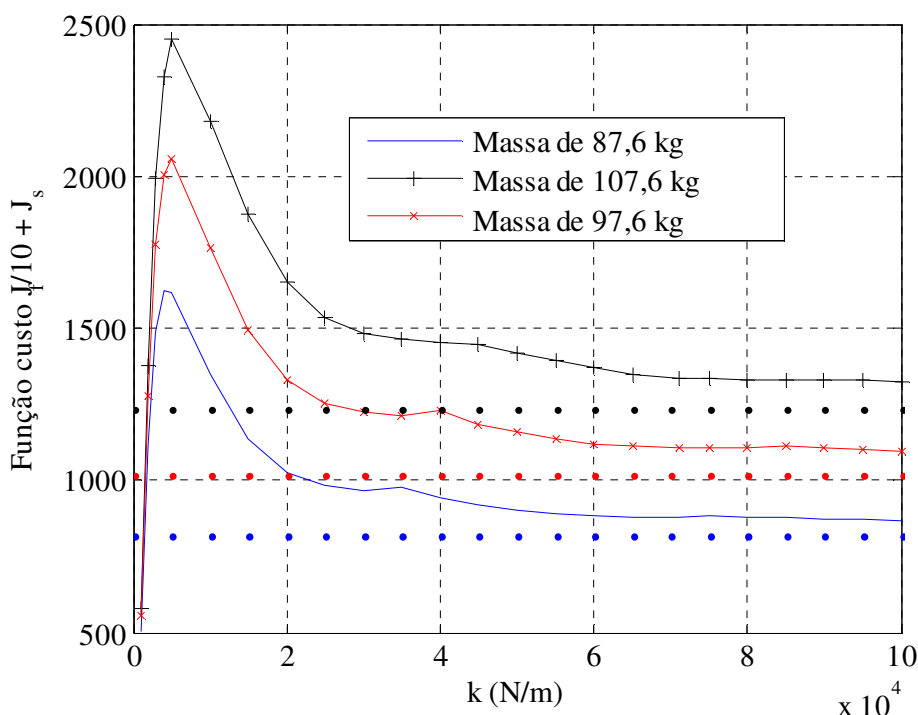


Figura 35 - Resultados ótimos para a função custo $J = J_f/10 + J_s$ para os três valores de massa do usuário investigados.

Como mencionado anteriormente, as condições de contorno nas simulações para as massas variando de 10 kg foram iguais àquelas usadas com a massa encontrada em (ROVICK; CHILDRESS, 1988). Parte dessas condições foram obtidas experimentalmente

em um estudo de caso onde foi avaliado apenas um sujeito. Portanto, embora os resultados obtidos nesta seção sejam indicativos das tendências de mudança sob diferentes massas do usuário, provavelmente, essas condições de contorno sofreriam algumas alterações.

3.4.3.3 Acréscimo de amortecedor

Outra modificação feita na muleta elástica foi o acréscimo de um amortecedor também na ponta das muletas em paralelo às molas. Nas simulações de otimização realizadas neste trabalho, são utilizadas condições iniciais e finais observadas para um usuário específico, executando marcha com muletas convencionais (ROVICK; CHILDRESS, 1988). O amortecedor é uma alteração física no modelo e, portanto, essas condições seriam diferentes para muletas com esse acessório. No entanto, assim como foi feito na alteração da massa do usuário, as condições de contorno utilizadas no acréscimo de amortecedor são as mesmas utilizadas anteriormente para efeito de comparação. Para uma observação mais clara da influência desse elemento, foram utilizadas ordens de magnitude diferentes para o coeficiente de amortecimento, cujo valor escolhido é justificado no APÊNDICE D. Os eixos da mola e amortecedor foram considerados coaxiais de forma que a deformação desses elementos ocorresse na mesma direção. A força resultante atuando na ponta das muletas considerando as molas e amortecedores é:

$$f_m = -k(C - C_n) - d\dot{C}, \quad (29)$$

onde d é o coeficiente equivalente para uma associação de amortecedores em paralelo, de forma a representar o amortecimento nas duas muletas bilaterais, e vale 5026 Ns/m, C é o comprimento instantâneo das muletas, C_n é o comprimento neutro das muletas e \dot{C} é a taxa de variação do comprimento das muletas no tempo.

Os resultados das figuras abaixo, Figura 36 e Figura 37, mostram que o amortecimento pode suavizar os picos de momento e força longitudinal nas muletas. Porém, é importante lembrar que está sendo analisada apenas a fase de balanço da marcha pendular com muletas, e esse amortecimento pode ser prejudicial nas fases adjacentes de impacto da muleta com o solo porque ele transmite o impacto para o sistema. Além disso, na fase de propulsão o amortecedor dissiparia parte da energia armazenada na mola reduzindo o desejável retorno de energia ao sistema antes da fase de apoio simples. O aumento da magnitude do coeficiente de amortecimento (para $d = 20000$ Ns/m) não trouxe benefícios significativos adicionais (Figura 36 e Figura 37).

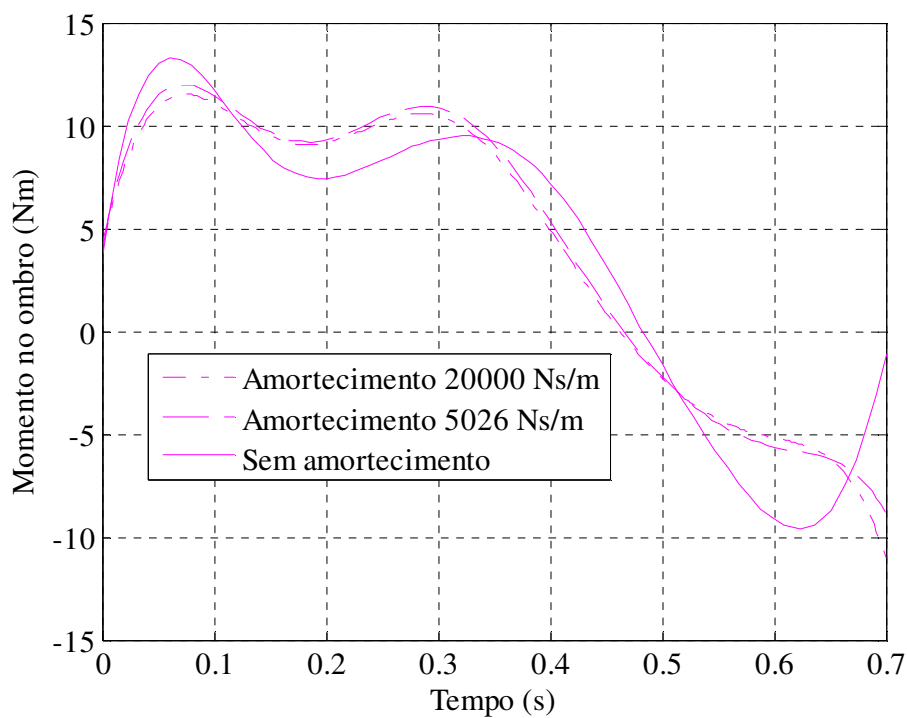


Figura 36 – Resultado da simulação para o momento no ombro para a marcha com muletas elásticas com $k = 72195 \text{ N/m}$ e com diferentes valores do coeficiente de amortecimento.

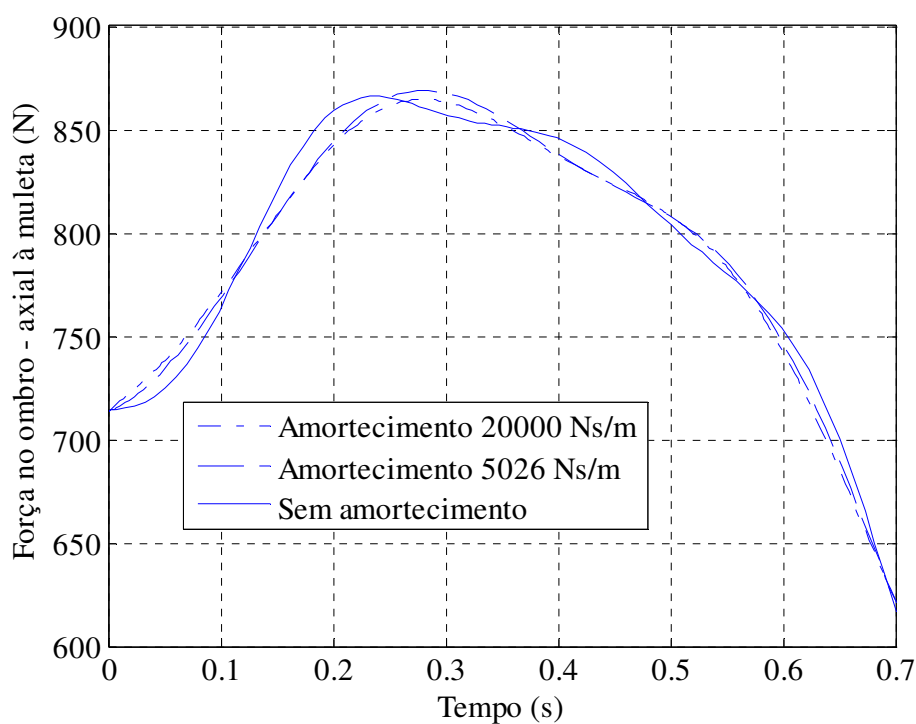


Figura 37 - Resultado da simulação para a força no ombro longitudinal à muleta para a marcha com muletas elásticas com $k = 72195 \text{ N/m}$ e com diferentes valores do coeficiente de amortecimento.

3.5 Conclusões

A primeira parte deste trabalho trata de modelos da fase de balanço da marcha com muletas elásticas e convencionais compostos por três segmentos: braços+muletas, tronco e pernas. A comparação entre os resultados experimentais encontrados na literatura e os obtidos com estes modelos mostraram semelhança e, portanto, servem como uma primeira validação dos modelos utilizados. As simulações foram realizadas por meio da solução de um problema de otimização cuja função custo considerou dois critérios de desempenho: o momento no ombro e as forças, transversais e longitudinais ao eixo da muleta, transmitidas pelas muletas ao ombro. A escolha da importância relativa entre os dois termos da função custo, determinada por ω , foi realizada por meio de comparação com dados experimentais em (ROVICK; CHILDRESS, 1988).

Foi encontrada uma faixa de valores para a rigidez elástica combinada, $k < 20$ kN/m, a ser evitada devido ao prejuízo que traz ao desempenho da marcha com muletas elásticas, com aumento significativo de momentos no ombro e forças transmitidas. Por outro lado, valores muito reduzidos de rigidez, embora atraentes em uma primeira análise, se mostraram inviáveis devido à provável colisão dos pés com o solo na segunda metade da fase de balanço. O desempenho da muleta elástica se aproxima da convencional para rigidez elástica de cada mola superior a 30 kN/m, exceto pelas velocidades horizontal e vertical do centro de massa do modelo no final da fase de balanço. Foi encontrado um aumento na velocidade horizontal de progressão e uma diminuição na velocidade vertical do CM, que podem melhorar a qualidade da marcha, auxiliando o usuário a executar a próxima fase do ciclo e reduzindo a força de impacto do calcanhar com o solo, respectivamente.

Aparentemente, as muletas elásticas apresentaram menos vantagens do que o esperado. No entanto, é importante lembrar que o modelo apresentado nessa primeira parte é referente à fase de balanço da marcha pendular com muletas e não leva em consideração as fases adjacentes onde ocorre a maior parte do armazenamento e liberação de energia e onde os ganhos energéticos proporcionados pelas muletas elásticas seriam mais significativos. Outro evento não considerado é o impacto da muleta com o solo. Um elemento elástico certamente traz benefícios ao desempenho da marcha neste aspecto e tem o potencial de reduzir significativamente a magnitude das forças transmitidas aos membros superiores bem como sua taxa de variação. Devido a essas conclusões, fica evidente a necessidade de modelagem de todas as fases da marcha, o que será feito no capítulo seguinte.

Em relação às modificações realizadas no modelo, o momento passivo no quadril, quando adicionado aos dois modelos da marcha com muletas, piora as condições de força transmitidas e momento no ombro por ocasionar magnitudes e oscilações maiores. Essas oscilações são prejudiciais ao usuário porque significam um carregamento maior das articulações: ora estão estendidas/elevadas, ora estão flexionadas/abaixadas. Logo, o fato de o momento passivo não ter sido considerado nas simulações apresentadas pode ser considerado como uma limitação deste estudo. Em simulações do ciclo completo da marcha estes momentos passivos devem ser considerados.

O desempenho da marcha com muletas elásticas mostrou-se sensível ao peso do usuário, ao contrário do que foi observado por Liu, Shanxie e Zhang, (2011). As curvas de valor de função custo pela rigidez combinada apresentaram um deslocamento ("offset") vertical proporcional à variação da massa que indicam uma deterioração do desempenho com o aumento de peso do usuário. Por outro lado, a variação de massa não causou alterações significativas no formato da curva, de forma que para todos os valores de massa testados há uma faixa de valores da rigidez que deve ser evitada situada entre 5 e 20 kN/m.

O acréscimo de um amortecedor reduziu a oscilação das curvas de momento e força longitudinal, o que é um efeito desejável por reduzir os esforços exigidos nos ombros. Valores elevados de amortecimento, no entanto, não geraram grandes vantagens adicionais. Além disso, esse elemento pode causar transmissão de impacto ao ombro e dissipar energia que foi armazenada no elemento elástico, diminuindo a velocidade horizontal do CM e diminuindo o ganho em eficiência proporcionado pela mola, principalmente, nas fases adjacentes de duplo apoio. Esta discussão reforça a necessidade de uma análise do ciclo completo para um melhor entendimento da influência do amortecedor e principalmente da mola sobre a marcha com muletas.

4 MARCHA COMPLETA

Neste capítulo, serão individualmente apresentados os modelos das fases e eventos que compõem o ciclo completo da marcha pendular com muletas convencionais e elásticas.

O tipo de marcha pendular é composto predominantemente por duas fases de balanço separadas por duas fases de transição (Figura 38). Após a fase de balanço, estudada no capítulo anterior e tratada na seção 4.2, ocorre o impacto entre o calcanhar e o solo ("heel strike"). Este evento instantâneo é caracterizado pela alteração brusca da velocidade, sem que haja alteração na posição dos corpos envolvidos na colisão, conforme tratado na seção 4.3. Após esse impacto, ocorre a segunda fase de duplo apoio, onde os pés e as muletas suportam simultaneamente o peso do corpo, tratada na seção 4.4. Essa fase termina no momento em que o usuário retira a muleta do solo para executar a fase de apoio simples, que consiste no reposicionamento da muleta à frente do corpo, tratada na seção 4.5. Outro impacto, tratado na seção 4.6, ocorre no final dessa fase, agora entre a muleta e o solo. Após esse impacto, ocorre a primeira fase de apoio duplo, tratada na seção 4.1, agora com a muleta à frente do corpo do usuário. Essa fase por sua vez termina no momento da retirada dos pés do solo ("toes off").

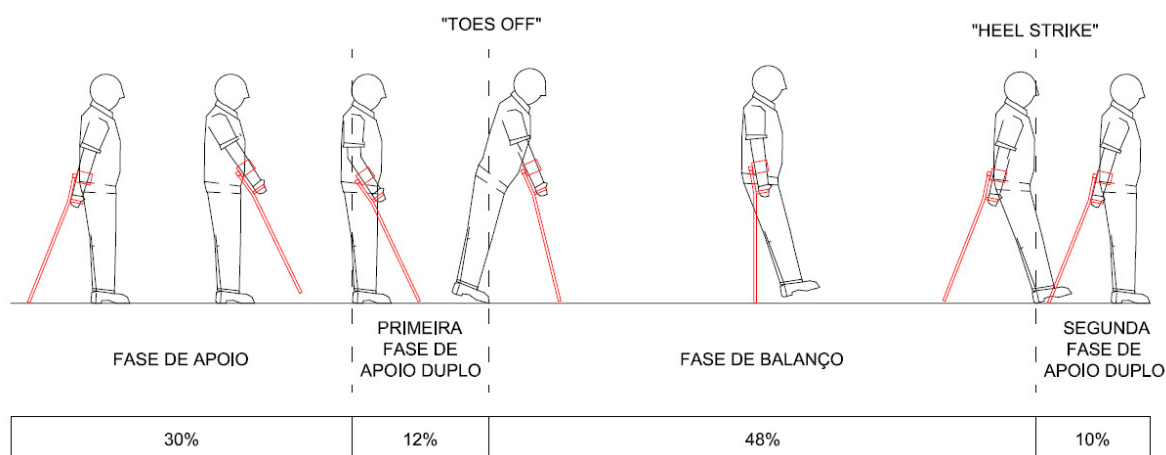


Figura 38 - Fases da marcha do estilo pendular com muletas do tipo Canadense. (Informações temporais de Rovick e Childress (1988)). (Idem Figura 1)

Na última seção deste capítulo, serão apresentadas simulações demonstrativas que incluem o tratamento dos impactos que ocorrem nas transições na marcha com muletas convencionais e elásticas. Simulações preliminares das muletas convencionais mostram que, para a velocidade da marcha investigada até o momento, a tendência é a de que haja descolamento dos pés ou das muletas durante as colisões, de forma que as fases de duplo apoio não ocorrem, ou, colocado de outra forma, as fases de apoio duplo tem duração

infinitesimal. Esta observação é corroborada por simulações e observações em (CARPENTIER; FONT-LLAGUNES; KÖVECSES, 2010). De fato, na simulação ilustrativa para a muleta convencional, a qual será descrita no final do capítulo, não ocorrem as fases de apoio duplo. No caso da simulação ilustrativa da marcha com muletas elásticas, com as mesmas condições iniciais da fase de balanço tratada no capítulo anterior, há existência apenas da segunda fase de apoio duplo, após o impacto do calcanhar com o solo sem a ocorrência, no entanto, da primeira fase de apoio duplo, após o impacto da muleta com o solo.

Apenas os resultados das simulações com muletas convencionais para os modelos das três novas fases (duas de apoio duplo e a fase de apoio simples), obtidos a partir de integração numérica utilizando a função ODE45 do Matlab, serão comparados com resultados de simulações obtidos com o pacote SimMechanics do Matlab para efeito de verificação das equações de movimento derivadas. O pé não é considerado em nenhum dos modelos e seu contato com o solo é modelado por meio de uma junta de revolução. Esta é uma simplificação importante para ambos os tipos de muletas, principalmente na fase de apoio simples em que os pés teriam uma maior influência devido ao seu efeito de rolamento em contato com o solo, similar a uma cadeira de balanço (REN et al., 2010). Nos modelos das outras fases, a ação muscular no ombro é modelada simplificada por meio de um momento aplicado ao ombro, ao invés de um vínculo cinemático $\delta(t)$, parametrizado por um polinômio, como feito no estudo da fase de balanço do capítulo anterior.

4.1 Primeira fase de apoio duplo

No modelo da marcha completa em que as transições entre as fases são modeladas como colisões, a primeira fase de apoio duplo pode não ocorrer, de forma que ocorre transferência direta da fase de apoio simples para a fase de balanço. A ocorrência disto depende da tendência de perda do contato unilateral dos pés quando as muletas colidem com o solo. No instante final da fase de apoio simples, o impacto das muletas com o solo pode ocasionar descolamento dos pés do solo, de forma que haja uma transição direta entre a fase de apoio simples e a fase de balanço, sem que ocorra a primeira fase de apoio duplo. Caso contrário, se o descolamento dos pés não ocorrer, há transição entre a fase de apoio simples e a primeira fase de apoio duplo (Figura 38).

Esta primeira fase de apoio duplo antecede a fase de balanço e, por isso, as muletas estão à frente dos pés e ambos os conjuntos estão em contato com o solo (Figura 39). Nota-se

na Figura 39 que o ponto de contato entre os pés e o solo é considerado como sendo o ponto de intersecção entre uma linha imaginária longitudinal à perna, e a superfície inferior do pé. Essa consideração também é mantida para todos os outros modelos, inclusive no da segunda fase de apoio duplo e fase de apoio simples, nos quais os pés permanecem em contato com o solo. As considerações sobre o modelo das articulações e dos segmentos como corpos rígidos, explicadas no modelo da fase de balanço do capítulo anterior, foram mantidas. A sequência numérica dos corpos manteve-se a mesma, ou seja, as muletas e os braços formam o corpo 1; o tronco, a cabeça e o pescoço, o corpo 2; e as pernas e os pés, o corpo 3.

Nessa primeira fase de apoio duplo, o modelo é tratado como um mecanismo de quatro barras composto pelos três corpos do modelo e uma barra virtual que liga a ponta dos pés às pontas das muletas. No caso da muleta convencional, o sistema possui apenas um grau de liberdade, ou seja, apenas uma equação de movimento rege a dinâmica do modelo. Já para as muletas elásticas surge um novo grau de liberdade representado pela variação do comprimento C da muleta decorrente da deformação da mola. O comprimento C foi escolhido como uma das coordenadas generalizadas para o caso das muletas elásticas. A outra coordenada generalizada escolhida em ambos os tipos de muletas foi o ângulo θ da perna com a vertical, como ilustrado na Figura 39. A descrição cinemática do modelo foi realizada com base no trabalho sobre mecanismos de quatro barras apresentado em (TANG, 2006). O cálculo e formalismo utilizado para obter a equação do movimento e o motivo da escolha de θ como coordenada generalizada são detalhados e explicados no APÊNDICE E.

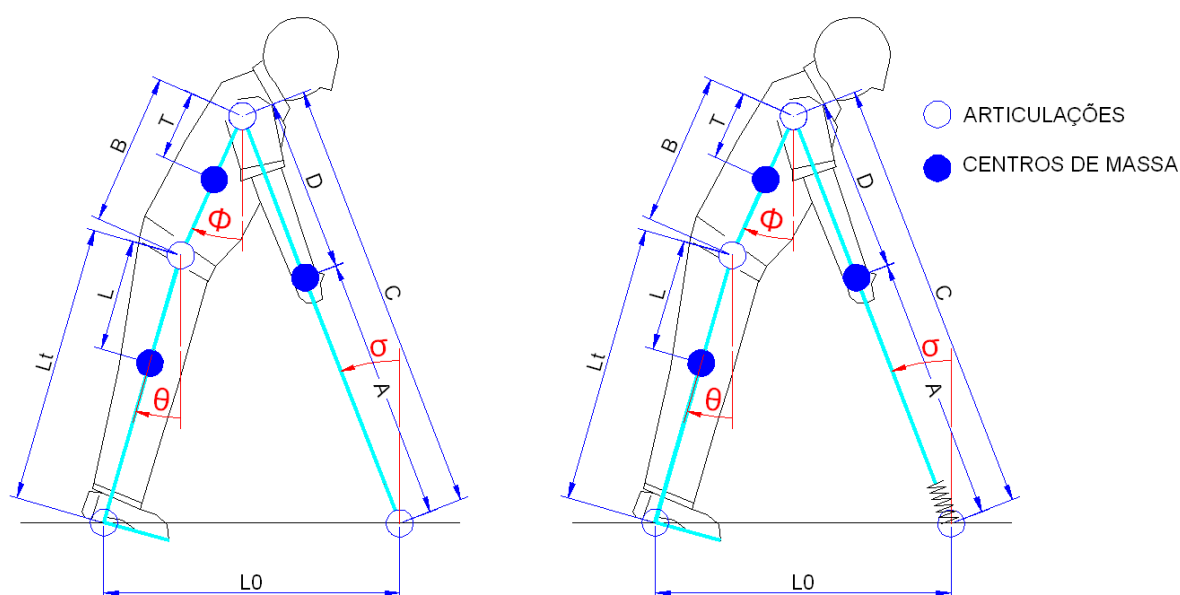


Figura 39 - Modelos multicorpo para a primeira fase de apoio duplo da marcha com muletas convencionais (à esquerda) e elásticas (à direita).

O contato entre a ponta das muletas e o solo ainda é considerado uma junta de revolução. Além das muletas, os pés também estão em contato com o solo, e essa articulação, assim como as outras, é considerada uma junta de revolução. Devido a isso, surgem mais duas forças de reação nos pés responsáveis por manter esse vínculo entre os pés e o solo. Portanto, as equações das forças vinculares também sofrem alterações em relação às equações de forças vinculares da fase de balanço (Figura 40 e Figura 41). A derivação das equações de forças vinculares para as fases de duplo apoio é mostrada no APÊNDICE E. Com pacientes paraplégicos é importante considerar o momento passivo no quadril. Esta rigidez proporciona estabilidade e sustentação à uma pessoa paraplégica usuária de muleta, e sem ela é difícil obter posturas de equilíbrio estático (VAN DER SPEK et al., 2003). A expressão para o momento passivo no quadril foi adotada de Riener e Edrich (1999) e é apresentada no APÊNDICE D.

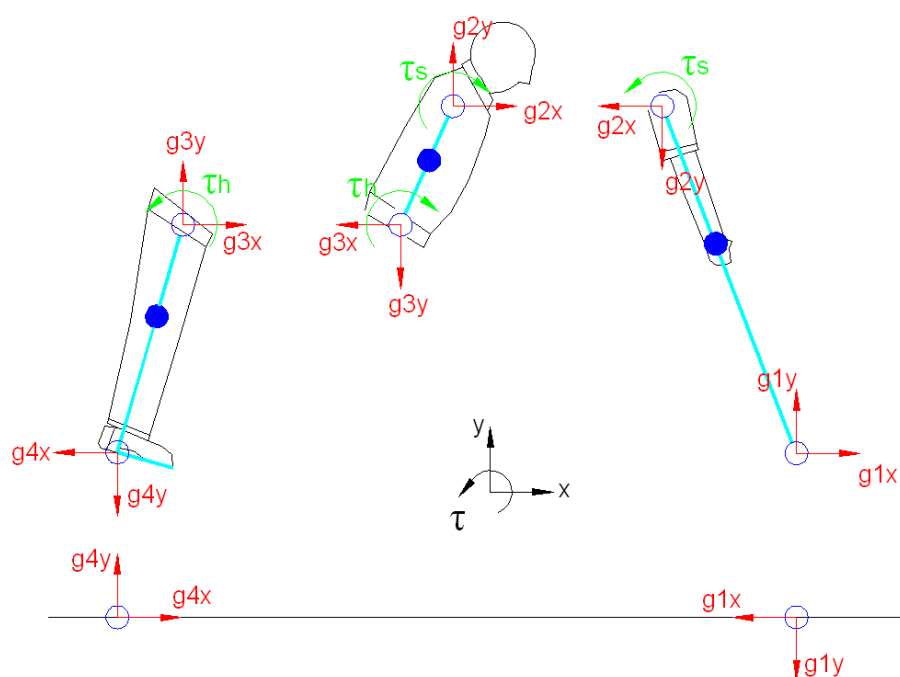


Figura 40 - Diagrama de corpo livre para a primeira fase de apoio duplo da marcha com muletas convencionais. As forças em vermelho são forças vinculares enquanto os momentos em verde são momentos aplicados, não-vinculares.

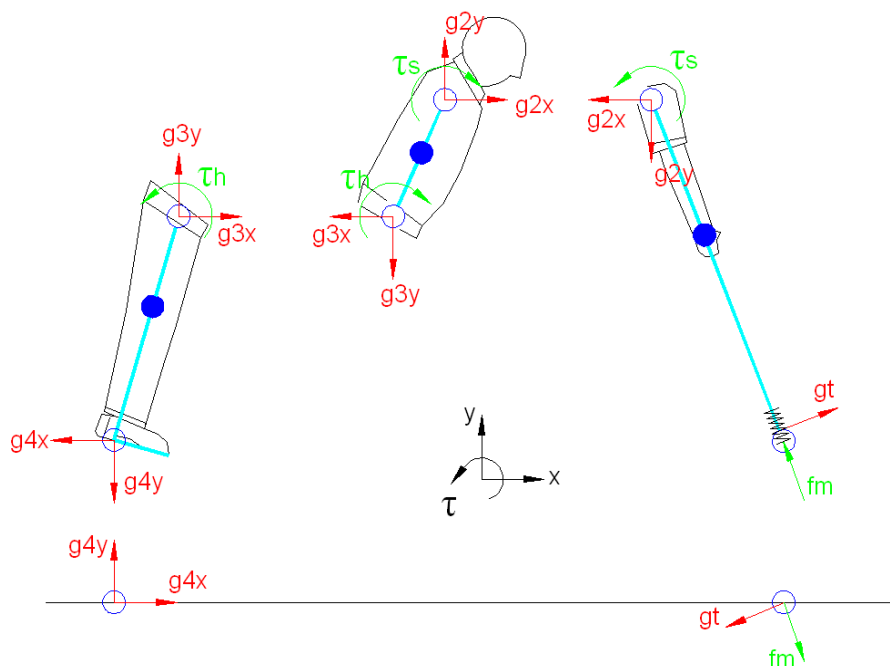


Figura 41 - Diagrama de corpo livre para a primeira fase de apoio duplo da marcha com muletas elásticas. As forças em vermelho são forças vinculares enquanto as forças e momentos em verde são forças e momentos aplicados, não-vinculares.

4.1.1 Simulação ilustrativa - muletas convencionais

Na resolução de um sistema quatro barras é necessário conhecer a distância L_0 entre as pontas das muletas e os pés, que são os pontos de contato com o solo. Essa distância permanece constante durante a simulação e seu valor influencia a rigidez necessária no quadril para se alcançar uma postura de equilíbrio (VAN DER SPEK et al., 2003). Ela depende dos comprimentos dos segmentos dos modelos e dos ângulos σ , \square e θ , como mostrado no APÊNDICE E. Para verificação das equações de movimento do modelo, os resultados obtidos para as muletas convencionais com as equações de movimento e o integrador do Matlab ODE45 foram comparados com aqueles obtidos com a utilização do pacote SimMechanics. Apenas para efeito desta comparação, foram assumidos valores hipotéticos para o ângulo inicial da perna θ_0 ($3,4836^\circ$), a distância L_0 ($-0,5027$ metro), o momento no quadril τ_h nulo e a velocidade angular inicial da perna nula. O tempo de simulação da primeira fase de apoio duplo utilizado respeitou a proporção entre a duração das fases apresentada na Figura 38 para uma duração da fase de balanço de 0,7 s, que resultou em uma duração de 0,175 s. Os resultados abaixo, Figura 42 e Figura 43, mostram a cinemática e os valores das forças de reação, respectivamente. Todos os resultados coincidiram entre os dois métodos utilizados, integração da equação de movimento e SimMechanics, o que garante

a confiabilidade do modelo das muletas convencionais e elásticas, uma vez que o segundo modelo foi obtido a partir do primeiro. As novas forças vinculares $g4_x$ e $g4_y$ representam as forças de reação horizontal e vertical, respectivamente, entre o solo e os pés, e surgem da restrição imposta pelo contato dos pés com o solo.

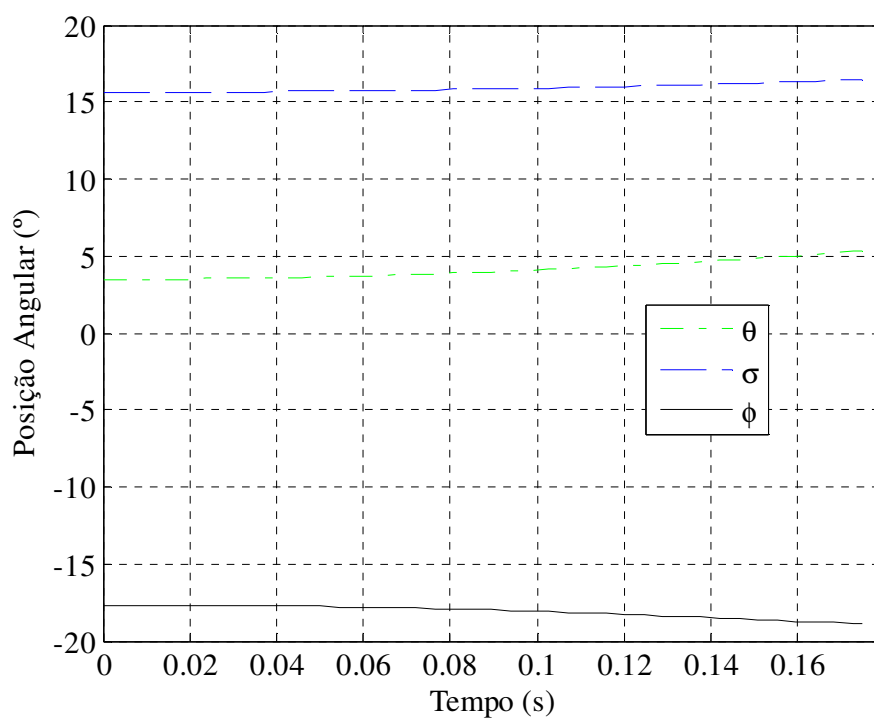


Figura 42 - Cinemática da primeira fase de apoio duplo das muletas convencionais sem consideração de τh e velocidade angular inicial nula para as pernas.

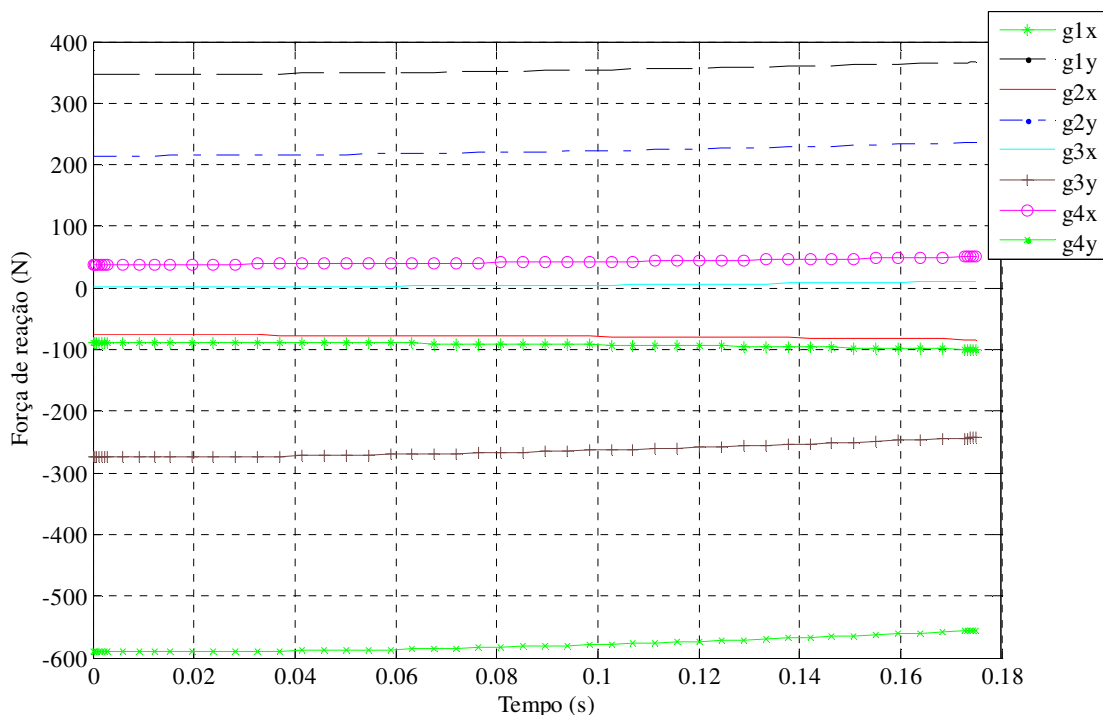


Figura 43 - Forças de reação na primeira fase de apoio duplo das muletas convencionais com $\theta = 0$ e a velocidade angular inicial nula para as pernas.

Nesta simulação ilustrativa, o tempo de simulação foi pré-determinado. Na simulação da marcha completa, no entanto, a duração da fase desta primeira fase de apoio duplo, quando ele ocorrer, para os dois tipos de muletas, será determinado pelo momento em que os pés descolam do chão. A identificação deste instante ocorre pelo monitoramento da força vertical g_{4y} nos pés dos modelos dos dois tipos de muletas. Quando esta força atinge valor nulo, a simulação da primeira fase de apoio duplo é interrompida e deve ocorrer a transição para a fase subsequente, a de balanço. Para tanto, as condições finais do modelo da primeira fase de apoio duplo são traduzidos em condições iniciais para o modelo da fase de balanço.

4.2 Fase de balanço

Os modelos utilizados para as fases de balanço do ciclo da marcha completa, tanto no modelo das muletas elásticas como nas convencionais, serão os mesmos obtidos no capítulo 3 através da solução do problema de otimização. Porém, assim como na primeira fase de apoio duplo, será considerado o momento passivo na articulação do quadril através da expressão adotada de Riener e Edrich (1999).

4.3 Impacto do calcanhar com o solo

A fase de balanço termina no instante em que o calcanhar atinge o solo. O evento de impacto é caracterizado pela variação instantânea da velocidade dos corpos envolvidos na colisão, sem que ocorra alteração de posição ou orientação nesse mesmo instante (ACKERMANN; FORNER-CORDERO, 2011). Através do tratamento do impacto é possível determinar as velocidades do sistema imediatamente após esse evento.

Embora não tenha sido encontrado nenhum estudo na literatura sobre o impacto dos pés com o solo na marcha com muletas, é plausível, baseado no que foi estudado no impacto da muleta por Carpentier, Font-Llagunes e Kövecses (2010) e em resultados preliminares, que no momento de impacto do calcanhar com o solo, as muletas convencionais percam o contato com o solo, dependendo das condições imediatamente anteriores à colisão.

Para os dois tipos de muletas, o impacto considerado entre os pés e o solo é do tipo perfeitamente inelástico, onde as velocidades relativas, normal e tangencial, de aproximação dos pontos de contato entre os dois corpos imediatamente após o impacto é nula. As expressões para o tratamento desse choque nos modelos das muletas convencionais e elásticas foram obtidas através da adaptação do trabalho em (SCHIEHLEN; SEIFRIED; EBERHARD, 2006) e são apresentadas e discutidas no APÊNDICE F. Essas expressões relacionam as velocidades generalizadas iniciais do modelo da segunda fase de duplo apoio, ou da fase de apoio simples, imediatamente após o impacto, às velocidades generalizadas do modelo da fase de balanço imediatamente anteriores ao impacto.

4.4 Segunda fase de apoio duplo

Da mesma forma ao que ocorre na primeira fase de apoio duplo, na segunda fase de apoio duplo há possibilidade de perda do contato unilateral, neste caso entre as muletas e o solo, quando ocorre o impacto dos pés com o solo, dependendo do estado do modelo imediatamente anterior à colisão. Neste caso, há transição direta da fase de balanço para a fase de apoio simples, sem que ocorra a fase de apoio duplo. Caso contrário, se o descolamento das muletas não ocorrer no momento do impacto dos pés com o solo, há a transição da fase de balanço para a segunda fase de apoio duplo (Figura 38). Em cada modelo dos dois tipos de muletas, este possível descolamento da muleta do solo recebe um tratamento diferente, como será explicado mais adiante na simulação da marcha completa.

A segunda fase de apoio duplo é a fase que sucede a fase de balanço de forma que o pé está à frente da muleta. Ela pode ser tratada de maneira análoga à primeira fase de apoio duplo já que, da mesma forma, surge uma cadeia cinemática fechada com a formação de um mecanismo quatro barras, veja detalhes no APÊNDICE E. Assim como para a primeira fase de apoio duplo, a origem do sistema de referência do modelo é colocada na ponta da muleta, mas o sinal da distância entre os pontos de apoio L_0 é invertido na simulação de maneira que o pé passe à frente da ponta da muleta (Figura 44). O valor dessa distância é determinado no final da fase de balanço. As equações de forças vinculares calculadas para a primeira fase de apoio duplo são aplicáveis ao modelo da segunda fase de apoio duplo (Figura 45 e Figura 46), referir-se ao APÊNDICE E.

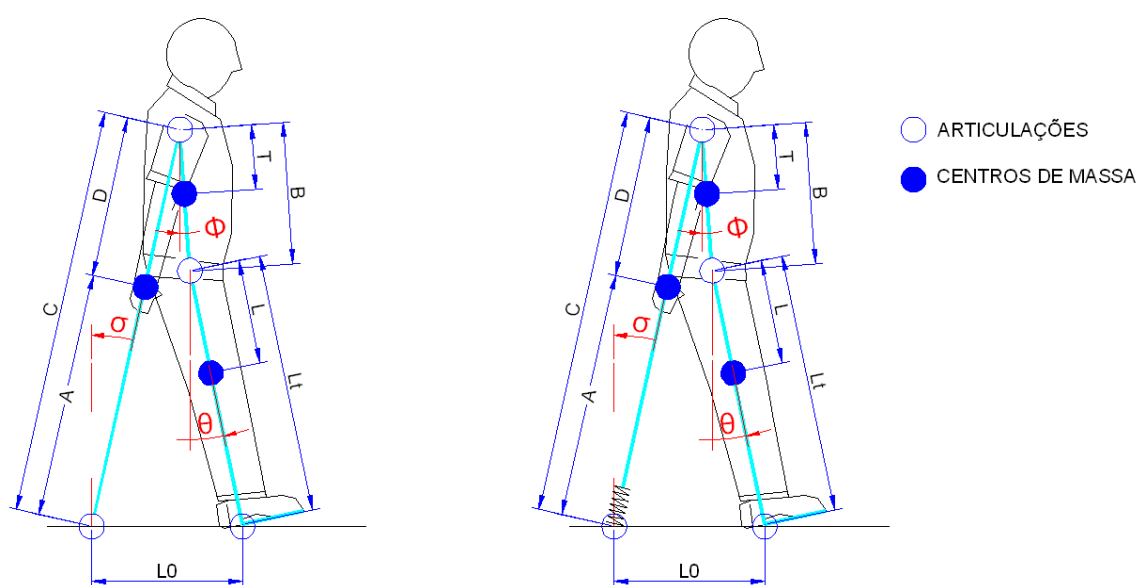


Figura 44 - Modelos multicorpo para a marcha com muletas convencionais (à esquerda) e muletas elásticas (à direita) - segunda fase de apoio duplo.

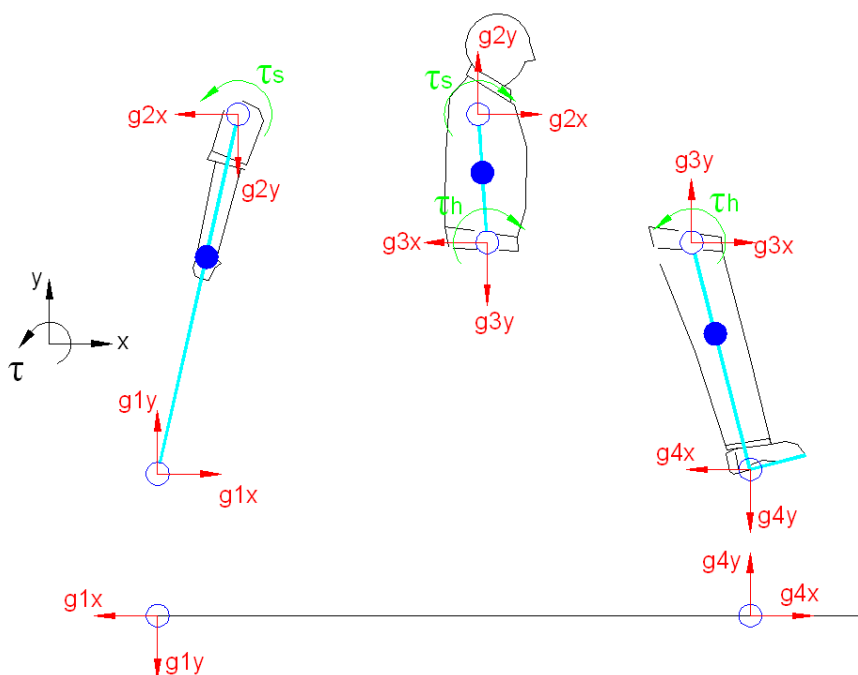


Figura 45 - Diagrama de corpo livre para a segunda fase de apoio duplo das muletas convencionais. As forças em vermelho são forças vinculares e os momentos em verde são momentos aplicados, não-vinculares.

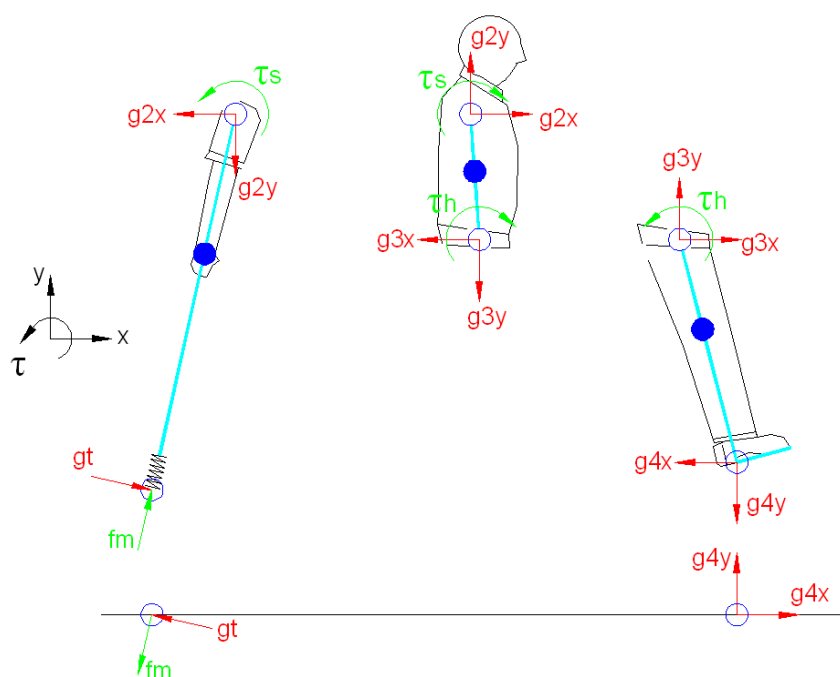


Figura 46 - Diagrama de corpo livre para a segunda fase de apoio duplo das muletas elásticas. As forças em vermelho são forças vinculares e as forças e momentos em verde são forças e momentos aplicados, não-vinculares.

4.4.1 Simulação ilustrativa- muletas convencionais

Apenas como forma de verificação, assim como feito na primeira fase de apoio duplo, somente o modelo da segunda fase de apoio duplo das muletas convencionais foi

implementado no SimMechanics com o mesmo diagrama de blocos utilizado na seção 4.1.1. Para esta verificação, assumiram-se os seguintes valores hipotéticos: $L_0=0,6284$ m; ângulo inicial $\theta_0=10,4049^\circ$; momento no quadril τ_h nulo; e velocidade angular inicial das pernas (taxa de variação de θ com o tempo) também nula. O tempo de simulação utilizado foi de 0,15 s, consistente com uma duração da fase de balanço de 0,7 s de acordo com a Figura 38. As figuras abaixo mostram os resultados da simulação para a cinemática, Figura 47, e para as forças de reação, Figura 48. Os resultados obtidos através da integração numérica da equação de movimento e aqueles obtidos com o SimMechanics coincidiram.

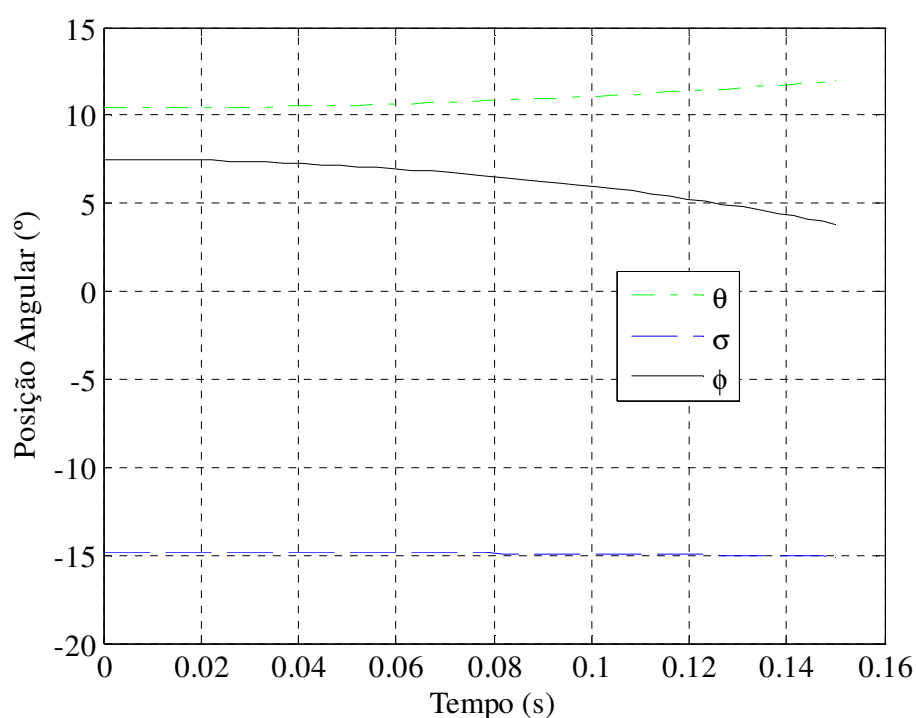


Figura 47 - Cinemática simulada para a segunda fase de apoio duplo das muletas convencionais com τ_h e a velocidade angular inicial da perna nulas.

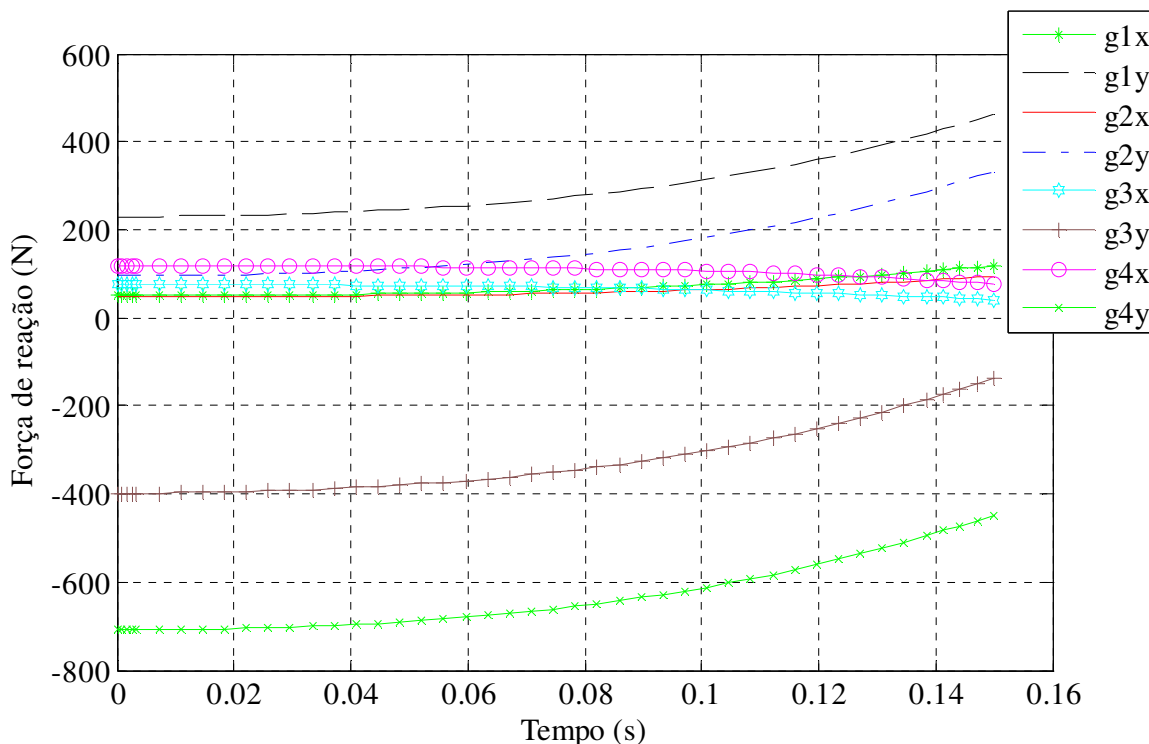


Figura 48 - Forças de reação simuladas para a segunda fase de apoio duplo das muletas convencionais com θ e velocidade angular inicial das pernas nulos.

Com as equações de movimento verificadas, foi adicionado o evento de transição da segunda fase de apoio duplo para a fase de apoio simples. Esse evento é caracterizado pelo descolamento das muletas do solo e, na muleta convencional, é identificado pelo monitoramento da força vertical na ponta da muleta: a transição da segunda fase de apoio duplo para a fase de apoio simples ocorre no momento em que a força vertical na ponta da muleta atinge o valor nulo, ou seja, a muleta perde contato com o solo. Para as muletas elásticas, a identificação da perda de contato entre a muleta e o solo é feita através do comprimento da mola: quando a mola atingir seu comprimento neutro (não há força aplicada na mola) as muletas se desprendem do solo. Imediatamente após o evento de descolamento das muletas do solo, as condições finais da segunda fase de apoio duplo são utilizadas como condições iniciais para execução da simulação da fase seguinte, a fase de apoio simples.

4.5 Fase de apoio simples

O modelo desta fase assemelha-se ao da fase de balanço, com a diferença de que agora o corpo é sustentado pelos membros inferiores e os braços executam movimento de balanço para permitir o reposicionamento das muletas à frente do corpo. Neste modelo, a origem do sistema de referência é colocada no pé (Figura 49). A obtenção das equações de

movimento para o modelo desta fase é detalhada no APÊNDICE G. Essas equações de movimento são iguais para os dois tipos de muleta (Figura 49). Nesta fase, para o modelo das muletas elásticas, não são consideradas a vibração e deformação do componente elástico, e a posição do centro de massa das muletas em relação ao ombro é a mesma nos dois tipos de muletas. Este modelo tem três graus de liberdade para os dois tipos de muletas e as coordenadas generalizadas escolhidas foram as mesmas utilizadas para o modelo da fase de balanço. Devido ao fato de o corpo ser sustentado pelos membros inferiores, que no caso de usuários paraplégicos não podem ser controlados ativamente, é importante considerar-se o momento passivo no quadril na simulação da marcha completa. No presente trabalho, adotam-se as expressões propostas em (RIENER; EDRICH, 1999) para o momento passivo no quadril.

A Figura 50 mostra as forças vinculares na fase de apoio simples, onde não existe mais o vínculo entre a ponta da muleta e o solo, mas sim entre o ponto de contato do pé com o solo. Este último vínculo também é representado por uma junta de revolução, assim como explicado nas fases de apoio duplo, e surgem forças de reação no contato entre o pé e o solo, vertical (g_{4y}) e horizontal (g_{4x}), ver Figura 50. O modelo da Figura 50 é válido para os dois tipos de muletas já que a distância D entre o centro de massa do corpo composto por braços e muletas e o ombro permanece constante.

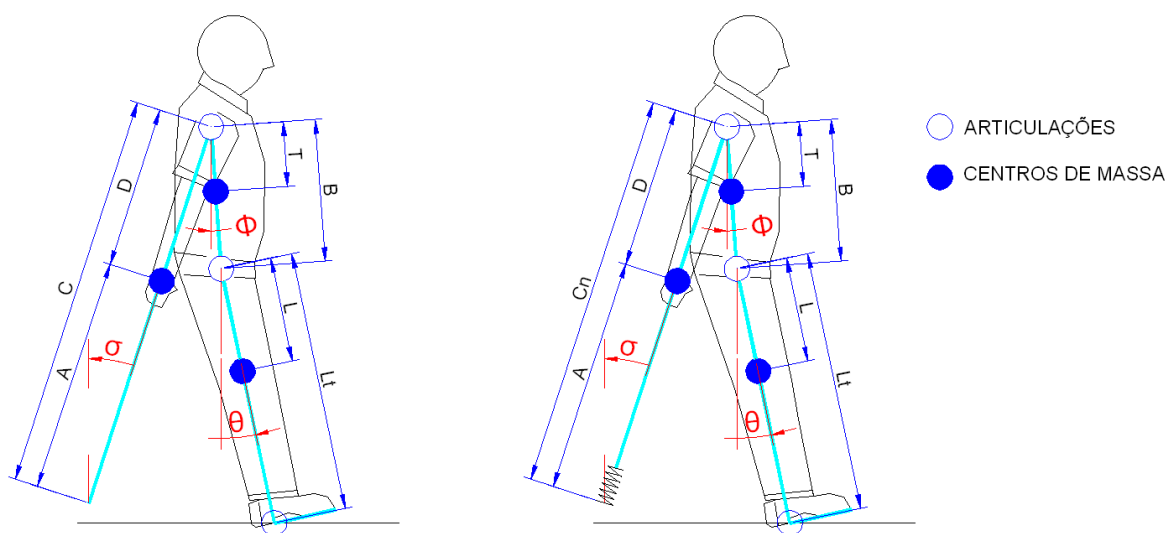


Figura 49 - Modelos multicorpo para a marcha com muletas convencionais (à esquerda) e elásticas (à direita) - fase de apoio simples.

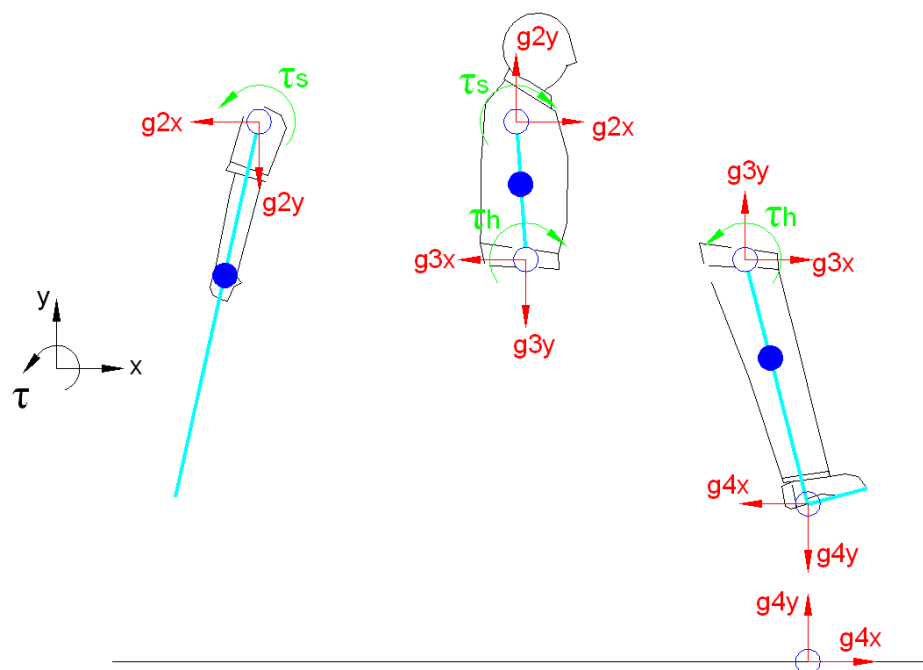


Figura 50 - Diagrama de corpo livre para a fase de apoio simples para muletas elásticas e convencionais. As forças em vermelho são forças vinculares e os momento em verde são momentos aplicados, não-vinculares.

4.5.1 Simulação ilustrativa

Para as simulações da fase de apoio simples foram estipulados valores de condições iniciais apenas para efeito de verificação das equações de movimento. Essa comparação foi feita através dos resultados obtidos com a utilização do SimMechanics e com a integração numérica das equações de movimento, utilizando o integrador ODE45 do Matlab. As condições iniciais são mostradas no APÊNDICE G. Para simplificar a verificação, não foram considerados os momentos no quadril e no ombro nesta simulação. Os resultados coincidiram tanto para as coordenadas generalizadas (Figura 51), quanto para as forças de reação (Figura 52).

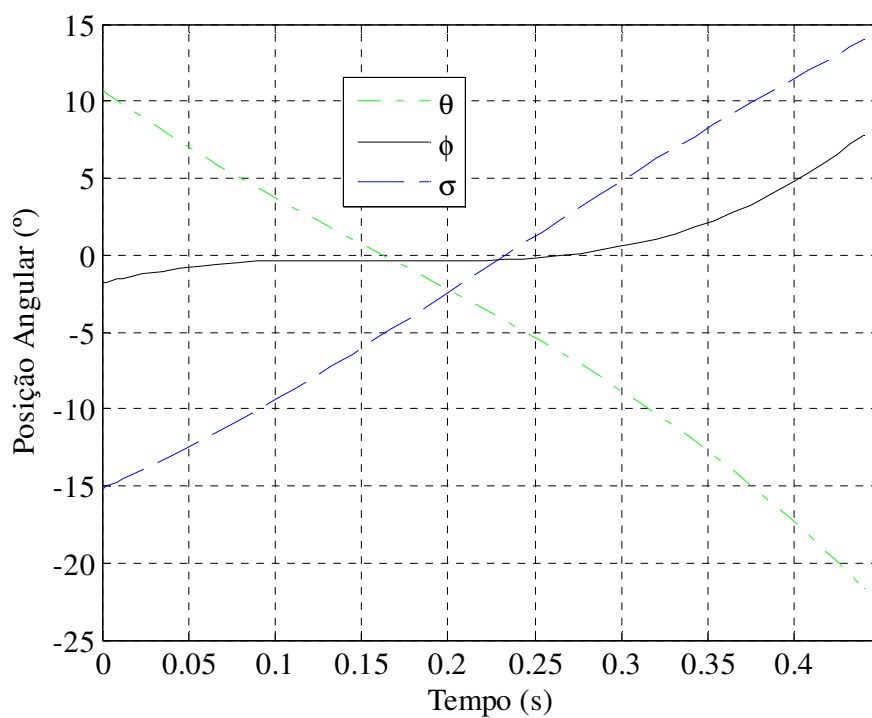


Figura 51 - Cinemática simulada para a fase de apoio simples considerando τ_h e τ_s nulos.

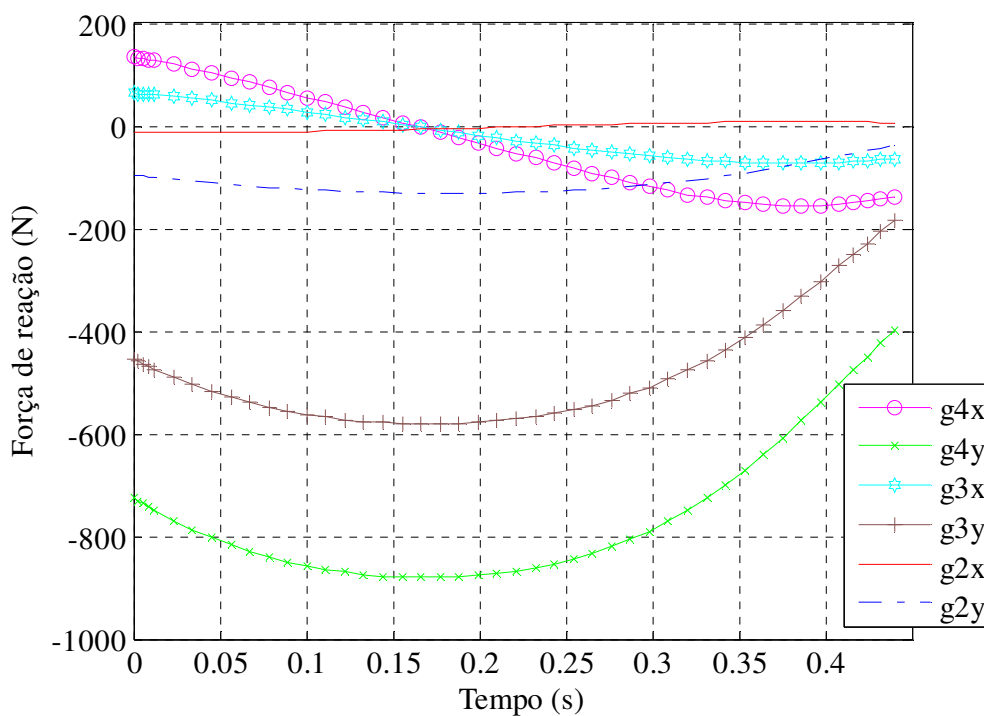


Figura 52 - Forças de reação simuladas na fase de apoio simples considerando τ_h e τ_s nulos.

A Figura 53 mostra interferência entre a ponta das muletas convencionais e o solo durante o movimento de flexão do ombro. Um mecanismo utilizado por usuários de muletas

para evitar essa interferência é a elevação na articulação do ombro, o que não pode ser representado neste modelo devido à representação desta articulação como junta de revolução. Outro movimento executado por usuários para eliminar essa interferência é o de adução dos braços, que ocorre no plano frontal e tem um gasto energético baixo se comparado com o da fase de balanço, devido ao reduzido peso da muleta comparado com o peso do usuário. A interferência das muletas com o solo na fase de apoio simples será ignorada neste trabalho porque este modelo está contido no plano sagital. Embora esta seja uma fase que tenha uma exigência energética menor que a da fase de balanço, o final da fase de apoio simples será importante no estudo da marcha com muletas elásticas, pois é nesse momento que ocorre o impacto da muleta com o solo, tratado a seguir.

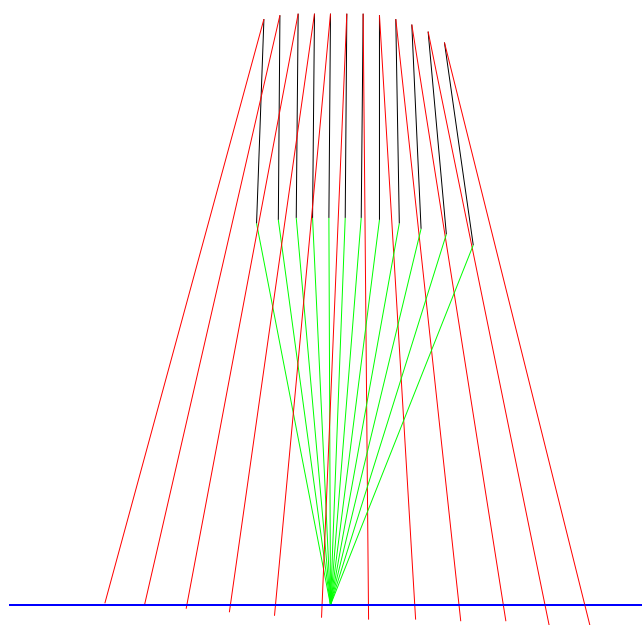


Figura 53 - Ilustração do movimento simulado na fase de apoio simples - possível interferência da muleta com o solo não é considerada.

4.6 Impacto das muletas com o solo

Uma das principais causas de dissipação de energia durante a marcha com muletas convencionais é o impacto das muletas com o solo (CARPENTIER; FONT-LLAGUNES; KÖVECSES, 2010). O impacto acontece na transição entre a fase de apoio simples e a primeira fase de apoio duplo, ou entre a fase de apoio simples e a fase de balanço, no caso de os pés perderem o contato com o solo como efeito da colisão das muletas com o solo. Analogamente ao que foi feito no impacto do calcanhar com o solo, a colisão da ponta das muletas com o solo é também tratada como perfeitamente inelástica e não há escorregamento

das muletas em relação ao solo durante ou após o impacto. As equações obtidas para o cálculo das velocidades imediatamente após esse evento nos dois modelos, muletas convencionais e elásticas, também foram obtidas com base no trabalho de Schiehlen, Seifried e Eberhard (2006) e são apresentadas no APÊNDICE H. Os valores das velocidades generalizadas imediatamente após o impacto das muletas com o solo são utilizados como condições iniciais para a simulação da fase seguinte, a primeira fase de apoio duplo ou a fase de balanço, dependendo do descolamento ou não dos pés do solo, como discutido para a primeira fase de apoio duplo. A identificação da ocorrência deste impacto é feita através do monitoramento da altura da ponta da muleta durante a fase de apoio simples, sendo que no modelo da muleta convencional esse comprimento é igual a C e no modelo da muleta elástica é igual ao comprimento neutro das muletas C_n . No momento em que a ponta da muleta atinge o solo, a simulação da fase de apoio simples é interrompida e a rotina de tratamento do impacto é executada.

4.7 Simulações ilustrativas da marcha completa

Esta seção descreve a realização de simulações ilustrativas das fases da marcha incluindo o tratamento da transição entre elas para a marcha com muletas convencionais e elásticas. Nos dois casos, a simulação é iniciada a partir da fase de balanço, para qual são utilizados os resultados apresentados no capítulo 3, obtidos através da minimização da função custo $J=J_f/10+J_s$, obedecendo as mesmas condições iniciais e finais para a fase de balanço. Os valores iniciais de velocidade e posição angulares foram os mesmos utilizados no capítulo 3. No entanto, foi observado que, no final destas simulações (0,7 s), o calcanhar ainda não atinge contato com o solo, embora esteja bastante próximo dele. É importante lembrar que o "calcanhar" considerado neste trabalho refere-se ao ponto de interseção entre a perna e o plano que contém a sola do pé.

Para que a colisão ocorresse após o instante $t = 0,7$ s, a simulação foi reiniciada utilizando o modelo esclerônomo (sem restrição cinemática no ombro) da fase de balanço, tanto para as muletas convencionais quanto elásticas. Nestas simulações, aplicou-se um momento constante no ombro de valor igual ao momento no instante final da fase de balanço para $t = 0,7$ s. A duração destas simulações, até o calcanhar atingir o solo, foi de apenas 0,02 segundo, para as muletas convencionais e 0,03 segundo, para as muletas elásticas. O momento passivo no quadril adotado de Riener e Edrich (1999) foi utilizado durante todas as simulações.

4.7.1 Simulação da marcha completa com muletas convencionais

Para as condições no final da fase de balanço das muletas convencionais, o tratamento da colisão dos pés com o solo ocasionou descolamento das muletas do solo com transição direta para a fase de apoio simples, sem passar pela fase de apoio duplo. Este tratamento de impacto foi feito através de um modelo onde são considerados os deslocamentos, vertical e horizontal, do ponto de apoio no instante da colisão que, para esse primeiro caso, é a ponta da muleta. Deste tratamento são obtidos os valores iniciais das velocidades generalizadas do modelo imediatamente após o impacto, a serem utilizadas na simulação da fase de apoio simples. As coordenadas generalizadas (relacionadas à posição dos segmentos), por sua vez, permanecem inalteradas durante a colisão. Na simulação da fase de apoio simples das muletas convencionais, foi utilizado um perfil de momentos no ombro que foi determinado por meio de um processo de tentativa e erro para permitir a simulação das fases da marcha e das transições sem que houvesse queda prematura do modelo. Até 0,01 s da fase de apoio simples, o valor do momento aplicado no ombro foi igual ao momento final da fase de balanço. Após esse período, a curva de momento em função do tempo assume a forma de uma parábola, conforme mencionado no APÊNDICE G.

Estas simulações prévias com muletas convencionais demonstram que no impacto do calcanhar com o solo, ocorre o descolamento da ponta da muleta do solo. Isso é observado pois a velocidade vertical obtida para a ponta da muleta, imediatamente depois do impacto, é positiva (vertical para cima). Isto indica a tendência da ponta da muleta em perder o contato com o solo. Outro ponto importante observado nesta simulação é a dependência dos resultados em relação aos valores iniciais do modelo da fase de balanço. Neste caso, para esta simulação e o perfil de momento no ombro considerado, o modelo não executa a fase de apoio simples satisfatoriamente. Provavelmente devido às baixas velocidades iniciais da simulação, nota-se que, no final da fase de apoio simples, o modelo possui uma tendência a cair para traz, ver Figura 54

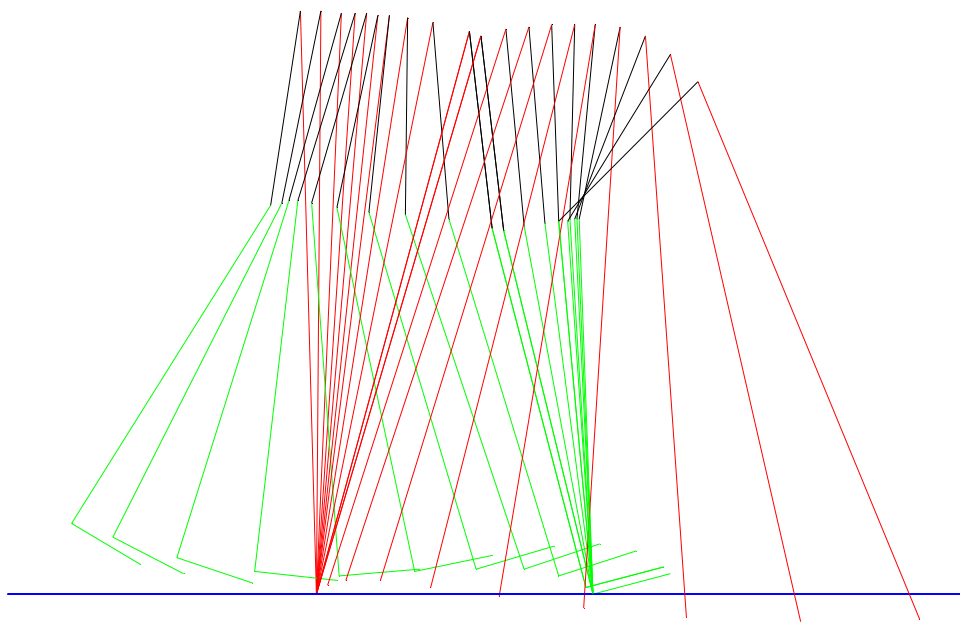


Figura 54 - Simulação ilustrativa das fases da marcha com muletas convencionais, com tratamento de impacto entre a fase de balanço e a fase de apoio simples.

4.7.2 Simulação da marcha completa com muletas elásticas

Com as condições encontradas no final da fase de balanço da marcha com muletas elásticas, o tratamento da colisão não ocasionou descolamento das muletas do solo, o que levou à ocorrência da segunda fase de apoio duplo. Este tratamento de impacto do pé com o solo para o modelo das muletas elásticas foi feito através de um modelo onde é considerado o deslocamento transversal da ponta da muleta, em relação ao seu eixo longitudinal. Este deslocamento apresentou velocidade negativa (para baixo, na direção transversal na ponta da muleta) imediatamente após a colisão, o que indica a tendência de que ocorra a fase de apoio duplo.

A partir do tratamento de impacto foram obtidos os valores iniciais das velocidades generalizadas do modelo imediatamente após o impacto, os quais foram utilizados na simulação da segunda fase de apoio duplo. As coordenadas generalizadas relacionadas à posição dos segmentos, assim como para o caso das muletas convencionais, permaneceram inalteradas durante a colisão. Na fase de apoio duplo, que sucedeu a fase de balanço, houve necessidade de aplicar um momento de extensão no ombro de -30 Nm, para que as muletas deixassem o solo depois de o comprimento neutro das muletas ter sido atingido.

Após o termino da segunda fase de apoio duplo com o descolamento da ponta das muletas do solo, ocorreu a fase de apoio simples, onde também foram aplicados momentos de

flexão e extensão no ombro, para reposicionar a muleta a frente ao corpo. Neste caso, o momento assumiu valores hipotéticos constantes de 90 Nm (flexão) nos primeiros 70% da fase e -200 Nm (extensão) nos 30% restantes. Depois de completada a fase de apoio simples, foi feito o tratamento do impacto da muleta com o solo (vide APÊNDICE H) para verificar a ocorrência ou não da primeira fase de apoio duplo. Esta verificação foi realizada da mesma maneira que para as muletas convencionais: se a velocidade vertical do pé, no momento do impacto, fosse positiva (para cima) não haveria primeira fase de apoio duplo; caso contrário, com velocidade vertical do pé negativa (para baixo), existiria a fase de apoio duplo. No caso desta simulação ilustrativa da marcha com muletas elásticas, não ocorreu a primeira fase de apoio duplo, e sim o descolamento dos pés do solo imediatamente após a colisão das muletas com o solo. Nesta simulação ilustrativa, pode ser observada uma tendência de queda do modelo para frente na primeira fase de apoio duplo (Figura 55).

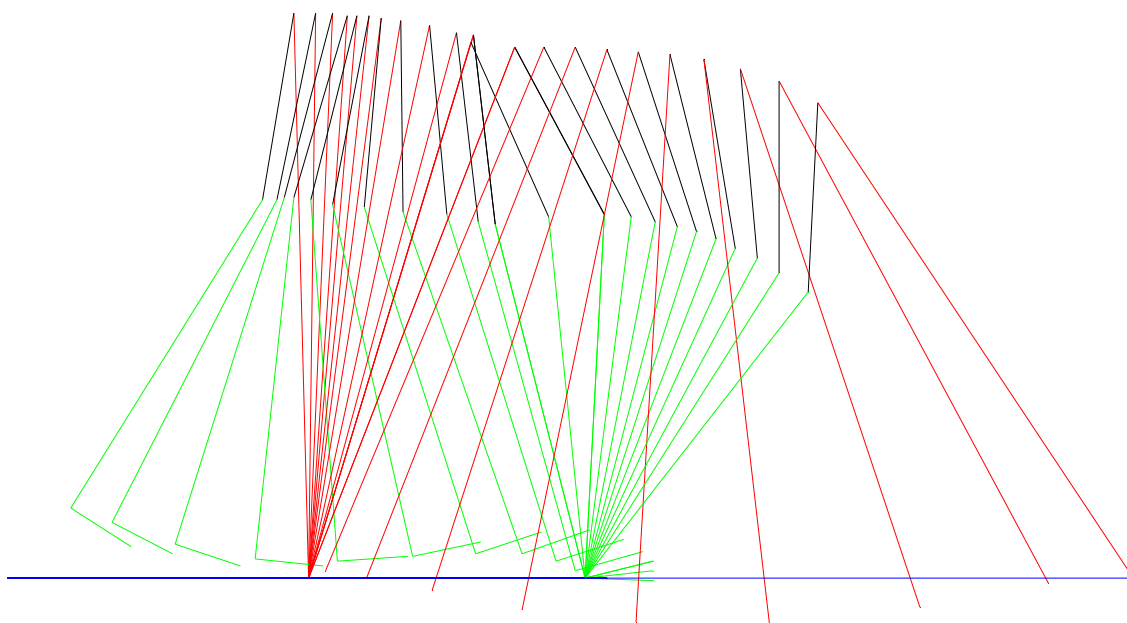


Figura 55 - Simulação ilustrativa das fases da marcha com muletas elásticas, com tratamento de impacto entre fase de balanço e segunda fase de apoio duplo, e entre fase de apoio simples e primeira fase de apoio duplo.

5 CONCLUSÕES

Após detalhada revisão bibliográfica, foi observada a carência de pesquisas feitas com muletas elásticas, em particular no que diz respeito a simulações com modelos matemáticos. A maior parte da literatura sobre muletas elásticas corresponde aos estudos experimentais, com a discussão, geralmente qualitativa, das potenciais vantagens da muleta elástica em relação às muletas convencionais. Por outro lado, os estudos computacionais encontrados são incompletos ou adotam modelos excessivamente simples (LIU et al., 2011).

O presente trabalho busca preencher em parte esta lacuna, em particular do ponto de vista computacional, através da utilização de modelos mais realistas da fase de balanço e da proposta de um modelo do ciclo completo da marcha para futuras investigações. Ainda assim, os modelos apresentados no presente trabalho apresentam simplificações que podem interferir nos resultados, como, por exemplo, o desenvolvimento de modelos contidos no plano sagital. Essa simplificação não permite, por exemplo, considerar o ângulo de adução do braço em relação ao tronco para o posicionamento das muletas a frente do corpo ou avaliar a estabilidade lateral no plano frontal. Outras simplificações importantes incluem a ausência de um modelo mais realista do pé, o que teria uma influência maior nas fases de apoio simples e duplo onde ocorre o movimento de “rolagem” dos pés sobre o solo e a falta de modelos que representassem a ação muscular, o que permitiria uma representação melhor das limitações fisiológicas dos usuários de muletas.

Os resultados obtidos para a fase de balanço com muletas elásticas podem, à primeira vista, indicar uma desvantagem das muletas elásticas em relação às convencionais. Porém, essa análise deve ser feita com cuidado porque, como discutido anteriormente, a mola pode trazer benefícios nas fases adjacentes assim como durante as transições entre as fases. Além disso, vantagens menos óbvias foram claramente mostradas mesmo durante a fase de balanço, como é o caso da maior velocidade horizontal e menor velocidade vertical no final da fase de balanço, condições que podem favorecer a realização da fase subsequente e diminuir a intensidade do impacto dos pés com o solo, respectivamente. Uma velocidade horizontal superior também pode indicar uma cadência maior para a muleta elástica em relação à convencional. Considerando a importância das velocidades ao final da fase de balanço, poder-se-ia inclusive considerá-las explicitamente no critério de desempenho e na função custo otimizada.

Como contribuição importante do estudo computacional da fase de balanço, cita-se a determinação de uma faixa de valores de rigidez da mola que deve ser evitada sob pena de deterioração significativa do desempenho da marcha na fase de balanço. É interessante notar que esta deterioração ocorreu para valores de rigidez da mola que levaram a uma frequência natural do sistema cujo período correspondente se aproxima do período de duração da fase de balanço (0,7 s). Aparentemente, a realização da fase de balanço em período correspondente à frequência natural do sistema levou a uma amplificação da resposta dinâmica e a forças de reação mais elevadas com conseqüente deterioração da métrica de desempenho.

Outras vantagens da adição da mola na muleta podem ser analisadas através da eliminação de algumas limitações relacionadas ao processo de otimização. Essas limitações são decorrentes do fato de a fase de balanço ter sido considerada isoladamente das outras. Com esta consideração, os critérios de estabilidade e taxa de variação de força não são passíveis de serem adicionados à função custo. Critérios de estabilidade global são comumente aplicados a processos cíclicos, como seria o caso para a marcha completa, por exemplo. Ainda no estudo da marcha completa, seria mais apropriada a consideração da taxa de variação de força, aplicada à função custo, porque nas fases de apoio duplo há uma variação de força muito superior àquela observada na fase de balanço. Nas fases de apoio duplo também podem ser considerados os efeitos das forças de impacto e o impulso correspondente. No estudo da marcha completa provavelmente se observaria uma redução mais significativa da demanda energética. A necessidade de se investigar o ciclo completo da marcha com muletas, evidenciada pelos resultados obtidos para a fase de balanço estimulou o esforço descrito no capítulo 4 no sentido de desenvolver e disponibilizar um modelo ou um conjunto de modelos das fases da marcha com muletas do tipo pendular e das transições entre elas. Os modelos para a marcha completa foram discutidos e as equações de movimento correspondentes foram derivadas e, no caso das muletas convencionais, verificadas por meio de comparação com resultados obtidos com o pacote SimMechanics.

As simulações do ciclo da marcha com muletas convencionais e elásticas ilustra a utilização dos modelos das fases assim como do tratamento das transições entre elas. A simulação não garantiu as condições de contorno para um movimento cíclico e nem foi obtida através de um processo de otimização que permitisse a adaptação dos momentos no ombro por meio da otimização de critérios de desempenho, como realizado para a fase de balanço. Porém, os resultados ilustrativos obtidos para a marcha completa já indicam a grande

dependência de uma fase em relação à fase antecessora. Por exemplo, no final da fase de balanço, quanto mais flexionado for o ângulo do quadril, maior será o esforço motriz necessário no ombro para continuidade do ciclo.

5.1 Trabalhos futuros

Como sugestões para pesquisas futuras, podem ser sugeridas a utilização de um modelo mais realista do pé, por exemplo, baseado na referência (REN et al., 2010) e a incorporação de modelos musculares que representem melhor as limitações fisiológicas no controle motor. Para o modelo da marcha completa com muletas elásticas, seria ainda interessante investigar os efeitos de molas e amortecedores não lineares, alteração da função custo, como descrito acima, e pré-tensão da mola e o efeito de dispositivos acoplados à própria órtese do usuário, tais como a adição de uma mola torcional agindo na articulação do joelho.

Amortecedores não lineares talvez possam trazer as mesmas vantagens que o amortecedor linear apresentou na fase de balanço e reduzir as possíveis desvantagens que este último provavelmente apresentaria nos eventos de impacto, devido à transmissão dos esforços aos membros superiores. A pré-tensão na mola traria, além das vantagens discutidas por outros autores (LIU; SHANEXIE; ZHANG, 2011), (SEELEY et al., 2011) e (LIU et al., 2011), uma vantagem adicional relacionada à diminuição do comprimento da muleta para uma determinada rigidez de mola, o que facilitaria o reposicionamento das muletas na fase de apoio simples. A pré-tensão pode ser utilizada também para aproximar a curva de rigidez elástica de uma mola não linear digressiva, caso este perfil de rigidez seja considerado vantajoso.

Adição de uma mola à órtese poderia garantir uma simetria maior da marcha e um melhor aproveitamento e fluxo de energia ao longo do ciclo completo do movimento. A energia armazenada pela mola da muleta poderia ser armazenada na mola da órtese na fase de apoio simples e depois devolvida à mola da muleta na fase de balanço subsequente. Esse conceito de armazenamento de energia por órtese elástica já é explorado na fase de balanço da marcha humana (ACKERMANN; COZMAN, 2009), (GREENE; GRANAT, 2003), (GHAROONI; HELLER; TOKHI, 2001) e talvez seja possível que esse conceito seja explorado da mesma forma na fase de apoio simples da marcha com muletas e órteses elásticas. Os modelos realistas propostos no presente trabalho serão úteis em estudos futuro em que a simulação do ciclo completo será formulada como um problema de controle ótimo,

à semelhança do que foi feito para a fase de balanço no capítulo 3. As simulações formuladas desta maneira permitirão que as condições que garantem o movimento cíclico da marcha sejam satisfeitas e que sejam encontrados valores de rigidez da mola que levem a uma melhoria global de desempenho da marcha com muletas. Este tipo de simulação exige a solução de um problema de otimização e permite prever a adaptação do usuário a diferentes características da muleta.

Finalmente, os resultados obtidos com a solução do problema de controle ótimo para a marcha completa poderão ser comparados com dados experimentais coletados em laboratórios de marcha em experimentos com protótipos de muletas elásticas. Protótipos de muletas elásticas (Figura 56) já foram desenvolvidos no próprio Centro Universitário da FEI (OLIVEIRA, 2012) com base nos resultados das simulações da fase de balanço deste trabalho, que foram utilizados na concepção do protótipo. Estes protótipos permitem o teste de diferentes valores de rigidez e de pré-tensão das molas e devem ser utilizados em estudos futuros para testar experimentalmente a viabilidade e o potencial das muletas elásticas. Os resultados obtidos para a fase de balanço neste trabalho já devem servir como base para a elaboração de protocolos experimentais que reduzam o tempo de laboratório. Por exemplo, uma rigidez combinada da mola inferior a 20 kN/m pode ser descartada já que valores entre 5 e 20 kN/m levaram a deterioração significativa e valores ainda inferiores levaram a interferência dos pés com o solo na segunda metade da fase de balanço. Além disso, estudos preliminares indicam que o desempenho da muleta elástica é insensível ao peso do usuário na fase de balanço e que valores do coeficiente de amortecimento superiores a 2500 Ns/m por muleta não trazem ganhos adicionais significativos na fase de balanço.



Figura 56 - Muletas elásticas modulares desenvolvidas no Centro Universitário da FEI com base no estudo realizado neste trabalho.

REFERÊNCIAS

- ACKERMANN, M. **Dynamics and Energetics of Walking with Prostheses**. Band 9, Germany: Shaker Verlag, 2007. 168 f. Thesis (Doutorado em Engenharia Mecânica), Institut für Technische und Numerische Mechanik, Universität Stuttgart, Alemanha.
- _____.; COZMAN, F.G. Automatic knee flexion in lower limbs orthoses. **Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering**, v. 31, n. 4, 2009.
- _____.; FORNER-CORDERO, A. Multibody System Model of a Stumble in Human Gait. In: INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON DYNAMIC PROBLEMS IN MECHANICS (DINAME), 14, 2011, Maresias. **Proceedings of...** Maresias, p. 609-615, 2011.
- _____.; TAISSUN, B. A. A Computational Study of the Swing Phase of the Gait with Standard and Spring-Loaded Crutches. In: IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob), 4, 2012, Roma. **Proceedings of...** Roma, p. 1476-1481, 2012.
- _____.; VAN DEN BOGERT, A. J. Optimality Principles for Model-Based Prediction of Human Gait. **Journal of Biomechanics**, v. 43, p. 1055-1060, Apr. 2010.
- ANDERSON, F. C.; PANDY, M. G. Dynamic Optimization of Human Walking. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 123, p. 381-390, 2001.
- BRUIJN, S. M. et al. Is slow walking more stable? **Journal of Biomechanics**, v. 42, p. 1506–1512, 2009.
- CARPENTIER, C.; FONT-LLAGUNES, J. M.; KÖVECSES, J. Dynamics and Energetics of Impacts in Crutch Walking. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 26, p. 473-483, 2010.
- CROSBIE, W. J.; NICOL, A. C. Biomechanical Comparison of Two Paraplegic Gait Patterns. **Clinical Biomechanics**, v. 5, p. 97-107, 1990.
- EPSTEIN, S. Art, History, and the Crutch. **Annals of Medical History**, v. 9, p. 304-313, 1937.
- FARUQUI, S. R.; JAEBLON, T. Ambulatory Assistive Devices in Orthopaedics: Uses and Modifications. **Journal of the American Academy of Orthopaedics Surgeons**, v. 18, n.1, p. 41-50, 2010.
- GEYER, H.; SEYFARTH, A.; BLICKHAN, R. Compliant Leg Behaviour Explains Basic Dynamics of Walking and Running. **Proceedings of the Royal Society B**, v. 273, p. 2861-2867, 2006.
- _____.; _____.; _____. Spring-Mass Running: Simple Approximate Solution and Application to Gait Stability. **Journal of Theoretical Biology**, v. 232, p. 315-328, 2005.
- GHAROONI, S.; HELLER, B.; TOKHI, M. O. A New Hybrid Spring Break Orthosis for Controlling Hip and Knee Flexion in the Swing Phase. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 9, n. 1, p. 106-107, Mar. 2001

- GOH, J. C. H.; TOH, S. L.; BOSE, K. Biomechanical Study on Axillary Crutches During Single-Leg Swing-Through Gait. **Prosthetics and Orthotics International**, v. 10, p. 89-95, 1986.
- GREENE, P. J.; GRANAT, M. H. A Knee and Ankle Flexing Hybrid Orthosis for Paraplegic Ambulation. **Medical Engineering & Physics**, v. 25, p. 539-545, 2003.
- HAMID, R. F. Y. et al. Stability and Variability of Knee Kinematics during Gait in Knee Osteoarthritis Before and After Replacement Surgery. **Clinical Biomechanics**, v. 25, p. 230-236, 2010.
- HINTON, C. A.; CULLEN, K. A. Energy Expenditure during Ambulation with Ortho Crutches and Axillary Crutches. **Physical Therapy**, v. 62, n. 6, p. 813-819, 1982.
- KLUTE, G. K.; KALLFELZ, C. F.; CZERNIECKI, J. M. Mechanical Properties of Prosthetic Limbs: Adapting to the Patient. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 38, n. 3, 2001.
- LEBLANC, M. A.; CARLSON, L. E.; NAUENBERG, T. A Quantitative Comparison of Four Experimental Axillary Crutches. **Journal of Prosthetics and Orthotics**, v. 5, n. 1, p. 20-28, 1993.
- LIU, G. et al. Optimal Control and Biomechanics of Ambulation with Spring-Loaded Crutches. **International Journal of Advanced Robotic Systems**, v. 8, n.3, p. 1-11, 2011.
- _____.; SHANEXIE, S.; ZHANG, Y. Optimization of Spring-Loaded Crutches via Boundary Value Problem. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 19, n. 1, 2011.
- _____.; ZHANG, Y.; ZHANG, T. Biomechanics of Innovative Spring-loaded Axillary Crutches. In.: International Conference on Human Health and Biomedical Engineering, 2011, Jilin. **Proceedings of...** Jilin, p. 503-506, 2011.
- MERCER, J. L. et al. Shoulder Joint Kinetics and Pathology in Manual Wheelchair Users. **Clinical Biomechanics**, v. 21, p. 781-789, 2006.
- MULLIS, R.; DENT, R. M. Crutch Length: Effect on Energy Cost and Activity Intensity in Non-Weight-Bearing Ambulation. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 81, p. 569-572, 2000.
- NOREAU, L. et al. Biomechanical Analysis of Swing-Through Gait in Paraplegic and Non-Disabled Individuals. **Journal Biomechanics**, v. 28, n. 6, p. 689-700, 1995.
- NYLAND, J. et al. Comparison of the Easy Strutter Functional Orthosis System and Axillary Crutches During Modified 3-Point Gait. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 41, n. 2, p. 195-206, 2004.
- OLIVEIRA, S.A. L. de. **Projeto e construção de uma muleta elástica instrumentada**. 2012. Monografia (Iniciação Científica em Engenharia Mecânica) - Centro Universitário da FEI, São Bernardo do Campo.

ORTOLAN, R. L. **Esforço do Ombro na Locomoção de Paciente Paraplégicos: Avaliação Cinética e Eletromiográfica**. 2007. 213 f. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica), Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2007.

REN, L. et al. A Generic Analytical Foot Rollover Model for Predicting Translational Ankle Kinematics in Gait Simulation Studies. **Journal of Biomechanics**, v. 43, p. 194-202, 2010.

RIENER, R.; EDRICH, T. Identification of Passive Elastic Joint Moments in the Lower Extremities. **Journal of Biomechanics**, v. 32, p. 539-544, 1999.

ROVICK, J. S.; CHILDRESS, D. S. Pendular Model of Paraplegic Swing-Through Crutch Ambulation. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 25, n. 4 p. 1-16, 1988.

SCHIEHLEN, W. Computational Dynamics: Theory and Applications of Multibody Systems. **European Journal of Mechanics A/Solids**, v. 25, p. 566-594, 2006.

_____.; SEIFRIED R.; EBERHARD, P. Elastoplastic Phenomena in Multibody Impact Dynamics. **Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering**, v. 195, p. 6874-6890, 2006.

SEELEY, M. K. et al. A Kinematic Comparison of Spring-Loaded and Traditional Crutches. **Journal of Sport Rehabilitation**, v. 20, p. 198-206, 2011.

SEGURA, A.; PIAZZA, S. Mechanics of Ambulation with Standard and Spring-Loaded Crutches. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 88, p. 1159-1163, 2007.

SHORTELL, D. et al. The Design of a Compliant Composite Crutch. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 38, n. 1, p. 23-32, 2001.

SHOUP, T. E. Design and Testing of Child's Crutch with Conservative Energy Storage. **Journal of Mechanical Design**, v. 102, p. 672-676, 1980.

_____.; FLETCHER, L. S.; MERRILL, B. R. Biomechanics of Crutch Locomotion. **Journal Biomechanics**, v. 7, p. 11-19, 1974.

SRINIVASAN, M.; RUINA, A. Computer Optimization of a Minimal Biped Model Discovers Walking and Running. **Nature**, v. 439, n. 5, 2006

TANG, C. P. **Lagrangian Dynamic Formulation of a Four-Bar Mechanism with Minimal Coordinates**. 2006. Disponível em <<http://nonholonomic.com/pdf/FourbarMinimalCoordinates.pdf>>. Acesso em: 05 maio 2012

THYS, H.; WILLEMS, P. A.; SAELS, P. Energy Cost, Mechanical Work and Muscular Efficiency in Swing-Through Gait with Elbow Crutches. **Journal of Biomechanics**, v. 29, n. 11, p. 1473-1482, 1996.

VAN DER SPEK, J. H. et al. A Model-Based Approach to Stabilizing Crutch Supported Paraplegic Standing by Artificial Hip Joint Stiffness. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 11, n. 4, p. 443-451, 2003a.

_____. et al. Static and Dynamic Evaluation of the Influence of Supplementary Hip-Joint Stiffness on Crutch-Supported Paraplegic Stance. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 11, n. 4, p. 452-461, 2003b.

WATERS, R. L.; MURLOY, S. The Energy Expenditure of Normal and Pathologic Gait. **Gait and Posture**, v. 9, p. 207-231, 1999.

WINTER, D. A. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**, 4 ed., New Jersey, Wiley, 2009.

APÊNDICE A

DADOS ANTROPOMÉTRICOS DOS MODELOS (ROVICK; CHILDRESS, 1988), (WINTER, 2009):

"Pernas" refere-se ao corpo composto pelas duas pernas, pés e KAFO's; "tronco" refere-se à cabeça, pescoço e tronco; e "muletas" refere-se aos dois braços com as respectivas muletas. Todos os valores com exceção do comprimento total da perna, que foi retirado de Winter (2009), foram retirados de Rovick e Childress (1988).

Massa das pernas	$Ml = 32,5 \text{ kg}$
Massa do tronco	$Mt = 51,3 \text{ kg}$
Massa das muletas	$Mc = 13,8 \text{ kg}$
Momento de inércia das pernas em relação ao CM	$Jl = 2,4 \text{ kg.m}^2$
Momento de inércia do tronco em relação ao CM	$Jr = 3,6 \text{ kg.m}^2$
Momento de inércia das muletas em relação ao CM	$Jc = 2 \text{ kg.m}^2$
Distância do quadril ao CM das pernas	$L = 0,42 \text{ m}$
Distância do ombro ao CM do tronco	$T = 0,17 \text{ m}$
Distância da ponta da muleta ao CM das muletas	$A = 1,04 \text{ m}$
Comprimento do tronco	$B = 0,51 \text{ m}$
Comprimento das muletas	$C = 1,51 \text{ m}$
Comprimento total das pernas	$Lt = 0,97 \text{ m}$

CONDIÇÕES INICIAIS DE SIMULAÇÃO - MODELO DA FASE DE BALANÇO DAS MULETAS CONVENCIONAIS ESCLERÔNOMO

Os dados iniciais abaixo foram retirados do artigo de Rovick e Childress (1988). Os autores observaram esses valores através das medições experimentais das posições de marcas alocadas no corpo do usuário, que executou a marcha pendular frente a uma câmera.

$$\sigma = 7,5^\circ = 0.1309 \text{ rad};$$

$$\theta = -29^\circ = -0.5061 \text{ rad};$$

$$\varphi = -16^\circ = -0.2793 \text{ rad};$$

$$\dot{\sigma} = -35 \text{ }^\circ/\text{s} = -0.6109 \text{ rad/s};$$

$$\dot{\theta} = -4,1 \text{ }^\circ/\text{s} = -0.0716 \text{ rad/s};$$

$$\dot{\phi} = -13,2 /s = -0.2304 \text{ rad/s};$$

EQUAÇÕES DO MOVIMENTO PARA O MODELO DA FASE DE BALANÇO COM MULETAS CONVENCIONAIS ESCLERÔNOMO

Vetores posição dos centros de massa dos segmentos:

$$\text{Corpo 1 (Muletas e braços)} \rightarrow r_1 = \begin{bmatrix} -A \text{sen} \sigma \\ A \text{cos} \sigma \end{bmatrix} \quad (1)$$

$$\text{Corpo 2 (Tronco e cabeça)} \rightarrow r_2 = \begin{bmatrix} -C \text{sen} \sigma + T \text{sen} \phi \\ C \text{cos} \sigma - T \text{cos} \phi \end{bmatrix} \quad (2)$$

$$\text{Corpo 3 (pernas)} \rightarrow r_3 = \begin{bmatrix} -C \text{sen} \sigma + B \text{sen} \phi + L \text{sen} \theta \\ C \text{cos} \sigma - B \text{cos} \phi - L \text{cos} \theta \end{bmatrix} \quad (3)$$

Posições angulares: $s = [\text{ângulo}]$;

$$\text{Corpo 1} \rightarrow s_1 = \sigma \quad \text{Corpo 2} \rightarrow s_2 = \phi \quad \text{Corpo 3} \rightarrow s_3 = \theta \quad (4)$$

Calculando a derivada dos vetores acima em relação ao tempo, são obtidos os vetores de velocidade do CM e velocidade angular de cada corpo do modelo:

Velocidades lineares:

$$\text{Corpo 1} \rightarrow \dot{r}_1 = \begin{bmatrix} -A \dot{\sigma} \text{cos} \sigma \\ -A \dot{\sigma} \text{sen} \sigma \end{bmatrix} \quad (5)$$

$$\text{Corpo2} \rightarrow \dot{r}_2 = \begin{bmatrix} -C \dot{\sigma} \text{cos} \sigma + T \dot{\phi} \text{cos} \phi \\ -C \dot{\sigma} \text{sen} \sigma + T \dot{\phi} \text{sen} \phi \end{bmatrix} \quad (6)$$

$$\text{Corpo3} \rightarrow \dot{r}_3 = \begin{bmatrix} -C \dot{\sigma} \text{cos} \sigma + B \dot{\phi} \text{cos} \phi + L \dot{\theta} \text{cos} \theta \\ -C \dot{\sigma} \text{sen} \sigma + B \dot{\phi} \text{sen} \phi + L \dot{\theta} \text{sen} \theta \end{bmatrix} \quad (7)$$

Velocidades angulares:

$$\text{Corpo 1} \rightarrow \omega_1 = \dot{\sigma} \quad \text{Corpo 2} \rightarrow \omega_2 = \dot{\phi} \quad \text{Corpo 3} \rightarrow \omega_3 = \dot{\theta} \quad (8)$$

sendo o vetor de coordenadas generalizadas $q = [\sigma \ \phi \ \theta]^T$ e sua primeira e segunda derivadas em relação ao tempo, respectivamente, $\dot{q} = [\dot{\sigma} \ \dot{\phi} \ \dot{\theta}]^T$ e $\ddot{q} = [\ddot{\sigma} \ \ddot{\phi} \ \ddot{\theta}]^T$. A matriz Jacobiano e sua derivada no tempo podem ser calculadas da seguinte maneira:

$$J = \begin{bmatrix} \frac{\partial r_{1,x}}{\partial q_1} & \frac{\partial r_{1,x}}{\partial q_2} & \frac{\partial r_{1,x}}{\partial q_3} \\ \frac{\partial r_{1,y}}{\partial q_1} & \frac{\partial r_{1,y}}{\partial q_2} & \frac{\partial r_{1,y}}{\partial q_3} \\ \frac{\partial r_{2,x}}{\partial q_1} & \frac{\partial r_{2,x}}{\partial q_2} & \frac{\partial r_{2,x}}{\partial q_3} \\ \frac{\partial r_{2,y}}{\partial q_1} & \frac{\partial r_{2,y}}{\partial q_2} & \frac{\partial r_{2,y}}{\partial q_3} \\ \frac{\partial r_{3,x}}{\partial q_1} & \frac{\partial r_{3,x}}{\partial q_2} & \frac{\partial r_{3,x}}{\partial q_3} \\ \frac{\partial r_{3,y}}{\partial q_1} & \frac{\partial r_{3,y}}{\partial q_2} & \frac{\partial r_{3,y}}{\partial q_3} \\ \frac{\partial s_1}{\partial q_1} & \frac{\partial s_1}{\partial q_2} & \frac{\partial s_1}{\partial q_3} \\ \frac{\partial s_2}{\partial q_1} & \frac{\partial s_2}{\partial q_2} & \frac{\partial s_2}{\partial q_3} \\ \frac{\partial s_3}{\partial q_1} & \frac{\partial s_3}{\partial q_2} & \frac{\partial s_3}{\partial q_3} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -A \cos \sigma & 0 & 0 \\ -A \sin \sigma & 0 & 0 \\ -C \cos \sigma & T \cos \phi & 0 \\ -C \sin \sigma & T \sin \phi & 0 \\ -C \cos \sigma & B \cos \phi & L \cos \theta \\ -C \sin \sigma & B \sin \phi & L \sin \theta \\ 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \rightarrow \dot{J} = \begin{bmatrix} A \dot{\sigma} \sin \sigma & 0 & 0 \\ -A \dot{\sigma} \cos \sigma & 0 & 0 \\ C \dot{\sigma} \sin \sigma & -T \dot{\phi} \sin \phi & 0 \\ -C \dot{\sigma} \cos \sigma & T \dot{\phi} \cos \phi & 0 \\ C \dot{\sigma} \sin \sigma & -B \dot{\phi} \sin \phi & -L \dot{\theta} \sin \theta \\ -C \dot{\sigma} \cos \sigma & B \dot{\phi} \cos \phi & L \dot{\theta} \cos \theta \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (9)$$

Aplicando-se o Teorema da Quantidade de Movimento (TMB) de Newton-Euler, encontrado em (SCHIEHLEN, 2006), para os três corpos:

$$m_i a_i = f_i^e + f_i^v, \quad (10)$$

sendo m_i a massa do corpo i ; a_i a aceleração do centro de massa do corpo i , f_i^e a resultante das forças externas não vinculares atuando no corpo i ; e f_i^v a resultante das forças vinculares agindo no corpo i .

Aplicando-se o Teorema da Quantidade de Movimento Angular (TMA) de Newton-Euler, encontrado em (SCHIEHLEN, 2006), em relação ao baricentro de cada segmento:

$$J_{G,i} \dot{\omega}_i + \tilde{\omega}_i J_{G,i} \omega_i = l_i^e + l_i^v, \quad (11)$$

onde $J_{G,i}$ é a matriz de inércia do corpo i em relação ao seu baricentro, $\dot{\omega}_i$ é a aceleração angular do corpo i , ω_i é a velocidade angular do corpo i ; l_i^e é o momento resultante em relação ao CM das forças externas não vinculares agindo no corpo i e l_i^v é o momento resultante em relação ao CM das forças vinculares agindo no corpo i .

Como o sistema é plano os corpos terão rotação apenas no eixo normal a esse plano, que é o plano sagital. Neste caso, o TMA na direção z normal ao plano de movimento reduz-se a:

$$J_{zG,i} \dot{\omega}_{zi} = l_{zi}^e + l_{zi}^v . \quad (12)$$

onde $J_{zG,i}$ é o momento de inércia em relação ao eixo z , normal ao plano de movimento, do segmento i em relação ao seu baricentro, $\dot{\omega}_{zi}$ é a componente em z da velocidade angular do corpo i , l_{zi}^e é o momento resultante em relação ao CM das forças externas não vinculares agindo no corpo i na direção z e l_{zi}^v é o momento resultante em relação ao CM das forças vinculares agindo no corpo i na direção z . Para simplificar as equações adiante, o índice z será omitido.

Rearranjando as expressões do TMA e TMB para os três corpos na forma matricial e utilizando-se as expressões de posição, velocidade e aceleração em função das coordenadas generalizadas obtêm-se:

$$\overline{\overline{M}} \ddot{q} + \overline{\overline{M}} \dot{J} \dot{q} + \overline{\overline{M}} (\partial^2 q / \partial t^2) = F^e + F^v , \quad (13)$$

onde $\overline{\overline{M}}$ é a matriz diagonal de dimensão 9×9 ($\overline{\overline{M}} = \text{diag}\{M_c M_c M_t M_t M_l M_l J_c J_r J_l\}$), J é a matriz Jacobiano, F^e é o vetor de forças externas não vinculares resultantes aplicadas nos corpos, F^v é o vetor de forças vinculares resultantes, ou de restrição, nos corpos, \ddot{q} é a segunda derivada no tempo do vetor de coordenadas generalizadas e $\partial^2 q / \partial t^2$ é a segunda derivada parcial do vetor de coordenadas generalizadas em função do tempo, que neste caso é nula já que o sistema é esclerônomo.

O vetor de forças externas não vinculares é composto pelas componentes das forças na direção x (horizontal) e y (vertical), e pelos momentos resultantes não vinculares aplicados em cada corpo:

$$F^e = [f_{x1}^e \quad f_{y1}^e \quad f_{x2}^e \quad f_{y2}^e \quad f_{x3}^e \quad f_{y3}^e \quad \tau_1^e \quad \tau_2^e \quad \tau_3^e]^T . \quad (14)$$

$$\text{Para este caso: } F^e = [0 \quad -M_c g \quad 0 \quad -M_t g \quad 0 \quad -M_l g \quad \tau_s \quad -\tau_s - \tau_h \quad \tau_h]^T \quad (15)$$

onde τ_s e τ_h são os momentos aplicados no ombro e quadril, respectivamente.

O mesmo se aplica para o vetor de forças vinculares:

$$F^v = [f_{x1}^v \quad f_{y1}^v \quad f_{x2}^v \quad f_{y2}^v \quad f_{x3}^v \quad f_{y3}^v \quad \tau_1^v \quad \tau_2^v \quad \tau_3^v]^T \quad (16)$$

Substituindo as matrizes calculadas anteriormente na Eq. 13, têm-se:

$$\overline{\overline{M}} \begin{bmatrix} -A \cos \sigma & 0 & 0 \\ -A \sin \sigma & 0 & 0 \\ -C \cos \sigma & T \cos \phi & 0 \\ -C \sin \sigma & T \sin \phi & 0 \\ -C \cos \sigma & B \cos \phi & L \cos \theta \\ -C \sin \sigma & B \sin \phi & L \sin \theta \\ 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{\sigma} \\ \ddot{\phi} \\ \ddot{\theta} \end{bmatrix} + \overline{\overline{M}} \begin{bmatrix} A \dot{\sigma}^2 \sin \sigma \\ -A \dot{\sigma}^2 \cos \sigma \\ C \dot{\sigma}^2 \sin \sigma - T \dot{\phi}^2 \sin \phi \\ -C \dot{\sigma}^2 \cos \sigma + T \dot{\phi}^2 \cos \phi \\ C \dot{\sigma}^2 \sin \sigma - B \dot{\phi}^2 \sin \phi - L \dot{\theta}^2 \sin \theta \\ -C \dot{\sigma}^2 \cos \sigma + B \dot{\phi}^2 \cos \phi + L \dot{\theta}^2 \cos \theta \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ -M_c g \\ 0 \\ -M_t g \\ 0 \\ -M_l g \\ \tau_s \\ -\tau_s - \tau_h \\ \tau_h \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} f_{x1}^v \\ f_{y1}^v \\ f_{x2}^v \\ f_{y2}^v \\ f_{x3}^v \\ f_{y3}^v \\ \tau_1^v \\ \tau_2^v \\ \tau_3^v \end{bmatrix} \quad (17)$$

$$\text{onde: } \overline{\overline{M}} = \begin{bmatrix} Mc & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & Mc & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & Mt & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & Mt & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & Ml & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & Ml & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & Jc & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & Jr & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & Jl \end{bmatrix} \quad (18)$$

Considerando em um primeiro momento $\tau_s = \tau_h = 0$ e multiplicando os dois membros da Eq. 17 à esquerda pela transposta da matriz Jacobiano (J^T), elimina-se o vetor das forças e momentos vinculares devido ao princípio da ortogonalidade (SCHIEHLEN, 2006). Os termos da equação de movimento na forma matricial ficam:

- Matriz de massa (M)

$$J^T \overline{\overline{M}} J = \begin{bmatrix} McA^2 + MtC^2 + MIC^2 + Jc & -(MtCT + MICB) \cos(\sigma - \phi) & -CMIL \cos(\sigma - \theta) \\ -(MtCT + MICB) \cos(\sigma - \phi) & MtT^2 + MIB^2 + Jr & BMIL \cos(\phi - \theta) \\ -CMIL \cos(\sigma - \theta) & BMIL \cos(\phi - \theta) & MIL^2 + Jl \end{bmatrix} \quad (19)$$

- Vetor de forças generalizadas de Coriolis e giroscópicas ($\overline{\overline{k}}$)

$$J^T \overline{\overline{M}} \dot{J} \dot{q} = \begin{bmatrix} -(MICB + MtCT) \dot{\phi}^2 \sin(\sigma - \phi) - (MICL) \dot{\theta}^2 \sin(\sigma - \theta) \\ (MICB + MtCT) \dot{\sigma}^2 \sin(\sigma - \phi) + (MIBL) \dot{\theta}^2 \sin(\phi - \theta) \\ (MIBL) \dot{\phi}^2 \sin(\theta - \phi) + (MICL) \dot{\sigma}^2 \sin(\sigma - \theta) \end{bmatrix} \quad (20)$$

- Vetor de forças generalizadas (k^e)

$$J^T F^e = \begin{bmatrix} (M_c A + M_l C + M_l C) g \sin \sigma \\ -(M_l T + M_l B) g \sin \phi \\ -M_l L g \sin \theta \end{bmatrix} \cdot \quad (21)$$

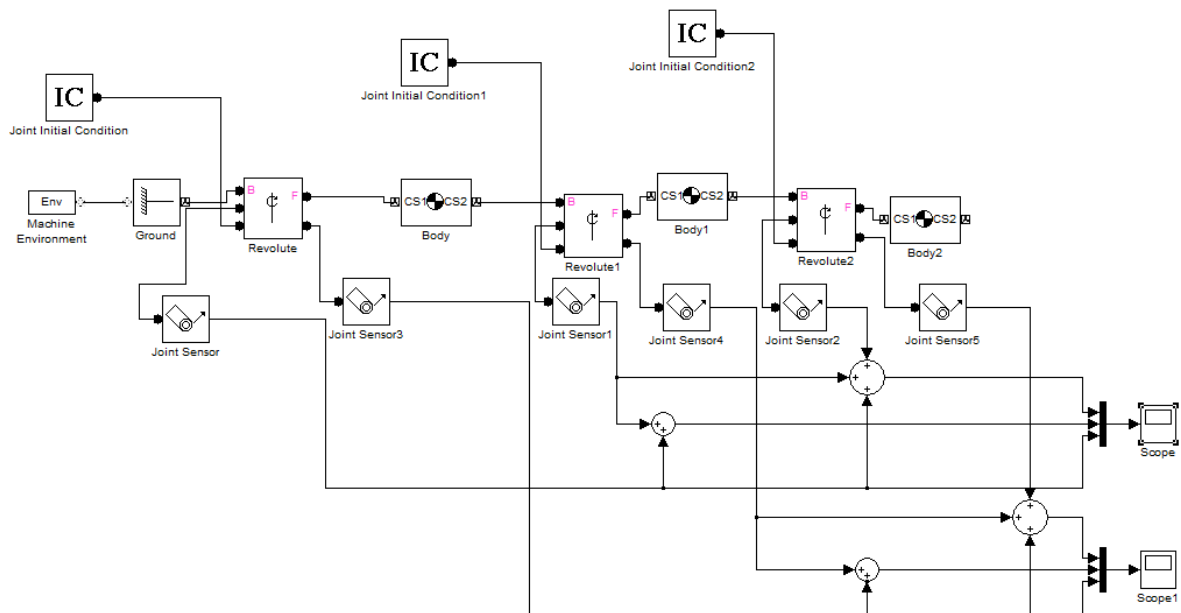
Portanto, a partir da multiplicação à esquerda da Eq. 17 pela matriz Jacobiano, obtêm-se as três equações de movimento do modelo esclerônomo de marcha com muletas rígidas, com momentos no ombro e no quadril nulos,

$$(M_c A^2 + M_l C^2 + M_l C^2 + J_c) \ddot{\sigma} - (M_l C T + M_l C B) \ddot{\phi} \cos(\sigma - \phi) - (M_l C L) \ddot{\theta} \cos(\sigma - \theta) - (M_l C B + M_l C T) \dot{\phi}^2 \sin(\sigma - \phi) - (M_l C L) \dot{\theta}^2 \sin(\sigma - \theta) = (M_c A + M_l C + M_l C) g \sin \sigma \quad (22)$$

$$-(M_l C T + M_l C B) \ddot{\sigma} \cos(\sigma - \phi) + (M_l T^2 + M_l B^2 + J_r) \ddot{\phi} + (M_l B L) \ddot{\theta} \cos(\phi - \theta) + (M_l C B + M_l C T) \dot{\sigma}^2 \sin(\sigma - \phi) + (M_l B L) \dot{\theta}^2 \sin(\phi - \theta) = -(M_l T + M_l B) g \sin \phi \quad (23)$$

$$-(M_l C L) \ddot{\sigma} \cos(\sigma - \theta) + (M_l B L) \ddot{\phi} \cos(\phi - \theta) + (M_l L^2 + J_l) \ddot{\theta} - (M_l B L) \dot{\phi}^2 \sin(\phi - \theta) + (M_l C L) \dot{\sigma}^2 \sin(\sigma - \theta) = -(M_l L) g \sin \theta \quad (24)$$

DIAGRAMA DE BLOCOS NO SIMMECHANICS PARA SIMULAÇÃO DO MODELO DA FASE DE BALANÇO DAS MULETAS CONVENCIONAIS ESCLERÔNOMO



A.1 - Diagrama de blocos no pacote SimMechanics utilizado na simulação da marcha com muletas convencionais para o modelo de 3GDL esclerônomo.

APÊNDICE B

DETERMINAÇÃO DA FUNÇÃO DELTA - FASE DE BALANÇO

Embora a função $\delta(t)$ seja necessária para a simulação, esta não é fornecida no artigo de Rovick e Childress (1988). No artigo são encontrados dois gráficos diferentes para os dados experimentais obtidos para um usuário de muletas que adota a marcha do tipo pendular. Os autores mencionam que podem ter ocorrido erros nas medidas cinemáticas no experimento, ocasionadas por mal posicionamento das marcas alocadas nos corpos para medições angulares, e também por erros na aquisição dessas posições. Por este motivo os próprios autores realizam ajustes às curvas experimentais que julgam a tornar mais realista. A curva experimental adotada no presente trabalho, para a determinação da função $\delta(t)$, é aquela ajustada pelos autores. A partir destes dados, foi gerado um gráfico $\delta(t)$, onde t representa o tempo de 0 a 0,8 s, e calculada uma linha de tendência para obtenção dos coeficientes de um polinômio. Essa linha de tendência deve ter, para sua primeira derivada em função do tempo em $t=0$, um valor próximo ao da tangente calculada para o gráfico de origem. Essa tangente foi calculada utilizando os dois primeiros valores de $\delta(t)$:

$\delta(t) = \square - \sigma (^{\circ})$	$t (s)$
-10,5	0
-10,04	0,03328
-9,53	0,06664

$$tg(\delta) = \frac{-10,04 - (-10,5)}{0,03328 - 0} = 13,82 \text{ }^{\circ}/s = 0,24 \text{ rad/s} \quad (25)$$

Ou seja, derivando uma vez a equação de $\delta(t)$ em função do tempo e substituindo t por zero deve-se chegar a um valor próximo de 13,82 %/s, que representa a velocidade angular inicial do ombro em relação ao tronco. Neste trabalho, um polinômio de sétimo grau proporcionou excelente aproximação aos dados experimentais.

As condições iniciais da simulação do modelo 2GDL reônomo em relação ao modelo 3GDL esclerônomo, também foram alteradas pois seus valores não foram informados em (ROVICK; CHILDRESS, 1988). As posições iniciais usadas neste trabalho foram retiradas diretamente do gráfico de referência para o cálculo da função $\delta(t)$. As velocidades foram

calculadas a partir da tangente no início da curva de posição de cada corpo desse mesmo gráfico.

A função $\delta(t)$ que determina o ângulo entre a muleta e o ombro utilizada em todo o trabalho e suas derivadas primeira e segunda no tempo, em graus, graus/s e graus/s², respectivamente são:

$$\begin{aligned} a) \delta(t) &= -5014,6t^7 + 12143t^6 - 12112t^5 + 6079,1t^4 - 1270,2t^3 + 38,584t^2 + 13,759t - 10,479 \\ b) \dot{\delta}(t) &= -35102,2t^6 + 72858t^5 - 60560t^4 + 24316,4t^3 - 3810,6t^2 + 77,168t + 13,759 \\ c) \ddot{\delta}(t) &= -210613,2t^5 + 364290t^4 - 242240t^3 + 72949,2t^2 - 7621,2t + 77,168 \end{aligned} \quad (26)$$

CONDIÇÕES INICIAIS PARA A SIMULAÇÃO DO MODELO DA FASE DE BALANÇO COM MULETAS CONVENCIONAIS REÔNOMO (COM RESTRIÇÃO CINEMÁTICA NO OMBRO)

$$\begin{aligned} - \sigma &= 1,5^\circ = 0.0262 \text{ rad} \\ - \theta &= -32^\circ = -0.5585 \text{ rad} \\ - \dot{\sigma} &= -28 \text{ }^\circ/\text{s} = -0.4887 \text{ rad/s} \\ - \dot{\theta} &= 20 \text{ }^\circ/\text{s} = 0.3491 \text{ rad/s} \end{aligned} \quad (27)$$

CÁLCULOS E EQUAÇÕES DO MODELO DA FASE DE BALANÇO COM MULETAS CONVENCIONAIS COM RESTRIÇÃO CINEMÁTICA NO OMBRO

$$\text{Corpo 1} \rightarrow r_1 = \begin{bmatrix} -A \sin \sigma \\ A \cos \sigma \end{bmatrix} \quad (28)$$

$$\text{Corpo2} \rightarrow r_2 = \begin{bmatrix} -C \sin \sigma + T \sin(\delta(t) + \sigma) \\ C \cos \sigma - T \cos(\delta(t) + \sigma) \end{bmatrix} \quad (29)$$

$$\text{Corpo3} \rightarrow r_3 = \begin{bmatrix} -C \sin \sigma + B \sin(\delta(t) + \sigma) + L \sin \theta \\ C \cos \sigma - B \cos(\delta(t) + \sigma) - L \cos \theta \end{bmatrix} \quad (30)$$

Posições angulares:

$$\text{Corpo 1} \rightarrow s_1 = \sigma \quad \text{Corpo 2} \rightarrow s_2 = \delta + \sigma \quad \text{Corpo 3} \rightarrow s_3 = \theta \quad (31)$$

Derivadas:

$$\text{Corpo 1} \rightarrow \dot{r}_1 = \begin{bmatrix} -A\dot{\sigma} \cos \sigma \\ -A\dot{\sigma} \sin \sigma \end{bmatrix} \quad (32)$$

$$\text{Corpo 2} \rightarrow \dot{r}_2 = \begin{bmatrix} -C\dot{\sigma} \cos \sigma + T(\dot{\delta}(t) + \dot{\sigma}) \cos(\delta + \sigma) \\ -C\dot{\sigma} \sin \sigma + T(\dot{\delta}(t) + \dot{\sigma}) \sin(\delta + \sigma) \end{bmatrix} \quad (33)$$

$$\text{Corpo 3} \rightarrow \dot{r}_3 = \begin{bmatrix} -C\dot{\sigma} \cos \sigma + B(\dot{\delta}(t) + \dot{\sigma}) \cos(\delta(t) + \sigma) + L\dot{\theta} \cos \theta \\ -C\dot{\sigma} \sin \sigma + B(\dot{\delta}(t) + \dot{\sigma}) \sin(\delta(t) + \sigma) + L\dot{\theta} \sin \theta \end{bmatrix} \quad (34)$$

Velocidades angulares:

$$\text{Corpo 1} \rightarrow \omega_1 = \dot{\sigma} \quad \text{Corpo 2} \rightarrow \omega_2 = \dot{\delta}(t) + \dot{\sigma} \quad \text{Corpo 3} \rightarrow \omega_3 = \dot{\theta} \quad (35)$$

No modelo de 2GDL reônomo o vetor de coordenadas generalizadas passa a ser $q = [\sigma \quad \theta]^T$ e sua primeira derivada no tempo $\dot{q} = [\dot{\sigma} \quad \dot{\theta}]^T$. A matriz Jacobiano agora é:

$$J = \begin{bmatrix} \frac{\partial r_{1,x}}{\partial q_1} & \frac{\partial r_{1,x}}{\partial q_2} \\ \frac{\partial r_{1,y}}{\partial q_1} & \frac{\partial r_{1,y}}{\partial q_2} \\ \frac{\partial r_{2,x}}{\partial q_1} & \frac{\partial r_{2,x}}{\partial q_2} \\ \frac{\partial r_{2,y}}{\partial q_1} & \frac{\partial r_{2,y}}{\partial q_2} \\ \frac{\partial r_{3,x}}{\partial q_1} & \frac{\partial r_{3,x}}{\partial q_2} \\ \frac{\partial r_{3,y}}{\partial q_1} & \frac{\partial r_{3,y}}{\partial q_2} \\ \frac{\partial s_1}{\partial q_1} & \frac{\partial s_1}{\partial q_2} \\ \frac{\partial s_2}{\partial q_1} & \frac{\partial s_2}{\partial q_2} \\ \frac{\partial s_3}{\partial q_1} & \frac{\partial s_3}{\partial q_2} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -A \cos \sigma & 0 \\ -A \sin \sigma & 0 \\ -C \cos \sigma + T \cos(\delta(t) + \sigma) & 0 \\ -C \sin \sigma + T \sin(\delta(t) + \sigma) & 0 \\ -C \cos \sigma + B \cos(\delta(t) + \sigma) & L \cos \theta \\ -C \sin \sigma + B \sin(\delta(t) + \sigma) & L \sin \theta \\ 1 & 0 \\ 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \rightarrow \dot{J} = \begin{bmatrix} A\dot{\sigma} \sin \sigma & 0 \\ -A\dot{\sigma} \cos \sigma & 0 \\ C\dot{\sigma} \sin \sigma - T(\dot{\delta}(t) + \dot{\sigma}) \sin(\delta + \sigma) & 0 \\ -C\dot{\sigma} \cos \sigma + T(\dot{\delta}(t) + \dot{\sigma}) \cos(\delta + \sigma) & 0 \\ C\dot{\sigma} \sin \sigma - B(\dot{\delta}(t) + \dot{\sigma}) \sin(\delta + \sigma) & -L\dot{\theta} \sin \theta \\ -C\dot{\sigma} \cos \sigma + B(\dot{\delta}(t) + \dot{\sigma}) \cos(\delta + \sigma) & L\dot{\theta} \cos \theta \\ 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (36)$$

$$\dot{J}\dot{q} = \begin{bmatrix} A\dot{\sigma}^2 \text{sen}\sigma \\ -A\dot{\sigma}^2 \text{cos}\sigma \\ C\dot{\sigma}^2 \text{sen}\sigma - \dot{\sigma}T(\dot{\delta}(t) + \dot{\sigma})\text{sen}(\delta(t) + \sigma) \\ -C\dot{\sigma}^2 \text{cos}\sigma + \dot{\sigma}T(\dot{\delta}(t) + \dot{\sigma})\text{cos}(\delta(t) + \sigma) \\ C\dot{\sigma}^2 \text{sen}\sigma - \dot{\sigma}B(\dot{\delta}(t) + \dot{\sigma})\text{sen}(\delta(t) + \sigma) - L\dot{\theta}^2 \text{sen}\theta \\ -C\dot{\sigma}^2 \text{cos}\sigma + \dot{\sigma}B(\dot{\delta}(t) + \dot{\sigma})\text{cos}(\delta(t) + \sigma) + L\dot{\theta}^2 \text{cos}\theta \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (37)$$

Analogamente ao que foi feito para o modelo anterior, é aplicado o TMA e TMB, e mantido o vetor de forças externas. Porém, neste caso, não pode ser desprezada a parcela $(\partial^2 q / \partial t^2)$, uma vez que o ângulo do ombro $\delta(t)$ é uma função explícita do tempo e corresponde a um vínculo reônomo:

$$\partial^2 r_1 / \partial t^2 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (38)$$

$$\partial^2 r_2 / \partial t^2 = \begin{bmatrix} T\ddot{\delta}(t) \text{cos}(\delta(t) + \sigma) - T\dot{\delta}(t)^2 \text{sen}(\delta(t) + \sigma) \\ T\ddot{\delta}(t) \text{sen}(\delta(t) + \sigma) + T\dot{\delta}(t)^2 \text{cos}(\delta(t) + \sigma) \end{bmatrix} \quad (39)$$

$$\partial^2 r_3 / \partial t^2 = \begin{bmatrix} B\ddot{\delta} \text{cos}(\delta(t) + \sigma) - B\dot{\delta}(t)^2 \text{sen}(\delta(t) + \sigma) \\ B\ddot{\delta} \text{sen}(\delta(t) + \sigma) + B\dot{\delta}(t)^2 \text{cos}(\delta(t) + \sigma) \end{bmatrix} \quad (40)$$

$$\partial^2 s_1 / \partial t^2 = 0, \quad \partial^2 s_2 / \partial t^2 = \ddot{\delta}(t), \quad \partial^2 s_3 / \partial t^2 = 0 \quad (41)$$

$$\text{Portanto: } \partial^2 q / \partial t^2 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ T\ddot{\delta}(t) \text{cos}(\delta(t) + \sigma) - T\dot{\delta}(t)^2 \text{sen}(\delta(t) + \sigma) \\ T\ddot{\delta}(t) \text{sen}(\delta(t) + \sigma) + T\dot{\delta}(t)^2 \text{cos}(\delta(t) + \sigma) \\ B\ddot{\delta}(t) \text{cos}(\delta(t) + \sigma) - B\dot{\delta}(t)^2 \text{sen}(\delta(t) + \sigma) \\ B\ddot{\delta}(t) \text{sen}(\delta(t) + \sigma) + B\dot{\delta}(t)^2 \text{cos}(\delta(t) + \sigma) \\ 0 \\ \ddot{\delta}(t) \\ 0 \end{bmatrix} \quad (42)$$

A partir da multiplicação das equações de Newton-Euler pela matriz Jacobiano transposta, são encontradas as duas equações de movimento, considerando não nulo o momento no quadril τ_h nas equações:

$$\begin{aligned}
& -M_i g (B \text{sen}(\delta(t) + \sigma) - C \text{sen} \sigma) - M_i g (T \text{sen}(\delta(t) + \sigma) - C \text{sen} \sigma) + M_c A g \text{sen} \sigma = \tau_h + J_r \ddot{\delta}(t) + J_c \ddot{\sigma} + J_r \ddot{\sigma} + \\
& + B^2 M_i \ddot{\delta}(t) + A^2 M_c \ddot{\sigma} + B^2 M_i \ddot{\sigma} + C^2 M_i \ddot{\sigma} + C^2 M_i \ddot{\sigma} + T^2 M_i \ddot{\delta}(t) + T^2 M_i \ddot{\sigma} + \\
& + B L M_i \ddot{\theta} \cos(\delta(t) + \sigma - \theta) - C L M_i \dot{\theta}^2 \text{sen}(\sigma - \theta) - B C M_i \ddot{\delta}(t) \cos \delta(t) - 2 B C M_i \dot{\sigma} \cos \delta(t) - C M_i T \ddot{\delta}(t) \cos \delta(t) - \\
& - 2 C M_i T \dot{\sigma} \cos \delta(t) + B L M_i \dot{\theta}^2 \text{sen}(\delta(t) + \sigma - \theta) - C L M_i \ddot{\theta} \cos(\sigma - \theta) + B C M_i \dot{\delta}(t)^2 \text{sen} \delta(t) + \\
& + C M_i T \dot{\delta}(t)^2 \text{sen} \delta(t) + B C M_i \dot{\delta}(t) \dot{\sigma} \text{sen} \delta(t) + C M_i T \dot{\delta}(t) \dot{\sigma} \text{sen} \delta(t)
\end{aligned} \quad (43)$$

$$\begin{aligned}
& - L M_i g \text{sen} \theta = -\tau_h + \ddot{\theta} (M_i L^2 + J_i) - L M_i (B \dot{\delta}(t)^2 \text{sen}(\delta(t) + \sigma - \theta) - C \dot{\sigma}^2 \text{sen}(\sigma - \theta) - B \ddot{\delta}(t) \cos(\delta(t) + \sigma - \theta) + \\
& + B \dot{\sigma}^2 \text{sen}(\delta(t) + \sigma - \theta) + B \dot{\delta}(t) \dot{\sigma} \text{sen}(\delta(t) + \sigma - \theta)) + L M_i \ddot{\sigma} (B \cos(\delta(t) + \sigma - \theta) - C \cos(\sigma - \theta))
\end{aligned} \quad (44)$$

VERIFICAÇÃO DO MODELO DA FASE DE BALANÇO COM MULETAS CONVENCIONAIS REÔNOMO A PARTIR DO MODELO ESCLERÔNOMO

Devido ao fato de que a mola será adicionada ao modelo de 2 GDL, sua verificação deve ser feita cuidadosamente. Portanto, outro método de cálculo a partir do modelo de 3 GDL esclerônomo foi utilizado pois este último modelo foi verificado com base na aderência a simulações feitas no SimMechanics.

Para isso, as equações de movimento do modelo de 3 GDL esclerônomo podem ser escritas da seguinte maneira:

$$M \begin{bmatrix} \ddot{\sigma} \\ \ddot{\phi} \\ \ddot{\theta} \end{bmatrix} + \bar{k} = k^e, \quad (45)$$

onde $M = J^T \bar{M} J$ é a matriz de massa; $\bar{k} = J^T \bar{M} \dot{J} \dot{q}$ é o vetor de forças generalizadas de Coriolis e giroscópica; $k^e = J^T F^e$ é o vetor de forças generalizadas. Estas equações podem ser representadas da seguinte forma para o modelo de 3 GDL esclerônomo:

$$\begin{bmatrix} M_{1,1} & M_{1,2} & M_{1,3} \\ M_{2,1} & M_{2,2} & M_{2,3} \\ M_{3,1} & M_{3,2} & M_{3,3} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{\sigma} \\ \ddot{\phi} \\ \ddot{\theta} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} k_1 \\ k_2 \\ k_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k_1^e \\ k_2^e \\ k_3^e \end{bmatrix} \Rightarrow \begin{bmatrix} M_{1,1} \\ M_{2,1} \\ M_{3,1} \end{bmatrix} \ddot{\sigma} + \begin{bmatrix} M_{1,2} \\ M_{2,2} \\ M_{3,2} \end{bmatrix} \ddot{\phi} + \begin{bmatrix} M_{1,3} \\ M_{2,3} \\ M_{3,3} \end{bmatrix} \ddot{\theta} + \begin{bmatrix} k_1 \\ k_2 \\ k_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k_1^e \\ k_2^e \\ k_3^e \end{bmatrix} \quad (46)$$

Substituindo $\ddot{\phi} = \ddot{\delta}(t) + \ddot{\sigma}$ na Eq. 46,

$$\begin{bmatrix} M_{1,1} \\ M_{2,1} \\ M_{3,1} \end{bmatrix} \ddot{\sigma} + \begin{bmatrix} M_{1,2} \\ M_{2,2} \\ M_{3,2} \end{bmatrix} (\ddot{\sigma} + \ddot{\delta}(t)) + \begin{bmatrix} M_{1,3} \\ M_{2,3} \\ M_{3,3} \end{bmatrix} \ddot{\theta} + \begin{bmatrix} k_1 \\ k_2 \\ k_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k_1^e \\ k_2^e \\ k_3^e \end{bmatrix} \quad (47)$$

$$\therefore \begin{bmatrix} M_{1,1} + M_{1,2} \\ M_{2,1} + M_{2,2} \\ M_{3,1} + M_{3,2} \end{bmatrix} \ddot{\sigma} + \begin{bmatrix} M_{1,2} \\ M_{2,2} \\ M_{3,2} \end{bmatrix} \ddot{\delta}(t) + \begin{bmatrix} M_{1,3} \\ M_{2,3} \\ M_{3,3} \end{bmatrix} \ddot{\theta} + \begin{bmatrix} k_1 \\ k_2 \\ k_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k_1^e \\ k_2^e \\ k_3^e \end{bmatrix} \quad (48)$$

Como o momento do ombro (τ_s) não deve aparecer nas equações de movimento por ser um momento vincular associado a uma restrição cinemática no modelo 2 GDL reônomo, as duas primeiras equações da Eq. 48 são somadas porque este momento aparece com sinais contrários nestas equações:

$$\begin{bmatrix} M_{1,1} + M_{1,2} + M_{2,1} + M_{2,2} \\ M_{3,1} + M_{3,2} \end{bmatrix} \ddot{\sigma} + \begin{bmatrix} M_{1,2} + M_{2,2} \\ M_{3,2} \end{bmatrix} \ddot{\delta}(t) + \begin{bmatrix} M_{1,3} + M_{2,3} \\ M_{3,3} \end{bmatrix} \ddot{\theta} + \begin{bmatrix} k_1 + k_2 \\ k_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k_1^e + k_2^e \\ k_3^e \end{bmatrix} \quad (49)$$

Rearranjando a Eq. 49, obtêm-se as equações de movimento do modelo de 2 GDL reônomo a partir do modelo de 3 GDL esclerônomo:

$$\begin{bmatrix} M_{1,1} + M_{1,2} + M_{2,1} + M_{2,2} & M_{1,3} + M_{2,3} \\ M_{3,1} + M_{3,2} & M_{3,3} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{\sigma} \\ \ddot{\theta} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} M_{1,2} + M_{2,2} \\ M_{3,2} \end{bmatrix} \ddot{\delta}(t) + \begin{bmatrix} k_1 + k_2 \\ k_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k_1^e + k_2^e \\ k_3^e \end{bmatrix}, \quad (50)$$

onde:

$$\begin{bmatrix} M_{1,1} + M_{1,2} + M_{2,1} + M_{2,2} & M_{1,3} + M_{2,3} \\ M_{3,1} + M_{3,2} & M_{3,3} \end{bmatrix} = J^T \overline{\overline{M}} J, \quad (51)$$

$$\begin{bmatrix} M_{1,2} + M_{2,2} \\ M_{3,2} \end{bmatrix} \ddot{\delta}(t) + \begin{bmatrix} k_1 + k_2 \\ k_3 \end{bmatrix} = J^T \overline{\overline{M}} (J\dot{q} + (\partial^2 q / \partial t^2)), \quad (52)$$

$$\begin{bmatrix} k_1^e + k_2^e \\ k_3^e \end{bmatrix} = J^T F^e \quad (53)$$

e J é a matriz Jacobiano dada na Eq. 36.

OBTENÇÃO DAS EQUAÇÕES DAS FORÇAS VINCULARES PARA O MODELO REÔNOMO DA FASE DE BALANÇO COM MULETAS CONVENCIONAIS

Sendo o vetor de forças vinculares dado por:

$$F^v = [f_{x1}^v \quad f_{y1}^v \quad f_{x2}^v \quad f_{y2}^v \quad f_{x3}^v \quad f_{y3}^v \quad \tau_1^v \quad \tau_2^v \quad \tau_3^v]^T = \bar{Q} \underline{g}, \quad (54)$$

onde \underline{g} é o vetor de forças e momentos vinculares, no caso do modelo de 2GDL reônomo para a muleta convencional, dado por:

$$\underline{g} = [g_{1x} \quad g_{1y} \quad g_{2x} \quad g_{2y} \quad g_{3x} \quad g_{3y} \quad \tau_s]^T \quad (55)$$

e \bar{Q} é a matriz de distribuição, introduzida adiante.

A partir dos diagramas de corpo livre para cada corpo, calculam-se as forças e momentos vinculares como segue:

$$\text{Corpo 1: } f_1^v = \begin{bmatrix} g_{1x} - g_{2x} \\ g_{1y} - g_{2y} \end{bmatrix}; \quad (56)$$

$$\text{Corpo 2: } f_2^v = \begin{bmatrix} g_{1x} - g_{2x} \\ g_{1y} - g_{2y} \end{bmatrix}; \quad (57)$$

$$\text{Corpo 3: } f_3^v = \begin{bmatrix} g_{3x} \\ g_{3y} \end{bmatrix}; \quad (58)$$

Corpo 1:

$$\tau_1^v = Ag_{1y} \text{sen} \sigma + Ag_{1x} \cos \sigma + (C - A)g_{2y} \text{sen} \sigma + (C - A)g_{2x} \cos \sigma + \tau_s; \quad (59)$$

Corpo 2:

$$\tau_2^v = -Tg_{2x} \cos(\delta + \sigma) - Tg_{2y} \text{sen}(\delta + \sigma) - (B - T)g_{3y} \text{sen}(\delta + \sigma) - (B - T)g_{3x} \cos(\delta + \sigma) - \tau_s; \quad (60)$$

Corpo 3:

$$\tau_3^v = -Lg_{3x} \cos \theta - Lg_{3y} \text{sen} \theta; \quad (61)$$

Portanto a matriz \bar{Q} é dada por:

$$\bar{Q} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & -1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & -1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & -1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ A \cos \sigma & A \sin \sigma & (C-A) \cos \sigma & (C-A) \sin \sigma & 0 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & -T \cos(\delta(t) + \sigma) & -T \sin(\delta(t) + \sigma) & -(B-T) \cos(\delta(t) + \sigma) & -(B-T) \sin(\delta(t) + \sigma) & -1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -L \cos \theta & -L \sin \theta & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (62)$$

Substituindo a Eq.54 na Eq.13, têm-se:

$$\bar{M} J \ddot{q} + \bar{k} = F^e + \bar{Q} g, \quad (63)$$

$$\text{onde } \bar{k} = \bar{M} (\dot{J} \dot{q} + (\partial^2 q / \partial t^2)) \quad (64)$$

A Eq. 63 é utilizada para determinar as forças de reação nas articulações. Porém, ela é superdeterminada no vetor g , ou seja, o número de linhas é maior do que o número de colunas. Além disso, é necessário fornecer as acelerações dos corpos rígidos (\ddot{q}). Então, multiplica-se à esquerda os dois membros dessa equação matricial por $\bar{Q}^T \bar{M}^{-1}$, obtendo-se

$$\bar{Q}^T \bar{M}^{-1} \bar{M} J \ddot{q} + \bar{Q}^T \bar{M}^{-1} \bar{k} = \bar{Q}^T \bar{M}^{-1} F^e + \bar{Q}^T \bar{M}^{-1} \bar{Q} g \quad (65)$$

$$\text{Sendo, pelo princípio da ortogonalidade, } \bar{Q}^T \bar{M}^{-1} \bar{M} J \ddot{q} = 0 \quad (66)$$

$$\text{e, portanto, } \bar{Q}^T \bar{M}^{-1} \bar{Q} g + \bar{Q}^T \bar{M}^{-1} F^e = \bar{Q}^T \bar{M}^{-1} \bar{k} \quad (67)$$

Assim, com a Eq. 67 é possível calcular as forças vinculares apenas em função das coordenadas e velocidades generalizadas. Resolvendo para o vetor g :

$$g = N^{-1}(b - a), \quad (68)$$

$$\text{onde: } a = \bar{Q}^T \bar{M}^{-1} F^e, \quad b = \bar{Q}^T \bar{M}^{-1} \bar{k} \quad \text{e} \quad N = \bar{Q}^T \bar{M}^{-1} \bar{Q} \quad (69)$$

A Eq. 68 permite o cálculo das forças e momentos vinculares durante a simulação do modelo.

APÊNDICE C

EQUAÇÕES DO MOVIMENTO DO MODELO REÔNOMO DA FASE DE BALANÇO COM MULETAS ELÁSTICAS

Os vetores posição para o corpo 2 (tronco, pescoço e cabeça) e para o corpo 3 (pernas e pés) foram mantidos os mesmos do modelo das muletas convencionais. No corpo 1 (braços e muletas) a distância A foi substituída por $(C-D)$ na Eq. 5, já que agora o comprimento C passou a ser uma variável:

$$\text{Corpo 1} \rightarrow r_1 = \begin{bmatrix} -A \sin \sigma \\ A \cos \sigma \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -(C-D) \sin \sigma \\ (C-D) \cos \sigma \end{bmatrix}. \quad (70)$$

Com adição do comprimento C como variável, as derivadas de todas as posições foram alteradas do modelo reônomo das muletas convencionais para o modelo reônomo das muletas elásticas:

$$\text{Corpo 1} \rightarrow \dot{r}_1 = \begin{bmatrix} -\dot{C} \sin \sigma - (C-D) \dot{\sigma} \cos \sigma \\ \dot{C} \cos \sigma - (C-D) \dot{\sigma} \sin \sigma \end{bmatrix}; \quad (71)$$

$$\text{Corpo 2} \rightarrow \dot{r}_2 = \begin{bmatrix} -\dot{C} \sin \sigma - C \dot{\sigma} \cos \sigma + T(\dot{\delta}(t) + \dot{\sigma}) \cos(\delta(t) + \sigma) \\ -\dot{C} \cos \sigma - C \dot{\sigma} \sin \sigma + T(\dot{\delta}(t) + \dot{\sigma}) \sin(\delta(t) + \sigma) \end{bmatrix}; \quad (72)$$

$$\text{Corpo 3} \rightarrow \dot{r}_3 = \begin{bmatrix} -\dot{C} \sin \sigma - C \dot{\sigma} \cos \sigma + B(\dot{\delta}(t) + \dot{\sigma}) \cos(\delta(t) + \sigma) + L \dot{\theta} \cos \theta \\ \dot{C} \cos \sigma - C \dot{\sigma} \sin \sigma + B(\dot{\delta}(t) + \dot{\sigma}) \sin(\delta(t) + \sigma) + L \dot{\theta} \sin \theta \end{bmatrix}. \quad (73)$$

As posições e velocidades angulares a serem consideradas são a mesmas daquelas para o modelo da fase de balanço com muletas convencionais.

No modelo das muletas elásticas, o vetor de coordenadas generalizadas passa a ser $q = [\sigma \ \theta \ C]^T$ e sua primeira derivada no tempo $\dot{q} = [\dot{\sigma} \ \dot{\theta} \ \dot{C}]^T$, onde \dot{C} é a taxa de variação no comprimento da mola no tempo. A matriz Jacobiano e sua derivada agora são:

$$J = \begin{bmatrix} \frac{\partial r_{1x}}{\partial q_1} & \frac{\partial r_{1x}}{\partial q_2} & \frac{\partial r_{1x}}{\partial q_3} \\ \frac{\partial r_{1y}}{\partial q_1} & \frac{\partial r_{1y}}{\partial q_2} & \frac{\partial r_{1y}}{\partial q_3} \\ \frac{\partial r_{2x}}{\partial q_1} & \frac{\partial r_{2x}}{\partial q_2} & \frac{\partial r_{2x}}{\partial q_3} \\ \frac{\partial r_{2y}}{\partial q_1} & \frac{\partial r_{2y}}{\partial q_2} & \frac{\partial r_{2y}}{\partial q_3} \\ \frac{\partial r_{3x}}{\partial q_1} & \frac{\partial r_{3x}}{\partial q_2} & \frac{\partial r_{3x}}{\partial q_3} \\ \frac{\partial r_{3y}}{\partial q_1} & \frac{\partial r_{3y}}{\partial q_2} & \frac{\partial r_{3y}}{\partial q_3} \\ \frac{\partial s_1}{\partial q_1} & \frac{\partial s_1}{\partial q_2} & \frac{\partial s_1}{\partial q_3} \\ \frac{\partial s_2}{\partial q_1} & \frac{\partial s_2}{\partial q_2} & \frac{\partial s_2}{\partial q_3} \\ \frac{\partial s_3}{\partial q_1} & \frac{\partial s_3}{\partial q_2} & \frac{\partial s_3}{\partial q_3} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -(C-D)\cos\sigma & 0 & -\text{sen}\sigma \\ -(C-D)\text{sen}\sigma & 0 & \cos\sigma \\ -C\cos\sigma + T\cos(\delta(t) + \phi) & 0 & -\text{sen}\sigma \\ -C\text{sen}\sigma + T\text{sen}(\delta(t) + \phi) & 0 & \cos\sigma \\ -C\cos\sigma + B\cos(\delta(t) + \phi) & L\cos\theta & -\text{sen}\sigma \\ -C\text{sen}\sigma + B\text{sen}(\delta(t) + \phi) & L\text{sen}\theta & \cos\sigma \\ 1 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \quad (74)$$

$$\dot{J} = \begin{bmatrix} -\dot{C}\cos\sigma + (C-D)\dot{\sigma}\text{sen}\sigma & 0 & -\dot{\sigma}\cos\sigma \\ -\dot{C}\text{sen}\sigma - (C-D)\dot{\sigma}\cos\sigma & 0 & -\dot{\sigma}\text{sen}\sigma \\ -\dot{C}\cos\sigma + C\dot{\sigma}\text{sen}\sigma - T(\dot{\delta}(t) + \dot{\sigma})\text{sen}(\delta(t) + \sigma) & 0 & -\dot{\sigma}\cos\sigma \\ -\dot{C}\text{sen}\sigma - C\dot{\sigma}\cos\sigma + T(\dot{\delta}(t) + \dot{\sigma})\cos(\delta(t) + \sigma) & 0 & -\dot{\sigma}\text{sen}\sigma \\ -\dot{C}\cos\sigma + C\dot{\sigma}\text{sen}\sigma - B(\dot{\delta}(t) + \dot{\sigma})\text{sen}(\delta(t) + \sigma) & -L\dot{\theta}\text{sen}\theta & -\dot{\sigma}\cos\sigma \\ -\dot{C}\text{sen}\sigma - C\dot{\sigma}\cos\sigma + B(\dot{\delta}(t) + \dot{\sigma})\cos(\delta(t) + \sigma) & L\dot{\theta}\cos\theta & -\dot{\sigma}\text{sen}\sigma \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (75)$$

O vetor de forças externas também foi alterado em razão da adição do elemento elástico na muleta, pois, com a deformação deste elemento, aparece uma força elástica f_m na direção longitudinal da muleta, externa ao sistema e que pode ser representada nesse vetor através de suas projeções nos eixos horizontal e vertical:

$$F^e = [-f_m\text{sen}\sigma \quad f_m\cos\sigma - M_c g \quad 0 \quad -M_l g \quad 0 \quad -M_l g \quad \tau_s \quad -\tau_s - \tau_h \quad \tau_h]^T \quad (76)$$

A matriz \overline{M} e o vetor $(\partial^2 q / \partial t^2)$ se mantiveram os mesmos em relação ao modelo das muletas convencionais. Resolvendo as operações matriciais da Eq. 13 e multiplicando as

equações à esquerda por J^T , são encontradas as equações de movimento para o modelo da fase de balanço com muletas elásticas:

$$\begin{aligned}
& \ddot{\sigma} + [J_c + J_r + M_l(B \cos(\delta(t) + \sigma) - C \cos \sigma)^2 + M_l(T \cos(\delta(t) + \sigma) - C \cos \sigma)^2 + M_l(B \text{sen}(\delta(t) + \sigma) - C \text{sen} \sigma)^2 + \\
& + M_c(C - D)^2 + M_l(T \text{sen}(\delta(t) + \sigma) - C \text{sen} \sigma)^2] + \ddot{C} \text{sen} \delta(t)(M_l T + B M_l) + L M_l \ddot{\theta} [B \cos(\delta(t) + \sigma - \theta) - C \cos(\sigma - \theta)] = \quad (77) \\
& = C M_c g \text{sen} \sigma - J_r \ddot{\delta}(t) - B^2 M_l \ddot{\delta}(t) - M_l T^2 \ddot{\delta}(t) - B M_l g \text{sen}(\delta(t) + \sigma) - M_l T g \text{sen}(\delta(t) + \sigma) - \tau_h + \\
& + C M_l g \text{sen} \sigma + C M_l g \text{sen} \sigma - D M_c g \text{sen} \sigma - 2 C \dot{C} M_c \dot{\sigma} - 2 C \dot{C} M_l \dot{\sigma} - 2 C \dot{C} M_l \dot{\sigma} + 2 \dot{C} D M_c \dot{\sigma} + C L M_l \dot{\theta}^2 \text{sen}(\sigma - \theta) + \\
& + B C M_l \ddot{\delta}(t) \cos \delta(t) + 2 B \dot{C} M_l \dot{\sigma} \cos \delta(t) + C T M_l \ddot{\delta}(t) \cos \delta(t) + 2 T M_l \dot{C} \dot{\sigma} \cos \delta(t) - B L M_l \dot{\theta}^2 \text{sen}(\delta(t) + \sigma - \theta) - \\
& - B C M_l \dot{\delta}(t)^2 \text{sen} \delta(t) - C T M_l \dot{\delta}(t)^2 \text{sen} \delta(t) - B C M_l \dot{\delta}(t) \dot{\sigma} \text{sen} \delta(t) - C T M_l \dot{\delta}(t) \dot{\sigma} \text{sen} \delta(t)
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
& \ddot{\theta}(M_l L^2 + J_l) - L M_l \ddot{C} \text{sen}(\sigma - \theta) + L M_l \ddot{\sigma}(B \cos(\delta(t) + \sigma - \theta) - C \cos(\sigma - \theta)) = \tau_h - L M_l g \text{sen} \theta - \quad (78) \\
& - B L M_l \dot{\delta}(t) \cos(\delta(t) + \sigma - \theta) - C L M_l \dot{\sigma}^2 \text{sen}(\sigma - \theta) + B L M_l \dot{\delta}(t)^2 \text{sen}(\delta(t) + \sigma - \theta) + B L M_l \dot{\sigma}^2 \text{sen}(\delta(t) + \sigma - \theta) + \\
& + 2 \dot{C} L M_l \dot{\sigma} \cos(\sigma - \theta) + B L M_l \dot{\delta}(t) \dot{\sigma} \text{sen}(\delta(t) + \sigma - \theta)
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
& \ddot{C}(M_c + M_l + M_l) + \ddot{\sigma} \text{sen} \delta(t)(M_l T + M_l B) - L M_l \ddot{\theta} \text{sen}(\sigma - \theta) = f_m + C M_c \dot{\sigma}^2 + C M_l \dot{\sigma}^2 + C M_l \dot{\sigma}^2 - D M_c \dot{\sigma}^2 - \quad (79) \\
& - M_c g \cos \sigma - M_l g \cos \sigma - M_l g \cos \sigma - B M_l \dot{\delta}(t) \text{sen} \delta(t) - T M_l \dot{\delta}(t) \text{sen} \delta(t) - B M_l \dot{\delta}(t)^2 \cos \delta(t) - B M_l \dot{\sigma}^2 \cos \delta(t) - \\
& - T M_l \dot{\delta}(t)^2 \cos \delta(t) - T M_l \dot{\sigma}^2 \cos \delta(t) - L M_l \dot{\theta}^2 \cos(\sigma - \theta) - B M_l \dot{\delta}(t) \dot{\sigma} \cos \delta(t) - T M_l \dot{\delta}(t) \dot{\sigma} \cos \delta(t)
\end{aligned}$$

OBTENÇÃO DAS EQUAÇÕES DAS FORÇAS VINCULARES PARA O MODELO DA FASE DE BALANÇO COM MULETAS ELÁSTICAS REÔNOMO

O vetor de forças e momentos vinculares, no caso do modelo das muletas elásticas, é dado por:

$$g = [g_T \quad g_{2x} \quad g_{2y} \quad g_{3x} \quad g_{3y} \quad \tau_s]^T, \quad (80)$$

onde g_T é a força de reação na ponta da muleta na direção transversal à sua direção longitudinal.

$$\text{Corpo 1: } f_1^v = \begin{bmatrix} g_T \cos \sigma - g_{2x} \\ g_T \text{sen} \sigma - g_{2y} \end{bmatrix}; \quad (81)$$

$$\text{Corpo 2: } f_2^v = \begin{bmatrix} g_{2x} - g_{3x} \\ g_{2y} - g_{3y} \end{bmatrix}; \quad (82)$$

$$\text{Corpo 3: } f_3^v = \begin{bmatrix} g_{3x} \\ g_{3y} \end{bmatrix}; \quad (83)$$

Corpo 1:

$$f_4^v = g_T(C - D) + Dg_{2y} \text{sen} \sigma + Dg_{2x} \cos \sigma + \tau_s; \quad (84)$$

Corpo 2:

$$f_5^v = -T \cos(\delta + \sigma)g_{2x} - T \text{sen}(\delta + \sigma)g_{2y} - (B - T) \text{sen}(\delta + \sigma)g_{3y} - (B - T) \cos(\delta + \sigma)g_{3x} - \tau_s; \quad (85)$$

Corpo 3:

$$f_6^v = -Lg_{3x} \cos \theta - Lg_{3y} \text{sen} \theta; \quad (86)$$

Portanto a matriz \overline{Q} é dada por:

$$\overline{Q} = \begin{bmatrix} \cos \sigma & -1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ \text{sen} \sigma & 0 & -1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \\ (C - D) & D \cos \sigma & D \text{sen} \sigma & 0 & 0 & 1 \\ 0 & -T \cos(\delta(t) + \sigma) & -T \text{sen}(\delta(t) + \sigma) & -(B - T) \cos(\delta(t) + \sigma) & -(B - T) \text{sen}(\delta(t) + \sigma) & -1 \\ 0 & 0 & 0 & -L \cos \theta & -L \text{sen} \theta & 0 \end{bmatrix} \quad (87)$$

Analogamente ao que foi feito para se obter as equações e forças vinculares para o modelo da fase de balanço com muletas convencionais reônomo, as equações de forças vinculares para o modelo da fase de balanço com muletas elásticas são determinadas a partir da Eq. 67 com a utilização do mesmo vetor de derivadas parciais das coordenadas generalizadas em relação do tempo ($\partial^2 q / \partial t^2$). Como feito anteriormente, multiplicam-se os dois membros à esquerda por $\overline{Q}^T \overline{M}^{-1}$ para evitar que a equação seja superdeterminada em \underline{g} .

As equações e forças vinculares resultantes para as muletas elásticas são diferentes daquelas para o modelo com muletas convencionais já que suas matrizes originais são diferentes:

$$\overline{Q}^T \overline{M}^{-1} \overline{M} J \ddot{q} + \overline{Q}^T \overline{M}^{-1} \underline{k} = \overline{Q}^T \overline{M}^{-1} F^e + \overline{Q}^T \overline{M}^{-1} \underline{Q} \underline{g} \quad (88)$$

$$\underline{g} = N^{-1}(b - a), \quad (89)$$

onde:

$$a = \overline{\overline{Q}}^T \overline{\overline{M}}^{-1} F^e \quad b = \overline{\overline{Q}}^T \overline{\overline{M}}^{-1} \overline{\overline{k}} \quad e \quad N = \overline{\overline{Q}}^T \overline{\overline{M}}^{-1} \overline{\overline{Q}} \quad (90)$$

EQUAÇÕES DO MOVIMENTO PARA O MODELO ESCLERÔNOMO DA FASE DE BALANÇO COM MULETAS ELÁSTICAS

As equações do modelo esclerônomo da fase de balanço para as muletas elásticas foram obtidas de maneira análoga ao que foi feito no modelo reônomo deste tipo de muleta. O modelo esclerônomo foi utilizado apenas na simulação do final da fase de balanço até o momento em que o pé atinge o solo. Neste modelo não há restrição cinemática aplicada ao ombro. Portanto, para as muletas elásticas, o modelo esclerônomo da fase de balanço possui quatro graus de liberdade e suas equações são obtidas a partir da Eq. 13, utilizando a mesma matriz $\overline{\overline{M}}$ do modelo reônomo e o mesmo vetor de forças externas e sem o vetor $\partial^2 q / \partial t^2$. No entanto, o Jacobiano, o vetor de coordenadas generalizadas e suas respectivas derivadas no tempo são dados, respectivamente, por:

$$J = \begin{bmatrix} -(C-D)\cos\sigma & 0 & 0 & -\text{sen}\sigma \\ -(C-D)\text{sen}\sigma & 0 & 0 & \cos\sigma \\ -C\cos\sigma & T\cos\phi & 0 & -\text{sen}\sigma \\ -C\text{sen}\sigma & T\text{sen}\phi & 0 & \cos\sigma \\ -C\cos\sigma & B\cos\phi & L\cos\theta & -\text{sen}\sigma \\ -C\text{sen}\sigma & B\text{sen}\phi & L\text{sen}\theta & \cos\sigma \\ 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \Rightarrow \dot{J} = \begin{bmatrix} (C-D)\dot{\sigma}\text{sen}\sigma & 0 & 0 & -\dot{\sigma}\cos\sigma \\ -(C-D)\dot{\sigma}\cos\sigma & 0 & 0 & -\dot{\sigma}\text{sen}\sigma \\ C\dot{\sigma}\text{sen}\sigma & -T\dot{\phi}\text{sen}\phi & 0 & -\dot{\sigma}\cos\sigma \\ -C\dot{\sigma}\cos\sigma & T\dot{\phi}\cos\phi & 0 & -\dot{\sigma}\text{sen}\sigma \\ C\dot{\sigma}\text{sen}\sigma & -B\dot{\phi}\text{sen}\phi & -L\dot{\theta}\text{sen}\theta & -\dot{\sigma}\cos\sigma \\ -C\dot{\sigma}\cos\sigma & B\dot{\phi}\cos\phi & L\dot{\theta}\cos\theta & -\dot{\sigma}\text{sen}\sigma \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (91)$$

$$q = [\sigma \quad \phi \quad \theta \quad C]^T \Rightarrow \dot{q} = [\dot{\sigma} \quad \dot{\phi} \quad \dot{\theta} \quad \dot{C}] \quad (92)$$

APÊNDICE D

Em (RIENER; EDRICH, 1999) foi encontrada a seguinte equação para o momento passivo no quadril (em Nm):

$$M_h = \exp(1,4655 - 0,0034\varphi_K - 0,0750\varphi_H) - \exp(1,3403 - 0,0226\varphi_K + 0,0305\varphi_H) + 8.072 \quad (93)$$

onde φ_H é o ângulo relativo entre o tronco e as coxas e φ_K é o ângulo relativo entre as coxas e as pernas, ambos em graus e positivos no sentido anti-horário. Como é considerado no modelo deste trabalho que o usuário está vestindo uma órtese do tipo KAFO, é desconsiderado o ângulo φ_K , pois a perna fica totalmente estendida em relação à coxa formando um ângulo de 0°. No entanto, há necessidade de adaptação dessa equação para o modelo deste trabalho, onde os ângulos são referenciados ao eixo vertical e não correspondem aos ângulos relativos entre os segmentos como em (RIENER; EDRICH, 1999). Neste trabalho, o ângulo φ_H da equação acima é a diferença entre a posição angular da perna e a posição angular do tronco, ou seja:

$$\varphi_H = \theta - \phi. \quad (94)$$

Portanto, a equação utilizada neste trabalho para representar o momento passivo na articulação do quadril nos modelos (em N.m) é:

$$M_h = \exp(1,4655 - 0,0750(\theta - \phi)) - \exp(1,3403 + 0,0305(\theta - \phi)) + 8.072. \quad (95)$$

COEFICIENTE DE AMORTECIMENTO

Para a determinação de um valor apropriado para o coeficiente de amortecimento, foi utilizada a seguinte relação:

$$F_{cmáx} = -\dot{C}_{máx} d, \quad (96)$$

onde d é o coeficiente de amortecimento, $F_{cmáx}$ é a força máxima de amortecimento atuando nas duas muletas e $\dot{C}_{máx}$ é a taxa máxima de variação do comprimento total da muleta, ou velocidade linear máxima da mola. Esse último valor foi considerado como sendo o máximo valor, em módulo, simulado para o modelo das muletas elásticas não otimizado, com uma

rigidez fixa de 72195 N/m (rigidez ótima encontrada). O valor encontrado para $\dot{C}_{m\acute{a}x}$ foi de 0,0398 m/s. A força máxima de amortecimento foi adotada como sendo 200 N, aproximadamente 21% do peso total do modelo, valor que foi considerado adequado para estudar a influência do amortecimento nos padrões da fase de balanço já que representa um valor significativo em relação às forças transmitidas pela muleta. Portanto, o coeficiente de amortecimento considerado neste estudo é:

$$d = \frac{200}{0,0398} = 5026 \text{ Ns/m.} \quad (97)$$

Como o cálculo foi baseado na força total agindo sobre as muletas, esse é o coeficiente equivalente de uma associação em paralelo de amortecedores. Portanto, para um único amortecedor o coeficiente é de 2513 Ns/m.

APÊNDICE E

EQUAÇÕES DE MOVIMENTO E FORÇAS VINCULARES - FASES DE APOIO DUPLO

MULETAS CONVENCIONAIS

Os modelos aqui tratados serão os das fases de primeiro e segundo apoio duplo. Esses sistemas são tratados como um sistema quatro barras e podem ser resolvidos, de uma forma geral, através do formalismo em (TANG, 2006).

Em um sistema desse tipo, há dois pontos em contato simultâneo com o solo (Figura 44). Por isso, é possível determinar duas restrições de posição dos segmentos do modelo: uma para o eixo horizontal e outra para o eixo vertical, como seguem:

$$\text{Eixo horizontal: } L0 = B\text{sen}\phi - C\text{sen}\sigma + L\text{tsen}\theta \rightarrow B\text{sen}\phi = L0 + C\text{sen}\sigma - L\text{tsen}\theta \quad (98)$$

$$\text{Eixo vertical: } B \cos \phi = C \cos \sigma - Lt \cos \theta \quad (99)$$

Somando-se os quadrados das duas equações acima têm-se:

$$B^2 (\text{sen}^2 \phi + \cos^2 \phi) = (L0 + C\text{sen}\sigma - L\text{tsen}\theta)^2 + (C \cos \sigma - Lt \cos \theta)^2 \quad (100)$$

Desenvolvendo-se as operações matemáticas, obtém-se:

$$0 = -B^2 + L0^2 + C^2 + Lt^2 - 2L0L\text{tsen}\theta + \cos \sigma (-2CLt \cos \theta) + \text{sen}\sigma [2C(L0 - L\text{tsen}\theta)], \quad (101)$$

Agora, introduzem-se as seguintes variáveis

$$\begin{aligned} k1(\theta) &= -2CLt \cos \theta; \\ k2(\theta) &= 2C(L0 - L\text{tsen}\theta); \\ k3(\theta) &= -B^2 + L0^2 + C^2 + Lt^2 - 2L0L\text{tsen}\theta \end{aligned} \quad (102)$$

Substituindo as expressões na Eq. (102) na Eq. (101), obtêm-se a equação de Freudenstein:

$$0 = k3(\theta) + k1(\theta) \cos \sigma + k2(\theta) \text{sen}\sigma \quad (103)$$

$$\text{Adotando-se } t = \text{tg} \frac{\sigma}{2}, \text{ e sendo } \text{sen}\sigma = \frac{2t}{1 + \text{tg}^2 t} \text{ e } \cos \sigma = \frac{1 - t^2}{1 + t^2}, \quad (104)$$

e substituindo-se as equações acima na Eq.103 para obter o valor de t em função de θ , obtém-se:

$$t = \frac{-k2(\theta) \pm \sqrt{k1(\theta)^2 + k2(\theta)^2 - k3(\theta)^2}}{k3(\theta) - k1(\theta)} \quad (105)$$

Portanto:

$$\sigma(\theta) = 2arctg\left(\frac{-k2(\theta) \pm \sqrt{k1(\theta)^2 + k2(\theta)^2 - k3(\theta)^2}}{k3(\theta) - k1(\theta)}\right). \quad (106)$$

Das Eqs. 98, 99, têm-se:

$$\phi(\sigma, \theta) = arctg\left(\frac{L0 + Csen\sigma - Ltsen\theta}{C \cos \sigma - Lt \cos \theta}\right) \quad (107)$$

Nota-se das equações 106 e 107 que a partir do valor para o ângulo θ é possível determinar os ângulos σ e ϕ . Essas equações são válidas para os dois modelos de apoio duplo, sendo que, na primeira fase de apoio duplo o sinal da distância L_0 é positivo, enquanto na segunda fase de apoio duplo é negativo. Essa alteração é feita apenas na entrada dessa distância nas equações, porque seu valor não aparece nas equações de movimento nem nas de forças vinculares.

Outra diferença entre as duas fases de apoio duplo para a geração das equações de movimentos e forças de reação está no sinal da raiz quadrada da Eq. 106. Para a primeira fase de apoio duplo, esse sinal é negativo, e para segunda fase é positivo. A escolha deste sinal foi feita baseada nos resultados obtidos nessas duas fases quando trocados os sinais da raiz quadrada. De fato, os resultados das figuras abaixo mostram que, quando feita a troca de sinais, os modelos executam movimentos irrealistas.



E.1 - Ilustrações da primeira e segunda fase com sinal da raiz quadrada invertido. À esquerda, a primeira fase de apoio duplo com sinal positivo adotado na Eq. (105); à direita, a segunda fase de apoio duplo com sinal negativo adotado na Eq. (105).

Outro ponto importante a ser comentado é que, como na marcha com muletas é praticamente impossível que o ângulo θ apresente valores maiores do que 180° para este modelo, não é considerado o arco-tangente em 4-quadrantes. Por isso, na Eq.106 aparece apenas \arctg e não $\arctg2$ como em (TANG, 2010). Também por esse motivo o ângulo θ foi escolhido como coordenada generalizada, uma vez que o ângulo σ permitiria ângulos maiores e provavelmente necessitaria da utilização do $\arctg2$, podendo causar problemas de implementação.

Devido ao fato de as equações de movimento derivadas para este caso serem excessivamente extensas, estas não serão colocadas neste trabalho. Apenas o procedimento para obtê-las é descrito: a) utilizar os mesmos vetores de posição, a mesma matriz $\overline{\overline{M}}$, e os mesmos vetores de forças resultantes externas F^e do modelo com muletas convencionais esclerônomo; b) calcular a matriz Jacobiano através da derivada parcial desses vetores em função da coordenada generalizada θ ; c) a partir do Jacobiano calculado, determinar seu transposto e sua primeira derivada no tempo; d) através deste último, da matriz $\overline{\overline{M}}$ e da primeira derivada no tempo do vetor de coordenadas generalizadas, encontra-se o vetor $\overline{\underline{k}}$ através da Eq.64; e) substituir essas matrizes e vetores na Eq. 13 e multiplicar à esquerda por J^T , o que resulta na única equação de movimento do modelo, uma vez que ele possui apenas um grau de liberdade.

As equações de forças vinculares, tanto da primeira como da segunda fase de apoio duplo, podem ser obtidas através dos modelos destas fases, e analogamente ao que foi feito para a determinação das equações de forças vinculares para a fase de balanço. O vetor de

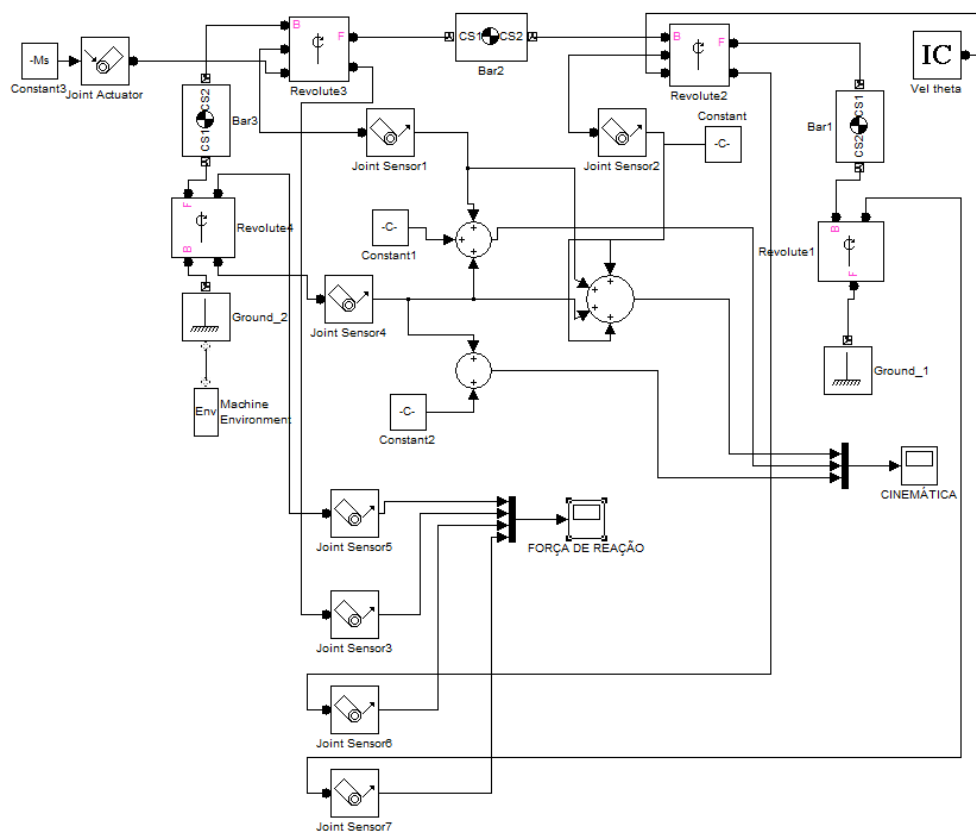
forças e momentos vinculares e a matriz de distribuição, no caso do modelo da fase de apoio duplo com muletas convencionais são dados, respectivamente, por:

$$\underline{g} = [g_{1x} \quad g_{1y} \quad g_{2x} \quad g_{2y} \quad g_{3x} \quad g_{3y} \quad g_{4x} \quad g_{4y}]^T \quad (108)$$

$$\bar{Q} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & -1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & -1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & -1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & -1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & -1 \\ A \cos \sigma & A \sin \sigma & (C-A) \cos \sigma & (C-A) \sin \sigma & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -T \cos \phi & -T \sin \phi & -(B-T) \cos \phi & -(B-T) \sin \phi & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -L \cos \theta & -L \sin \theta & -(L-T) \cos \theta & -(L-T) \sin \theta & 0 \end{bmatrix} \quad (109)$$

A partir da matriz \bar{Q} , calcula-se sua transposta e com estas duas matrizes e aquelas utilizadas no cálculo das equações de movimento, são encontradas as equações de forças vinculares através da Eq.67.

BLOCO SIMMECHANICS - FASES DE APOIO DUPLO



E.2 - Diagrama de blocos utilizado na simulação das fases de duplo apoio com muletas convencionais.

MULETAS ELÁSTICAS

Analogamente ao que foi feito para as muletas convencionais, o mesmo formalismo é aplicado na obtenção das equações de movimento das muletas elásticas. No entanto, agora há uma nova coordenada generalizada representada por C , comprimento da muleta, devido ao elemento elástico adicionado a este corpo. Portanto, os cálculos das posições dos ângulos σ e ϕ são obtidos em função do ângulo θ e do comprimento C de acordo com o que segue abaixo:

$$\begin{aligned} k1(\theta, C) &= -2CLt \cos \theta; \\ k2(\theta, C) &= 2C(L0 - Lt \sin \theta); \\ k3(\theta, C) &= -B^2 + L0^2 + C^2 + Lt^2 - 2L0Lt \sin \theta \end{aligned} \quad (110)$$

$$\sigma(\theta, C) = 2 \arctg \left(\frac{-k2(\theta, C) \pm \sqrt{k1(\theta, C)^2 + k2(\theta, C)^2 - k3(\theta, C)^2}}{k3(\theta, C) - k1(\theta, C)} \right) \quad (111)$$

$$\phi(\sigma, \theta, C) = \arctg \left(\frac{L0 + C \sin \sigma - Lt \sin \theta}{C \cos \sigma - Lt \cos \theta} \right) \quad (112)$$

As mesmas considerações feitas anteriormente para as muletas convencionais em relação à escolha do ângulo θ como coordenada generalizada, além do comprimento da muleta, são válidas no caso das muletas elásticas. Assim como feito e justificado anteriormente para o modelo com muletas convencionais, escolheu-se o sinal positivo antes da raiz na Eq. 111 para a segunda fase de apoio duplo e o sinal negativo para a primeira fase de apoio duplo.

Devido ao fato das equações de movimento obtidas serem excessivamente extensas, elas não serão colocadas neste trabalho. Apenas o procedimento para obtê-las é descrito: a) utilizar os vetores de posição, a mesma matriz $\overline{\overline{M}}$, e o mesmo vetor de forças resultantes externas F^e do modelo da fase de balanço das muletas elásticas; b) calcular a matriz Jacobiano através da derivada parcial desses vetores de posição em função das coordenadas generalizadas θ e C ; c) a partir do Jacobiano calculado, determinar seu transposto e sua primeira derivada no tempo; d) através deste último, da matriz $\overline{\overline{M}}$ e da primeira derivada no tempo do vetor de coordenadas generalizadas, encontra-se o vetor $\overline{\underline{k}}$ através da Eq.64; e)

substituir essas matrizes e vetores na Eq. 13 e multiplicar a esquerda por J^T , o que resulta nas duas equações de movimento referentes ao modelo de dois graus de liberdade.

A determinação das equações de forças vinculares para as duas fases de apoio duplo das muletas elásticas obedecem o mesmo formalismo utilizado para o modelo com muletas convencionais. Porém, neste caso, são utilizados o vetor de forças vinculares e a matriz de distribuição abaixo:

$$\underline{g} = [g_T \quad g_{2x} \quad g_{2y} \quad g_{3x} \quad g_{3y} \quad g_{4x} \quad g_{4y}]^T \quad (113)$$

$$\bar{Q} = \begin{bmatrix} \cos \sigma & -1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ \text{sen} \sigma & 0 & -1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & -1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & -1 \\ (C-D) & D \cos \sigma & D \text{sen} \sigma & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -T \cos \phi & -T \text{sen} \phi & -(B-T) \cos \phi & -(B-T) \text{sen} \phi & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -L \cos \theta & -L \text{sen} \theta & -(L_r - L) \cos \theta & -(L_r - L) \text{sen} \theta \end{bmatrix} \quad (114)$$

APÊNDICE F

TRATAMENTO DO IMPACTO DO CALCANHAR COM O SOLO

As equações utilizadas neste tratamento de impacto foram adaptadas de (SCHIEHLEN; SEIFRIED; EBERHARD, 2006). Para o tratamento do impacto, as equações de movimento podem ser escritas da seguinte forma:

$$M\ddot{q} + \bar{k} = k^e + w_N F_N + w_T F_T, \quad (115)$$

onde F_N e F_T são as forças de impacto, respectivamente, nas direções normal (vertical) e tangencial (horizontal) às superfícies de contato e w_N e w_T projetam a direção destas forças no espaço das forças generalizadas.

MULETAS CONVENCIONAIS

Para a situação de marcha onde acontecem as fases de apoio duplo, a matriz M e os vetores \ddot{q} , \bar{k} e k^e , no impacto do calcanhar com o solo, são obtidos com as Eqs. 19, 20 e 21 e as matrizes do modelo da fase de balanço, com exceção da matriz Jacobiano demonstrada mais adiante. No impacto há uma mudança brusca de velocidade enquanto as posições permanecem inalteradas. Portanto, a equação matricial acima pode ser integrada durante o evento da colisão da seguinte maneira:

$$\lim_{t_e \rightarrow t_s} \int_{t_s}^{t_e} (M\ddot{q} + \bar{k} - k^e - w_N F_N - w_T F_T) dt = M(\dot{q}_e - \dot{q}_s) - w_N \Delta P_N - w_T \Delta P_T = 0, \quad (116)$$

onde ΔP_N e ΔP_T são os impulsos gerados pelas forças de impacto normal e tangencial, respectivamente. Durante o impacto instantâneo, as forças generalizadas em k^e e as forças generalizadas de Coriolis e giroscópicas \bar{k} tornam-se desprezíveis em relação a magnitude das forças de impacto, que tendem a infinito. Por este motivo, os vetores k^e e \bar{k} somem da equação no tratamento do impacto (SCHIEHLEN; SEIFRIED; EBERHARD, 2006). Os índices e e s representam o instante imediatamente posterior e anterior ao impacto, respectivamente. Os impulsos gerados pelas forças de impacto são dados por:

$$\begin{aligned} \Delta P_N &= \lim_{t_e \rightarrow t_s} \int_{t_s}^{t_e} F_N dt \\ \Delta P_T &= \lim_{t_e \rightarrow t_s} \int_{t_s}^{t_e} F_T dt \end{aligned} \quad (117)$$

As velocidades relativas nas direções normal e tangencial são dadas pelas suas respectivas velocidades relativas de aproximação entre os corpos que sofrerão impacto que, para sistema esclerônomo, são dadas por:

$$\dot{g}_N = w_N^T \dot{q} \quad \text{e} \quad \dot{g}_T = w_T^T \dot{q}. \quad (118)$$

Portanto a relação entre a variação de velocidades das coordenadas generalizadas e a variação das velocidades normal e tangencial são dadas por:

$$\dot{g}_{Ne} - \dot{g}_{Ns} = w_N^T (\dot{q}_e - \dot{q}_s) \quad \text{e} \quad \dot{g}_{Te} - \dot{g}_{Ts} = w_T^T (\dot{q}_e - \dot{q}_s) \quad (119)$$

Mas como o impacto neste trabalho é considerado perfeitamente inelástico, ou seja, não há escorregamento entre os corpos durante e após o choque, as velocidades de aproximação imediatamente após o impacto \dot{g}_{Ne} e \dot{g}_{Te} são nulas e:

$$-\dot{g}_{Ns} = w_N^T (\dot{q}_e - \dot{q}_s) \quad \text{e} \quad -\dot{g}_{Ts} = w_T^T (\dot{q}_e - \dot{q}_s) \quad (120)$$

Colocando a Eq.116 na forma matricial, têm-se:

$$M(\dot{q}_e - \dot{q}_s) = [w_N \quad w_T] \begin{bmatrix} \Delta P_N \\ \Delta P_T \end{bmatrix} \Rightarrow \dot{q}_s = \dot{q}_e - M^{-1} [w_N \quad w_T] \begin{bmatrix} \Delta P_N \\ \Delta P_T \end{bmatrix} \quad (121)$$

Multiplicando os dois membros à esquerda por w_N^T e também por w_T^T , separadamente:

$$w_N^T \dot{q}_s = w_N^T \dot{q}_e - w_N^T M^{-1} [w_N \quad w_T] \begin{bmatrix} \Delta P_N \\ \Delta P_T \end{bmatrix}; \quad w_T^T \dot{q}_s = w_T^T \dot{q}_e - w_T^T M^{-1} [w_N \quad w_T] \begin{bmatrix} \Delta P_N \\ \Delta P_T \end{bmatrix} \quad (122)$$

$$\text{Mas } w_N^T \dot{q}_e = \dot{g}_{Ne} = 0 \quad \text{e} \quad w_T^T \dot{q}_e = \dot{g}_{Te} = 0 \quad (123)$$

Logo, as Eqs. 123 substituídas nas Eqs. 122, e colocadas em forma matricial ficam:

$$\begin{bmatrix} w_N^T \dot{q}_s \\ w_T^T \dot{q}_s \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -w_N^T M^{-1} [w_N \quad w_T] \\ -w_T^T M^{-1} [w_N \quad w_T] \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Delta P_N \\ \Delta P_T \end{bmatrix} \Rightarrow \begin{bmatrix} \Delta P_N \\ \Delta P_T \end{bmatrix} = A^{-1} \begin{bmatrix} w_N^T \\ w_T^T \end{bmatrix} \dot{q}_s, \quad (124)$$

$$\text{onde } A = \begin{bmatrix} -w_N^T M^{-1} [w_N \quad w_T] \\ -w_T^T M^{-1} [w_N \quad w_T] \end{bmatrix} \quad (125)$$

Substituindo a Eq.124 na Eq. 121, obtém-se:

$$M(\dot{q}_e - \dot{q}_s) = [w_N \quad w_T] A^{-1} \begin{bmatrix} w_N^T \\ w_T^T \end{bmatrix} \dot{q}_s \Rightarrow \dot{q}_e = \dot{q}_s + M^{-1} [w_N \quad w_T] A^{-1} \begin{bmatrix} w_N^T \\ w_T^T \end{bmatrix} \dot{q}_s. \quad (126)$$

Através da Eq. 126 é possível encontrar os valores para as velocidades das coordenadas generalizadas imediatamente após o impacto em função das velocidades generalizadas imediatamente anteriores ao impacto. Os vetores w_N e w_T são obtidos através da multiplicação à esquerda da matriz Jacobiano transposta (J^T), respectivamente, pelos seguintes vetores:

$$\text{para a força normal: } [0 \quad 0 \quad 0 \quad 0 \quad 0 \quad 1 \quad 0 \quad 0 \quad (Lt - L)\text{sen}\theta_s]^T \quad (127)$$

$$\text{para a força tangencial: } [0 \quad 0 \quad 0 \quad 0 \quad 1 \quad 0 \quad 0 \quad 0 \quad (Lt - L)\text{cos}\theta_s]^T \quad (128)$$

onde θ_s representa a posição angular da perna no instante do impacto. A matriz Jacobiano utilizada para o este cálculo é pouco diferente da matriz correspondente ao modelo da fase de balanço porque agora são considerados mais dois graus de liberdade, representados pelas posições, horizontal e vertical, da ponta da muleta. Devido a isso, também entram no cálculo a primeira derivada no tempo dessas novas coordenadas generalizadas que tiveram seus valores iniciais considerados nulos no instante em que o pé colide com o solo.

$$J = \begin{bmatrix} 1 & 0 & -A\cos\sigma & 0 & 0 \\ 0 & 1 & -A\text{sen}\sigma & 0 & 0 \\ 1 & 0 & -C\cos\sigma & T\cos\phi & 0 \\ 0 & 1 & -C\text{sen}\sigma & T\text{sen}\phi & 0 \\ 1 & 0 & -C\cos\sigma & B\cos\phi & L\cos\theta \\ 0 & 1 & -C\text{sen}\sigma & B\text{sen}\phi & L\text{sen}\theta \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (129)$$

MULETAS ELÁSTICAS

O mesmo formalismo utilizado no tratamento do impacto dos pés com o solo para as muletas convencionais pode ser utilizado para o modelo com muletas elásticas. No entanto, devido ao fato do comprimento da muleta ser variável, não foram utilizadas as posições, vertical e horizontal, da ponta deste corpo como coordenada generalizada, mas sim seu centro

de massa. Com isso, o modelo das muletas elásticas para o tratamento do impacto dos pés com o solo passou a ter 5 GDL. Assim como para a fase de balanço com muletas elásticas, a distância relativa D do centro de massa da muleta em relação ao ombro é considerada constante. Portanto, o Jacobiano utilizado foi:

$$J = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & -D \cos \sigma & T \cos \phi & 0 \\ 0 & 1 & -D \sin \sigma & T \sin \phi & 0 \\ 1 & 0 & -D \cos \sigma & B \cos \phi & L \cos \theta \\ 0 & 1 & -D \sin \sigma & B \sin \phi & L \sin \theta \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (130)$$

A consideração das posições, vertical e horizontal, do centro de massa do corpo composto pelas muletas e braços gerou a necessidade de se calcular a velocidade deste ponto nestas duas direções, imediatamente anteriores ao impacto. Para isso utilizou-se a fórmula de Poisson de forma a obter as velocidades, horizontal e vertical, do centro de massa a partir da velocidade angular do corpo $\dot{\sigma}_s$, como é mostrado abaixo:

- velocidade horizontal do centro de massa do corpo muletas+braços imediatamente anterior ao impacto dos pés com o solo

$$\dot{x}_{CMs} = -\dot{C}_s \sin \sigma_s - \dot{\sigma}_s (C_s - D) \cos \sigma_s \quad (131)$$

- velocidade vertical do centro de massa do corpo muletas+braços imediatamente anterior ao impacto dos pés com o solo

$$\dot{y}_{CMs} = -\dot{C}_s \cos \sigma_s + \dot{\sigma}_s (C_s - D) (-\sin \sigma_s) \quad (132)$$

onde o índice s representa os valores imediatamente anteriores ao impacto

APÊNDICE G

EQUAÇÕES DE MOVIMENTO E DE FORÇAS VINCULARES - FASE DE APOIO SIMPLES

CONDIÇÕES INICIAIS DE SIMULAÇÃO

$$\sigma = 15,2^\circ; \theta = 10,75^\circ; \phi = -1,84^\circ; \dot{\sigma} = 50 \text{ %/s}; \dot{\theta} = -80 \text{ %/s}; \dot{\phi} = 30 \text{ %/s};$$

$$\text{tempo de duração da fase: } t_{as} = 0,44 \text{ s}$$

Os cálculos realizados a seguir são utilizados tanto para a derivação da equações de movimento para o modelo com muletas convencionais como para o modelo com muletas elásticas. Esta consideração é válida porque é considerada constante a distância D do ombro ao centro de massa do corpo representado pelas muletas e braços. No modelo de apoio simples, o pé passa a ser considerado a origem do referencial do modelo. Por isso, todas as matrizes que compõem as equações de movimento sofrem alterações como segue:

$$\underline{\underline{M}} = \begin{bmatrix} Ml & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & Ml & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & Mt & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & Mt & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & Mc & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & Mc & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & Jl & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & Jr & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & Jc \end{bmatrix} \quad (133)$$

- Jacobiano e primeira derivadas em relação ao tempo:

$$J = \begin{bmatrix} -(Lt-L)\cos\theta & 0 & 0 \\ -(Lt-L)\text{sen}\theta & 0 & 0 \\ -Lt\cos\theta & -(B-T)\cos\phi & 0 \\ -L\text{tsen}\theta & -(B-T)T\text{sen}\phi & 0 \\ -Lt\cos\theta & -B\cos\phi & D\cos\sigma \\ -L\text{tsen}\theta & -B\text{sen}\phi & D\text{sen}\sigma \\ 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \rightarrow \dot{J} = \begin{bmatrix} (Lt-L)\dot{\theta}\text{sen}\theta & 0 & 0 \\ -(Lt-L)\dot{\theta}\cos\theta & 0 & 0 \\ Lt\dot{\theta}\text{sen}\theta & (B-T)\dot{\phi}\text{sen}\phi & 0 \\ -Lt\dot{\theta}\cos\theta & -(B-T)\dot{\phi}\cos\phi & 0 \\ Lt\dot{\theta}\text{sen}\theta & B\dot{\phi}\text{sen}\phi & -D\dot{\sigma}\text{sen}\sigma \\ -L\dot{\theta}\cos\theta & -B\dot{\phi}\cos\phi & -D\dot{\sigma}\cos\sigma \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (134)$$

- Vetor de forças externas resultantes:

$$F^e = [0 \quad -M_l g \quad 0 \quad -M_t g \quad 0 \quad -M_c g \quad \tau_h \quad -\tau_s - \tau_h \quad \tau_s]^T \quad (135)$$

- Matriz de massa (M):

$$J^T \overline{\overline{M}} J = \begin{bmatrix} MI(L - Lt)^2 + MtLt^2 + McLt^2 + JI & Lt(McB - MtT + MtB) \cos(\phi - \theta) & - LtMcD \cos(\sigma - \theta) \\ Lt(BMc - MtT + BMt) \cos(\phi - \theta) & Mt(B - T)^2 + McB^2 + Jr & BMcD \cos(\phi - \sigma) \\ DMcLt \cos(\sigma - \theta) & BMcD \cos(\phi - \sigma) & McD^2 + Jc \end{bmatrix} \quad (136)$$

- Vetor de forças generalizadas de Coriolis e giroscópicas ($\overline{\overline{k}}$):

$$J^T \overline{\overline{M}} \dot{J} \dot{q} = \begin{bmatrix} DMcLt \dot{\sigma}^2 \sin(\sigma - \theta) + (-BMtLt - BMcLt + LtMtT) \dot{\phi}^2 \sin(\phi - \theta) \\ - BDMc \dot{\sigma}^2 \sin(\phi - \sigma) + (BMcLt + BMtLt - LtMtT) \dot{\theta}^2 \sin(\phi - \theta) \\ - DMc[B \dot{\phi}^2 \sin(\phi - \sigma) - Lt \dot{\theta}^2 \sin(\sigma - \theta)] \end{bmatrix} \quad (137)$$

- Vetor de forças generalizadas (k^e):

$$J^T F^e = \begin{bmatrix} M_h + [LtMc + LtMt - MI(L - Lt)] g \sin \theta \\ - M_s - M_h + [Mt(B - T) + McB] g \sin \phi \\ M_s + McD g \sin \sigma \end{bmatrix} \quad (138)$$

A partir das equações acima, são encontradas as equações de movimento na forma $M\ddot{q} + \overline{\overline{k}} = k^e$, para um vetor de aceleração de coordenadas generalizadas definido por $\ddot{q} = [\ddot{\theta} \quad \ddot{\phi} \quad \ddot{\sigma}]$, no caso da fase de apoio simples.

A matriz de distribuição e o vetor de forças vinculares também sofrem modificações:

$$\overline{\overline{Q}} = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -1 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -1 \\ -(L - L) \cos \theta & -(L - L) \sin \theta & -L \cos \theta & -L \sin \theta & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -\cos \phi (B - T) & -\sin \phi (B - T) & -T \cos \phi & -T \sin \phi \\ 0 & 0 & 0 & \theta & (C - A) \cos \sigma & (C - A) \sin \sigma \end{bmatrix} \quad (139)$$

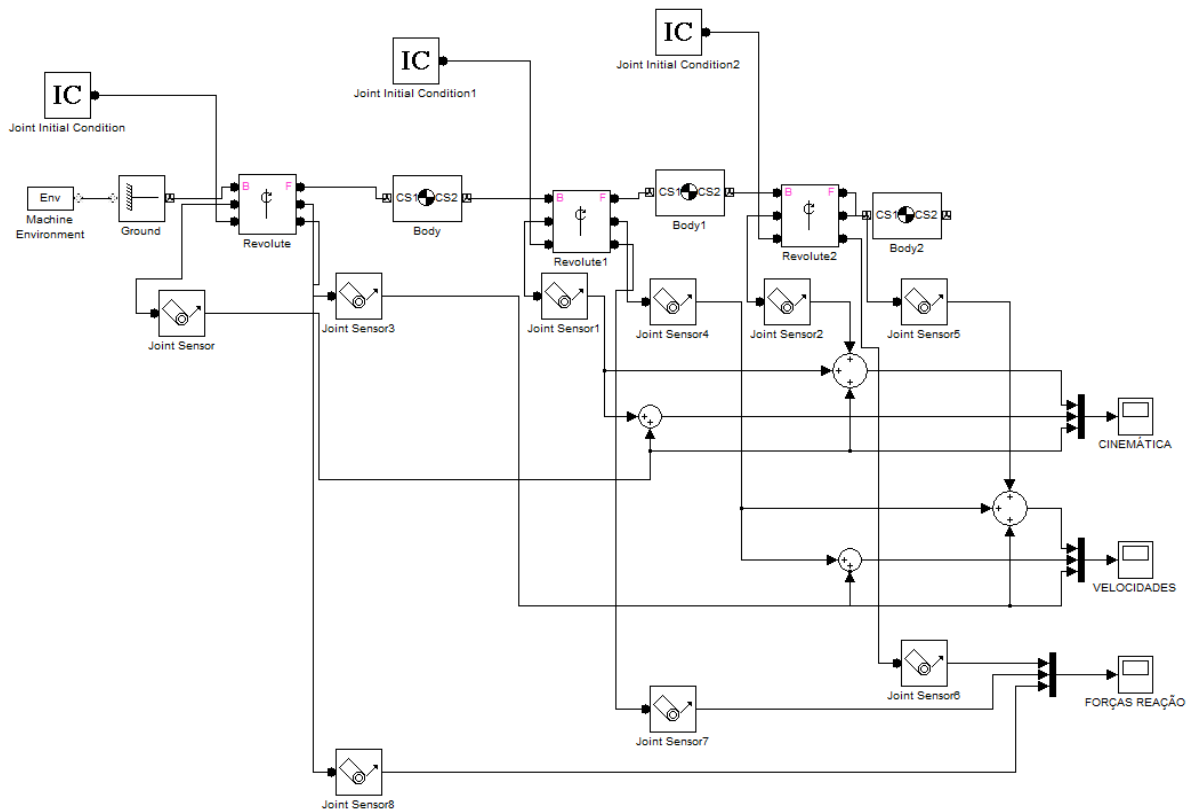
$$\underline{g} = [g_{4x} \quad g_{4y} \quad g_{3x} \quad g_{3y} \quad g_{2x} \quad g_{2y}]^T \quad (140)$$

Essas duas equações são aplicadas à Eq.65, juntamente com as matrizes anteriores para obtenção das equações de forças vinculares.

O momento τ_s aplicado no ombro na fase de apoio simples na simulação da marcha completa com muletas convencionais, para $t > 0,01$, foi definido segundo:

$$\tau_s(t) = \frac{(t - 0,25)^2}{(-8,252 \times 10^{-4})} + 60 \quad (141)$$

DIAGRAMA DE BLOCO SIMMECHANICS FASE APOIO SIMPLES



E.3 - Diagrama de blocos no SimMechanics utilizado na simulação da fase de apoio simples para um modelo 3 GDL esclerônomo.

APÊNDICE H

TRATAMENTO DO IMPACTO DA MULETA COM O SOLO

MULETAS CONVENCIONAIS

O tratamento feito para este impacto é análogo àquele realizado para tratar o impacto do calcanhar com o solo. Porém, a matriz $\overline{\overline{M}}$ e os vetores $\overline{\overline{q}}$, $\overline{\overline{k}}$ e k^e que devem ser utilizados, no caso onde ocorre a fase de apoio duplo, são obtidos com as Eqs. 19, 20 e 21 e as matrizes do modelo da fase de apoio simples, mostradas anteriormente. A matriz Jacobiano difere da matriz usada na fase de apoio simples porque agora também são consideradas as posições, vertical e horizontal, dos pés. Portanto, o novo Jacobiano a ser considerado no tratamento de impacto das muletas convencionais com o solo é:

$$J = \begin{bmatrix} -1 & 0 & -(L_t - L)\cos\theta & 0 & 0 \\ 0 & 1 & -(L_t - L)\text{sen}\theta & 0 & 0 \\ -1 & 0 & -L_t\cos\theta & -(B - T)\cos\phi & 0 \\ 0 & 1 & -L_t\text{sen}\theta & -(B - T)\text{sen}\phi & 0 \\ -1 & 0 & -L_t\cos\theta & -B\cos\phi & (C - A)\cos\sigma \\ 0 & 1 & -L_t\text{sen}\theta & -B\text{sen}\phi & (C - A)\text{sen}\sigma \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (142)$$

Os vetores que projetam as forças de impacto, normal e transversal, no espaço das forças generalizadas, usados no cálculo de w_N e w_T , são:

$$\text{para a força normal: } [0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 1 \ 0 \ 0 \ (C - D)\text{sen}\sigma_s]^T \quad (143)$$

$$\text{para a força tangencial: } [0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 1 \ 0 \ 0 \ 0 \ (C - D)\cos\sigma_s]^T \quad (144)$$

onde σ_s representa a posição angular da muleta no instante do impacto.

MULETAS ELÁSTICAS

O tratamento do impacto das muletas elásticas é um pouco diferente do que foi utilizado para as muletas convencionais, uma vez que a mola absorve o impacto na direção do

eixo longitudinal da muleta. Portanto, é considerada apenas a força de impacto transversal ao eixo da muleta e a parcela $w_N F_N$ da Eq. 115 não aparece. Logo:

$$M\ddot{q} + \bar{k} = k^e + w_T F_T, \quad (145)$$

onde F_T é agora a força de impacto na direção transversal ao eixo longitudinal da muleta.

Analogamente ao que foi feito para as muletas convencionais têm-se:

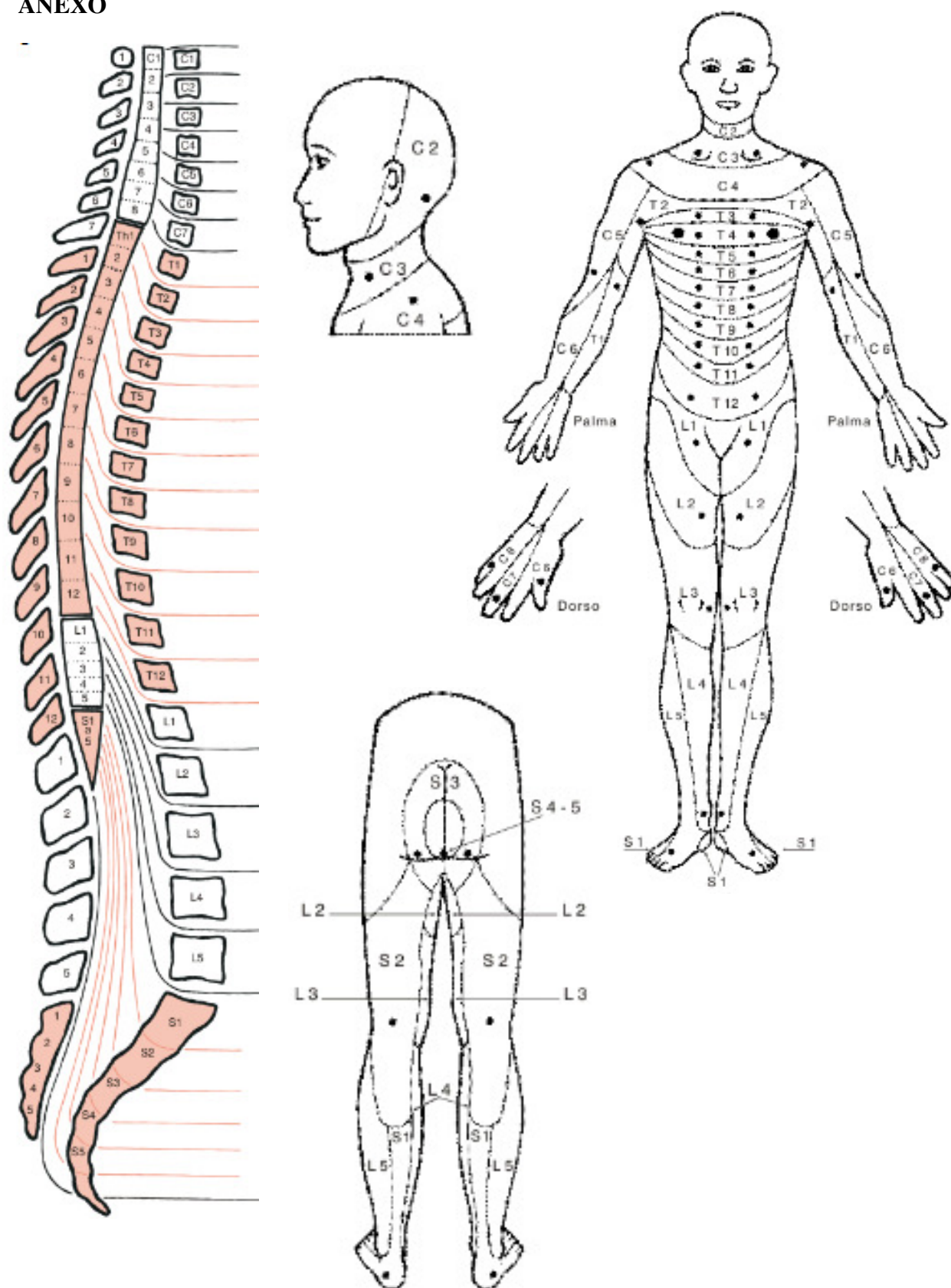
$$M(\dot{q}_e - \dot{q}_s) = w_T A^{-1} w_T^T \dot{q}_s \Rightarrow \dot{q}_e = \dot{q}_s + M^{-1} w_T A^{-1} w_T^T \dot{q}_s \quad (146)$$

$$\text{onde } A = -w_T^T M^{-1} w_T, \quad M = J^T \bar{M} J, \quad (147)$$

sendo \bar{M} igual à matriz utilizada na fase de apoio simples. A matriz Jacobiano é similar ao utilizado no impacto das muletas convencionais, com exceção do termo $(C-A)$, que é substituído por D . Já o vetor usado no cálculo de w_T , e que projeta a força de impacto perpendicular ao eixo da muleta no espaço de forças generalizadas, é dado por:

$$[0 \quad 0 \quad 0 \quad 0 \quad -\cos \sigma \quad -\text{sen} \sigma \quad 0 \quad 0 \quad -(C_n - D)]^T \quad (148)$$

ANEXO



AN.1 - Posição da medula espinal no canal vertebral, relacionada à distribuição das áreas do corpo humano controladas por cada feixe de nervo.

Fonte: http://www.sarah.br/paginas/doencas/po/p_08_lesao_medular.htm