CENTRO UNIVERSITÁRIO FEI
GILMAR FERNANDES DOS SANTOS

ESTUDO DOS PADRÕES DE MARCHA DE DIABÉTICOS POR SIMULAÇÃO PREDITIVA

São Bernardo do Campo
2017

GILMAR FERNANDES DOS SANTOS

ESTUDO DOS PADRÕES DE MARCHA DE DIABÉTICOS POR SIMULAÇÃO PREDITIVA

Dissertação de Mestrado apresentada ao Centro Universitário FEI para obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.
Orientado pelo Prof. Dr. Marko Ackermann.

São Bernardo do Campo

2017

Santos, Gilmar Fernandes dos.
Estudo dos padrões de marcha de diabéticos por simulação preditiva / Gilmar Fernandes dos Santos. São Bernardo do Campo, 2017.
128 p. : il.

Dissertação - Centro Universitário FEI.
Orientador: Prof. Dr. Marko Ackermann.

1. Diabetes. 2. Simulação preditiva. 3. Biomecânica. 4. Controle ótimo. I. Ackermann, Marko, orient. II. Título.

Elaborada pelo sistema de geração automática de ficha catalográfica da FEI com os dados fornecidos pelo(a) autor(a).

centro universitário FEI

APRESENTAÇÃO DE DISSERTAÇÃO
ATA DA BANCA EXAMINADORA

Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Engenharia Mecânica

Mestrado

PGM-10

Aluno: Gilmar Fernandes dos Santos **Matrícula:** 215114-0

Título do Trabalho: Estudo dos padrões de marcha de diabéticos por simulação preditiva.

Área de Concentração: Sistemas da Mobilidade

Orientador: Prof. Dr. Marko Ackermann

Data da realização da defesa: 23/02/2017

ORIGINAL ASSINADA

Avaliação da Banca Examinadora:

São Bernardo do Campo, 23 / 02 / 2017.

MEMBROS DA BANCA EXAMINADORA	
Prof. Dr. Marko Ackermann	Ass.: _____
Prof.ª Dr.ª Isabel de Camargo Neves Sacco	Ass.: _____
Prof. Dr. Maarten Frank Bobbert	Ass.: _____

A Banca Julgadora acima-assinada atribuiu ao aluno o seguinte resultado:

APROVADO ☒ REPROVADO ☐

VERSÃO FINAL DA DISSERTAÇÃO

APROVO A VERSÃO FINAL DA DISSERTAÇÃO EM QUE FORAM INCLUÍDAS AS RECOMENDAÇÕES DA BANCA EXAMINADORA

_____

Aprovação do Coordenador do Programa de Pós-graduação

_____

Prof. Dr. Rodrigo Magnabosco

À família e amigos.

AGRADECIMENTOS

A Deus por sempre estar presente.

À minha família, que sempre acreditou e espera o melhor de mim, principalmente minha mãe Roseli, meu pai Gilmar e minha irmã Roziana, que sempre me apoiaram, incentivaram e inspiraram. Vocês são a minha base e meus exemplos de vida.

Ao Prof. Dr. Marko Ackermann, meu orientador, que idealizou o projeto, confiou no meu trabalho e sempre esteve presente para me ajudar e aconselhar. Sem a sua orientação, o projeto não existira.

Às Profa. MSc. Aline Arcanjo Gomes e Profa. Dra. Isabel de Camargo Neves Sacco, que foram essenciais para o trabalho, me auxiliando na área que eu tinha mais dificuldade, fornecendo os principais dados do estudo e orientando o melhor caminho a seguir.

Ao Centro Universitário da FEI e a todos os seus professores e funcionários, por me fornecerem a base de conhecimento e estrutura necessárias para a execução do trabalho.

Aos amigos, antigos professores e conhecidos que sempre torceram por mim e me apoiaram.

A todas as pessoas que tiverem interesse em ler meu projeto, independente da intenção.

“Übung macht den Meister.”

RESUMO

Diabéticos apresentam enfraquecimento dos músculos flexores e extensores do tornozelo, além de maior rigidez deste complexo articular. Estes fatores colaboram para o padrão de marcha alterado destes indivíduos, caracterizado por menor velocidade, maior tempo de apoio simples e duplo apoio, menor amplitude de movimento articular, além de alterações cinéticas e nas ativações musculares. Contudo, as relações de causa e efeito entre estas alterações e os acometimentos do sistema musculoesquelético típicos do diabetes não estão bem estabelecidos na literatura. O objetivo do presente estudo foi analisar os efeitos isolados da redução da capacidade de geração de força muscular do tibial anterior, sóleo e gastrocnêmio e do aumento de rigidez no tornozelo durante a marcha. Um modelo do sistema musculoesquelético humano e uma abordagem de simulação preditiva da marcha diabética foram desenvolvidos. O modelo possui propriedades que podem ser modificadas para representar o efeito da doença sobre o sistema musculoesquelético. As alterações dos padrões de marcha são simuladas de maneira preditiva por meio da resolução de um problema de controle ótimo. Especificamente, as forças isométricas máximas dos músculos gastrocnêmio, sóleo e tibial anterior foram reduzidas e a curva de momento passivo na articulação do tornozelo foi alterada de maneira a aumentar a rigidez da articulação, representando as alterações típicas causadas pelo diabetes. A redução de força isométrica máxima dos músculos do tornozelo atrasou a ativação do sóleo e gastrocnêmio, reduziu a força no gastrocnêmio e aumentou a força do músculo iliopsoas, aumentando assim o momento de flexão do quadril na fase de propulsão da marcha. Esses resultados indicam a adoção de uma estratégia motora para compensar o déficit de momento no tornozelo por meio de um aumento do momento de flexão do quadril, denominada estratégia do quadril na literatura. O aumento de rigidez na articulação do tornozelo também levou à adoção da estratégia do quadril, com atraso na ativação do sóleo, redução de geração de força muscular no sóleo e gastrocnêmio e aumento, mesmo que mais discreto, da ativação do iliopsoas na fase de propulsão da marcha. Além disso, ambas as alterações no sistema musculoesquelético causaram maior utilização das estruturas elásticas passivas no tornozelo, de forma a armazenar energia na fase de apoio médio e liberá-la na fase de propulsão. Este trabalho contribui para a compreensão dos efeitos do diabetes nos padrões de marcha e pode embasar a formulação de terapias mais apropriadas a esta população.

Palavras-chave: Diabetes. Simulação preditiva. Biomecânica. Controle ótimo.

ABSTRACT

Diabetic patients show a weakening of flexor and extensor muscles, besides an increase of ankle joint stiffness. These changes contribute to the altered gait patterns of these individuals, characterized by lower velocity, longer single and double support phases, smaller joint range of motion, and alterations in kinematics and muscle activations. However, the cause-effect relationships between these alterations and the musculoskeletal system disorders typical in diabetic individuals are not well established in the literature. The aim of the present study was to investigate the isolated effects of reducing the force production capacity of of the tibialis anterior, soleus and gastrocnemius muscles and increasing the ankle stiffness during walking. We adapted a model of the human musculoskeletal system and developed a predictive simulation approach for diabetic gait. The model has properties that can be modified to represent the effects of the disease on the musculoskeletal system. The adaptation strategies are investigated by solving an optimal control problem. The maximal isometric force of the gastrocnemius, soleus and tibialis anterior muscles was reduced and the passive moment curve of the ankle was modified so that the joint stiffness is increased, representing typical alterations caused by diabetes. The reduction of the maximal isometric force of the ankle muscles delayed the soleus and gastrocnemius activations, decreased the gastrocnemius force and increased the iliopsoas force, increasing the hip flexion moment in the push-off phase of the gait. These results indicate the adoption of a motor strategy to compensate for the ankle moment deficit of ankle moment by increasing the hip flexion moment, referred to as the hip strategy in the literature. The increase of ankle joint stiffness also led to the adoption of the hip strategy, with a delayed action of the soleus, a reduction of the soleus and gastrocnemius forces and a rather slight increase of iliopsoas activation in the push-off phase. Furthermore, both alterations in the musculoskeletal system led to the use of the passive elastic properties at the ankle to store energy in the mid-stance phase and release it in the push-off phase. This work contributes to a better understanding of the effects of diabetes on gait patterns and may support the formulation of more appropriate therapies for this population.

Keywords: Diabetes. Predictive simulation. Biomechanics. Optimal control

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Sistema de coordenadas e planos do corpo humano usados no estudo . . 26
Figura 2 – Fases, períodos e eventos do ciclo completo de marcha 27
Figura 3 – Modelo do sistema esquelético 36
Figura 4 – Representação esquemática do modelo do sistema musculoesquelético . 37
Figura 5 – Curvas de momento passivo no quadril 40
Figura 6 – Curvas de momento passivo no joelho 41
Figura 7 – Curvas de momento passivo no tornozelo 42
Figura 8 – Modelo muscular de Hill 44
Figura 9 – Representação esquemática de uma simulação preditiva da marcha na condição de referência 51
Figura 10 – Curvas modificadas do momento passivo no tornozelo 56
Figura 11 – Ângulo do quadril do Caso A 60
Figura 12 – Ângulo do joelho do Caso A 61
Figura 13 – Ângulo do tornozelo do Caso A 62
Figura 14 – Força de reação no solo vertical do Caso A 63
Figura 15 – Força de reação do solo horizontal do Caso A 64
Figura 16 – Ativações musculares do Caso A 65
Figura 17 – Forças musculares do Caso A 66
Figura 18 – Momentos articulares totais do Caso A 67
Figura 19 – Momento passivo no tornozelo do Caso A 68
Figura 20 – Contribuição dos momentos ativos e passivos ao momento total no tornozelo do Caso A 69
Figura 21 – Potências articulares totais do Caso A 70
Figura 22 – Representação esquemática da simulação preditiva da marcha no Caso A 71
Figura 23 – Ângulo do quadril do Caso B 72
Figura 24 – Ângulo do joelho do Caso B 73
Figura 25 – Ângulo do tornozelo do Caso B 74
Figura 26 – Força de reação do solo vertical do Caso B 75
Figura 27 – Força de reação no solo horizontal do Caso B 76
Figura 28 – Ativações musculares do Caso B 77
Figura 29 – Forças musculares do Caso B 78

Figura 30 – Momentos articulares totais do Caso B 79
Figura 31 – Momento passivo no tornozelo do Caso B 80
Figura 32 – Contribuição dos momentos ativos e passivos ao momento total no tornozelo do Caso B 81
Figura 33 – Potências articulares totais do Caso B 82
Figura 34 – Representação esquemática da simulação preditiva da marcha no Caso B 83
Figura 35 – Valor da função objetivo em função do número de pontos de colocação . 106
Figura 36 – Ângulo do tornozelo para diferentes números de ponto de colocação . . 108
Figura 37 – Ângulo do tornozelo do Caso C 111
Figura 38 – Força de reação no solo vertical do Caso C 112
Figura 39 – Força de reação do solo horizontal do Caso C 113
Figura 40 – Forças musculares do Caso C 114
Figura 41 – Momento passivo no tornozelo do Caso C 115
Figura 42 – Ângulo do tornozelo do Caso D 116
Figura 43 – Força de reação no solo vertical do Caso D 117
Figura 44 – Força de reação do solo horizontal do Caso D 118
Figura 45 – Forças musculares do Caso D 119
Figura 46 – Momento passivo no tornozelo do Caso D 120
Figura 47 – Ângulo do tornozelo do Caso E 121
Figura 48 – Forças musculares do Caso E 122
Figura 49 – Momento passivo no tornozelo do Caso E 123
Figura 50 – Ângulo do tornozelo do Caso F 124
Figura 51 – Forças musculares do Caso F 125
Figura 52 – Momento passivo no tornozelo do Caso F 126
Figura 53 – Ângulo do tornozelo do Caso G 127
Figura 54 – Forças musculares do Caso G 128
Figura 55 – Momento passivo no tornozelo do Caso G 129

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Parâmetros do modelo de contato com o solo nas Eqs. 4 e 3. 52
Tabela 2 – Parâmetros dos músculos 53
Tabela 3 – Parâmetros para o cálculo dos braços de momento dos músculos de acordo com Eq. 16 53
Tabela 4 – Parâmetros das expressões de momento passivo nas articulações da Eq. 5. 54
Tabela 5 – Parâmetros da curva de momento para o Caso A, de acordo com Eq. 5 . . 56
Tabela 6 – Parâmetros de força isométrica máxima para o Caso B 57
Tabela 7 – Resultado da análise de refinamento de malha 107
Tabela 8 – Parâmetros das simulações para os Casos C, D, E, F e G de acordo com Eq. 5 110
Tabela 9 – Parâmetros modificados em cada Caso estudado 110

LISTA DE ABREVIATURAS

AGE advanced glycation end products - produtos finais de glicação avançada.

CE contractile element - elemento contrátil.

DAE differential-algebraic equations - equações diferenciais algébricas.

EMG eletromiografia.

FEI Centro Universitário da FEI.

GAS gastrocnêmios.

GLU glúteos.

HAT head, arms and trunk - cabeça, braços e tronco.

IDF International Diabetes Federation - Federação Internacional de Diabetes.

ILI iliopsoas.

ISQ isquiotibiais.

NLP nonlinear programming - programação não linear.

ODE ordinary differential equation - equações diferenciais ordinárias.

OMS Organização Mundial da Saúde.

PEE parallel elastic element - elemento elástico paralelo.

RF reto femoral.

SEE series elastic element - elemento elástico em série.

SOL sóleo.

SQP sequential quadratic programming - programação sequencial quadrática.

TA tibial anterior.

TMA Teorema do Momento Angular.

TMB Teorema do Movimento do Baricentro.

TS tríceps sural.

VAS vastos.

LISTA DE SÍMBOLOS

a	ativação muscular.
A	parâmetro adimensional da curva de Hill.
a_m	ativação muscular do músculo m.
a_{md}	ativação muscular do músculo m do lado direito do corpo.
a_{me}	ativação muscular do músculo m do lado esquerdo do corpo.
$b_{contact}$	termo do coeficiente de amortecimento da força de reação do solo.
c	constante da relação força-velocidade.
c_{oj}	parâmetros para o cálculo do momento passivo na articulação j.
d	índice que representa o lado direito do corpo.
d_{jm}	matriz de braços de momento de cada grupo muscular em relação a articulação j do músculo m.
e	índice que representa o lado esquerdo do corpo.
F_{CE}	força do elemento contrátil.
F^e	vetor de forças e momentos externos.
f_{FL}	relação força-comprimento isométrica do elemento contrátil.
f_{FV}	relação força-velocidade normalizada do elemento contrátil.
F_{max}	força isométrica máxima do músculo.
F_{Mm}	vetor de forças musculares do músculo m.
Fr	força de reação do solo.
Fr_x	componente horizontal da força de reação do solo.
Fr_{Rx}	componente horizontal da força de reação do solo de referência do termo de *tracking*.
Fr_y	componente vertical da força de reação do solo.
Fr_{Ry}	componente vertical da força de reação do solo de referência do termo de *tracking*.
F^v	vetor de forças e momentos vinculares.
F_{xcmk}	componente horizontal da força no centro de massa do corpo k.
F_{ycmk}	componente vertical da força no centro de massa do corpo k.
g_{max}	força muscular excêntrica máxima normalizada.
j	índice que representa as articulações do sistema, de 4 a 9.
J	matriz Jacobiana.

$\dot{J}$	derivada da matriz Jacobiana.
j_k	inércia do corpo k em relação ao baricentro.
J_{obj}	função objetivo.
J^T	transposta da matriz Jacobiana.
k	índice que representa os corpos do sistema, de 1 a 7.
$k_{1,contact}$	termo 1 de rigidez da força de reação do solo.
$k_{2,contact}$	termo 2 de rigidez da força de reação do solo.
K	vetor de forças generalizadas de Coriolis e centrífugas.
$\overline{K}$	matriz centrífuga e Coriolis.
k_e	vetor de forças generalizadas.
L_0	comprimento do grupo muscular com os deslocamentos angulares das juntas igual a zero.
L_{CE}	comprimento do elemento contrátil.
L_{CEopt}	comprimento ótimo das fibras do elemento contrátil.
L_M	comprimento total do grupo muscular.
$L_{slacksee}$	comprimento do elemento elástico em série relaxado.
m	índice que representa os complexos músculo tendão do sistema, de 1 a 16.
M	matriz de massa.
$\overline{\overline{M}}$	matriz de massa e inércia dos corpos.
M_{aj}	momento ativo na articulação j.
m_k	massa do corpo k.
M_{oTk}	momento total no corpo k.
M_{pj}	momento passivo na articulação j.
M_{Tj}	momento total na articulação j.
n	número de pontos de colocação.
o	índice que representa os parâmetros do momento passivo, de 1 a 11.
p	expoente da ativação na função objetivo.
P_{Tj}	potência total na articulação j.
q	vetor de coordenadas generalizadas do sistema.
$\dot{q}$	vetor de velocidades generalizadas do sistema.
$\ddot{q}$	vetor de acelerações generalizadas do sistema.
q_1	deslocamento horizontal do quadril.

q_2 deslocamento vertical do quadril.

q_3 orientação global do tronco.

q_4 deslocamento angular relativo da articulação do quadril direito.

q_5 deslocamento angular relativo da articulação do joelho direito.

q_6 deslocamento angular relativo da articulação do tornozelo direito.

q_7 deslocamento angular relativo da articulação do quadril esquerdo.

q_8 deslocamento angular relativo da articulação do joelho esquerdo.

q_9 deslocamento angular relativo da articulação do tornozelo esquerdo.

q_{dist} deslocamento angular da articulação distal.

q_j deslocamento angular da articulação j.

$\dot{q}_j$ velocidade angular da articulação j.

q_{jd} deslocamento angular da articulação j do lado direito do corpo.

$\dot{q}_{jd}$ velocidade angular da articulação j do lado direito do corpo.

q_{je} deslocamento angular da articulação j do lado esquerdo do corpo.

$\dot{q}_{je}$ velocidade angular da articulação j do lado esquerdo do corpo.

q_L limite inferior das coordenadas generalizadas do sistema.

$\dot{q}_L$ limite inferior das velocidades generalizadas do sistema.

q_{prox} deslocamento angular da articulação proximal.

q_{Rj} deslocamento angular da articulação j de referência do termo de *tracking*.

q_U limite superior das coordenadas generalizadas do sistema.

$\dot{q}_U$ limite superior das velocidades generalizadas do sistema.

r_x componente horizontal da vetor de posição do ponto de reação do solo.

$\dot{r}_x$ componente horizontal da vetor de velocidade do ponto de reação do solo.

r_y componente vertical da vetor de posição do ponto de reação do solo.

$\dot{r}_y$ componente vertical da vetor de velocidade do ponto de reação do solo.

T_{act} constante de tempo de ativação.

T_{deact} constante de tempo de desativação.

tf período de meio ciclo da marcha.

Tr tremo de *tracking* da função objetivo.

u excitação neural.

$u\ t$ séries temporais da excitação neural.

v	velocidade média no ciclo da marcha do modelo.
v_0	parâmetro de normalização da velocidade da força de reação do solo.
V_{CE}	velocidade de alongamento das fibras.
V_m	volume do músculo m.
V_{max}	máxima velocidade de encurtamento com ativação total.
W	parâmetro de largura da relação força-comprimento.
W_a	fator de peso das ativações musculares.
W_{Frx}	fator de peso de normalização das forças de reação do solo horizontal do termo de *tracking*.
W_{Fry}	fator de peso de normalização das forças de reação do solo vertical do termo de *tracking*.
W_{qj}	fator de peso de normalização dos deslocamento angular da articulação j do termo de *tracking*.
W_{TR}	fator de peso do *tracking*.
x	estados do sistema.
$x\ t$	séries temporais dos estados do sistema.
x_{cm1}	coordenada horizontal do centro de massa do corpo 1, o HAT.
x_{cm2}	coordenada horizontal do centro de massa do corpo 2, a coxa direita.
x_{cm3}	coordenada horizontal do centro de massa do corpo 3, a perna direita.
x_{cm4}	coordenada horizontal do centro de massa do corpo 4, o pé direito.
x_{cm5}	coordenada horizontal do centro de massa do corpo 5, a coxa esquerda.
x_{cm6}	coordenada horizontal do centro de massa do corpo 6, a perna esquerda.
x_{cm7}	coordenada horizontal do centro de massa do corpo 7, o pé esquerdo.
$\dot{x}$	derivada dos estados do sistema.
x_p	vetor de posição dos corpos do sistema.
$\dot{x}_p$	vetor de velocidade dos corpos do sistema.
$\ddot{x}_p$	vetor de aceleração dos corpos do sistema.
y_{cm1}	coordenada vertical do centro de massa do corpo 1, o HAT.
y_{cm2}	coordenada vertical do centro de massa do corpo 2, a coxa direita.
y_{cm3}	coordenada vertical do centro de massa do corpo 3, a perna direita.
y_{cm4}	coordenada vertical do centro de massa do corpo 4, o pé direito.
y_{cm5}	coordenada vertical do centro de massa do corpo 5, a coxa esquerda.
y_{cm6}	coordenada vertical do centro de massa do corpo 6, a perna esquerda.

y_{cm7} coordenada vertical do centro de massa do corpo 7, o pé esquerdo.

coeficiente de atrito da força de reação do solo.

fator de escala da ativação muscular.

$_c$ ângulo do corpo c.

$_1$ ângulo do corpo 1, o HAT.

$_2$ ângulo do corpo 2, a coxa direita.

$_3$ ângulo do corpo 3, a perna direita.

$_4$ ângulo do corpo 4, o pé direito.

$_5$ ângulo do corpo 5, a coxa esquerda.

$_6$ ângulo do corpo 6, a perna esquerda.

$_7$ ângulo do corpo 7, o pé esquerdo.

$_m$ fator de volume do músculo m.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO . . . 21
2 OBJETIVO . . . 23
3 REVISÃO DA LITERATURA . . . 25
3.1 ESTUDO BIOMECÂNICO DA MARCHA . . . 25
3.2 CARACTERIZAÇÃO DO DIABETES E DA NEUROPATIA E SUAS COMPLICAÇÕES . . . 29
3.3 PADRÃO BIOMECÂNICO DA MARCHA DE DIABÉTICOS . . . 31
3.4 SIMULAÇÃO PREDITIVA . . . 33
4 MÉTODOS . . . 35
4.1 MODELO DO SISTEMA MUSCULOESQUELÉTICO . . . 35
4.1.1 Equações do movimento . . . 37
4.1.2 Modelo de contato com o solo . . . 38
4.1.3 Momento passivo . . . 39
4.1.4 Modelo muscular . . . 43
4.1.5 Momentos totais e potência . . . 46
4.2 PROBLEMA DE CONTROLE ÓTIMO . . . 46
4.2.1 Restrições . . . 46
4.2.2 Equações diferenciais . . . 48
4.2.3 Função objetivo . . . 48
4.2.4 Resumo do problema de controle ótimo . . . 49
4.3 SIMULAÇÃO . . . 50
4.3.1 Software utilizado . . . 51
4.3.2 Parâmetros do modelo . . . 52
4.3.3 Modificações do modelo . . . 55
4.3.3.1 Parâmetros do modelo no Caso A . . . 55
4.3.3.2 Parâmetros do modelo no Caso B . . . 56
5 RESULTADOS . . . 59
5.1 RESULTADOS DO CASO A - AUMENTO DA RIGIDEZ DO TORNOZELO 59
5.2 RESULTADOS DO CASO B - REDUÇÃO DA FORÇA ISOMÉTRICA MÁXIMA DOS MÚSCULOS DO TORNOZELO . . . 71

6 DISCUSSÃO 85
6.1 DISCUSSÃO DO CASO A - AUMENTO DA RIGIDEZ DO TORNOZELO . 85
6.2 DISCUSSÃO DO CASO B - REDUÇÃO DA FORÇA ISOMÉTRICA MÁXIMA DOS MÚSCULOS DO TORNOZELO 87
6.3 LIMITAÇÕES DO ESTUDO E TRABALHOS FUTUROS 89
7 CONCLUSÃO 91
REFERÊNCIAS 93
APÊNDICE A – DERIVAÇÃO DAS EQUAÇÕES DO MOVIMENTO . . . 99
APÊNDICE B – ANÁLISE DE REFINAMENTO DE MALHA 105
APÊNDICE C – RESULTADOS PARA DIFERENTES PARÂMETROS . 109
C.1 PARÂMETROS E RESULTADOS DO CASO C 111
C.2 PARÂMETROS E RESULTADOS DO CASO D 116
C.3 PARÂMETROS E RESULTADOS DO CASO E 121
C.4 PARÂMETROS E RESULTADOS DO CASO F 124
C.5 PARÂMETROS E RESULTADOS DO CASO G 127

1 INTRODUÇÃO

O diabetes é uma doença metabólica que atinge uma grande parcela da população mundial, atingindo 415 milhões de pessoas adultas no mundo em 2015 (INTERNATIONAL DIABETES FEDERATION - IDF, 2015). Essa doença causou a morte de 5 milhões de pessoas segundo a IDF, enquanto a OMS reportou 1,25 milhões de mortes causadas por doenças como a tuberculose ou HIV/AIDS (INTERNATIONAL DIABETES FEDERATION - IDF, 2015). Esses números indicam a importância de estudos que visam a melhoria da qualidade de vida para a população que sofre com essa doença.

O diabetes mellitus pode causar várias complicações, como, por exemplo, a neuropatia (YASHKIN; PICONE; SLOAN, 2015), além de alterações no sistema musculoesquelético, tais como perda de massa muscular, alterações na estrutura do colágeno e aumento da rigidez do tendão calcâneo, que podem ou não estar associados à perda sensitiva consequente da neuropatia diabética (GUERRERO et al., 2016; COUPPE et al., 2016). Diabéticos apresentam redução de capacidade de produção de força nos músculos distais e aumento de rigidez articular do tornozelo, fatores que podem ser responsáveis por algumas das alterações no padrão de marcha desses indivíduos, como a redução de velocidade de marcha, menor flexão do tornozelo e possível necessidade de aumentar a produção de força nos músculos proximais, como, por exemplo, o grupo flexor de quadril (ALLEN et al., 2014; HAJRASOULIHA et al., 2005; SACCO et al., 2015; MUELLER et al., 1994; FERNANDO et al., 2013).

O padrão de marcha típico do indivíduo com diabetes pode contribuir para a formação de úlceras plantares, que são a principal causa das amputações do membro inferior de diabéticos (FERNANDO et al., 2015). Vários autores indicam uma mudança de estratégia motora, baseada na maior utilização de momento de flexão do quadril para compensar a redução do momento de extensão do tornozelo na fase de propulsão da marcha, denominada como a estratégia do quadril (SACCO et al., 2015; MUELLER et al., 1994).

Porém, estudos sobre a marcha de diabéticos apresentam conclusões contraditórias (FERNANDO et al., 2013). Por exemplo, Yavuzer et al. (2006) não observaram diferenças no momento do quadril de diabéticos, não comprovando desta forma a estratégia do quadril (YAVUZER et al., 2006). Além da estratégia do quadril, os resultados presentes na literatura quanto às ativações musculares ainda são inconsistentes (FERNANDO et al., 2013). Kwon et al. (2003), por exemplo, apresentaram uma ativação prolongada do tibial anterior enquanto Sacco e Amadio (2003) e Abboud, Rowley e Newton (2000) encontraram resultados conflitantes, observando um atraso da ativação desse músculo (KWON et al., 2003; SACCO; AMADIO, 2003;

ABBOUD; ROWLEY; NEWTON, 2000). Essas controvérsias podem ser causadas pela variabilidade entre indivíduos, pela dificuldade em acessar músculos profundos, como o iliopsoas, e pela dificuldade de definição das relações de causa e efeitos entre os vários acometimentos e as múltiplas mudanças nos padrões de marcha observados.

Em busca de aprofundar conhecimentos sobre a marcha diabética, observa-se o uso de distintas abordagens experimentais e computacionais. A investigação experimental da atividade muscular e suas alterações utilizando eletromiografia (EMG) é comum (AKASHI et al., 2008; GOMES et al., 2011; SAWACHA et al., 2012). Porém, existem limitações na medição de EMG, como a difícil mensuração da atividade de músculos importantes para a marcha, particularmente músculos profundos, como os flexores do quadril. Por conta disso, estas análises podem não revelar o padrão de algumas variáveis do sistema musculoesquelético, importantes para o alcance da compreensão das relações de causa-efeito. (ZAJAC, 2002). A dinâmica inversa utiliza dados da cinemática coletados de indivíduos para o cálculo de momentos articulares (BOGERT; BLANA; HEINRICH, 2011; ZAJAC; NEPTUNE; KAUTZ, 2003) e forças musculares (ERDEMIR et al., 2007), mas não permite investigar os efeitos isolados das alterações nos parâmetros do sistema de forma preditiva.

Simulações preditivas permitem a investigação de efeitos da manipulação biomecânica de variáveis do sistema musculoesquelético, podendo ser utilizadas para o estudo das estratégias adotadas para realizar diferentes tarefas (BOBBERT et al., 2016; BREGMAN et al., 2011). As simulações preditivas dependem da definição de uma função custo que representa os critérios de desempenho adotados pelo sistema nervoso central para uma determinada atividade, como minimização de esforço ou fadiga muscular (ACKERMANN; BOGERT, 2010).

Essa abordagem também permite alterações perfeitamente controladas de propriedades do sistema musculoesquelético e de outros parâmetros, como massa nos segmentos e gravidade, possibilitando assim análise das diferentes estratégias adotadas pelo modelo diante de intervenções (BOGERT et al., 2012; MILLER; BRANDON; DELUZIO, 2013; ACKERMANN; BOGERT, 2012). Além disso, a utilização de simulações preditivas computacionais pode reduzir ou até substituir a necessidade de experimentos envolvendo seres humanos (BOGERT et al., 2012). Em vista disto, este trabalho visa investigar a marcha diabética utilizando simulações preditivas para complementar os estudos já realizados, contribuindo para a compreensão dos efeitos das alterações no sistema musculoesquelético causadas pelo diabetes.

2 OBJETIVO

O objetivo deste trabalho é investigar a relação de causa e efeito entre as alterações do sistema musculoesquelético e neural de diabéticos e os desvios nos padrões cinéticos, cinemáticos e de coordenação motora utilizando simulações preditivas. Particularmente, o estudo visa investigar o efeito de duas alterações documentadas em diabéticos: 1) o enrijecimento de articulações, em especial a do tornozelo, em decorrência de alterações nos tecidos conjuntivos causados pelo diabetes; e 2) a redução da capacidade de aplicação de forças dos músculos mais distais como o tibial anterior e o tríceps sural associada à diabetes. A contribuição isolada de cada um destes fatores não é bem compreendida. O estudo computacional preditivo permite estudar isoladamente o efeito de cada uma destas alterações assim como quantificar de maneira objetiva o grau de comprometimento ocasionado por elas.

Para atingir este objetivo, utilizou-se uma abordagem baseada em simulações preditivas, crescentemente utilizadas na área de biomecânica do movimento nas últimas décadas, com a utilização de um modelo musculoesquelético capaz de representar as alterações decorrentes do diabetes já destacadas. O problema foi formulado como um problema de controle ótimo que será resolvido com a utilização de programas especializados.

3 REVISÃO DA LITERATURA

A revisão da literatura visa detalhar alguns pontos importantes para o entendimento do trabalho. Primeiramente serão definidos algumas convenções e termos usados no estudo biomecânico da marcha. Depois, serão caracterizados o diabetes e a neuropatia, seus acometimentos e as alterações na marcha de diabéticos. Num último momento, serão descritas as dificuldades dos modelos atuais e a importância da simulação preditiva para a evolução de estudos da marcha de diabéticos.

3.1 ESTUDO BIOMECÂNICO DA MARCHA

A marcha é um dos movimentos mais comuns do ser humano, essencial para a locomoção e garantia de independência funcional do indivíduo. É uma das tarefas de movimento mais difíceis que aprendemos, mas, uma vez que a aprendemos, ela se torna quase subconsciente (WINTER, 1991). Apenas quando os sistemas neuromuscular e esquelético são afetados, é que nós pesquisadores percebemos que nosso entendimento da biomecânica e do controle motor é limitado. Investigar padrões motores pode mostrar como o sistema neuromuscular executa a marcha e revelar as características mais importantes desta habilidade motora (WINTER, 1991).

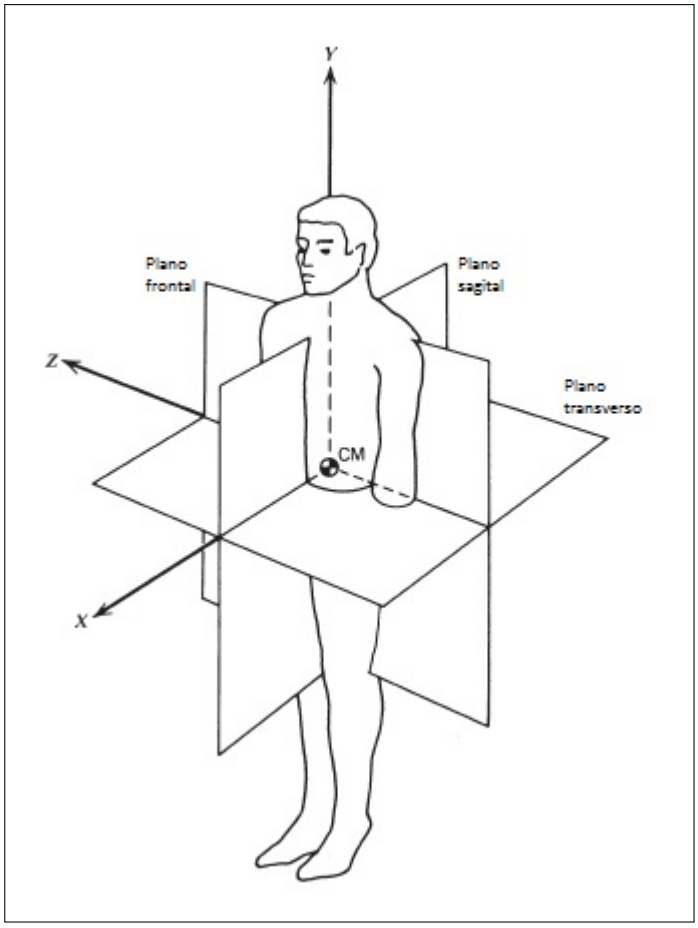
A marcha pode ser descrita como um padrão cíclico de movimentos do corpo (PERRY; BURNFIELD, 1992). Ela é um processo de locomoção no qual o corpo ereto em movimento é apoiado primeiramente por uma perna e depois pela outra. Ao andar, por exemplo, sempre pelo menos um dos pés está em contato com o solo. Dois requisitos básicos são necessários para a marcha bípede, independente de qualquer alteração causada por doenças e do uso de próteses ou órteses (ROSE; GAMBLE, 1994):

a) força de reação do solo que apoia continuamente o corpo

b) movimento periódico de cada pé de uma posição de apoio para a próxima na direção de progressão

O centro de massa do corpo se movimenta em 3 planos. A Fig. 1 mostra a convenção dos eixos e planos que foi adotada no estudo e que também é referência na literatura (WINTER, 2005). O deslocamento do centro de gravidade ocorre aproximadamente como duas curvas sinodais completas no plano sagital e um padrão sinodal no plano transverso (ROSE; GAMBLE, 1994).

Figura 1 – Sistema de coordenadas e planos do corpo humano usados no estudo



Fonte: Autor "adaptado de" Winter, 2005

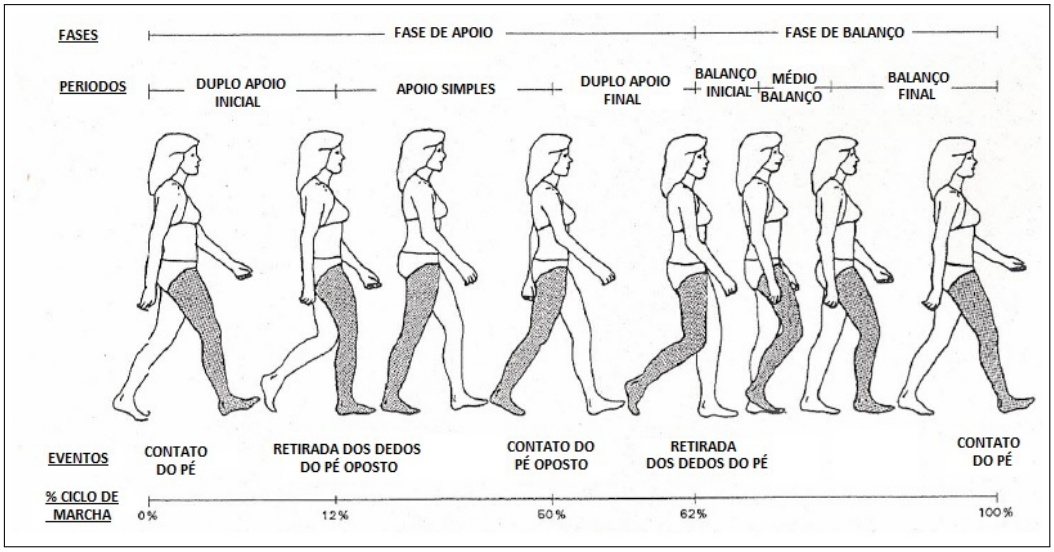
Durante a marcha, o corpo se divide funcionalmente em duas unidades: passageira e locomotora. Basicamente, a unidade passageira é responsável apenas por sua integridade postural. A cabeça, braços e tronco são agrupados na unidade passageira. O termo HAT (*head*, *arms and trunk* ou cabeça, braços e tronco) resume toda essa massa, que corresponde a 70% da massa corporal (PERRY; BURNFIELD, 1992). A unidade locomotora é composta pelos dois membros inferiores e pela pelve. A pelve tem dupla função, fazendo parte tanto do sistema locomotor quando da unidade passageira. As principais funções da unidade locomotora são: gerar força de propulsão, manter a estabilidade do corpo, minimizar o impacto com o solo e conservar a energia gasta nessas funções (PERRY; BURNFIELD, 1992).

O movimento da pelve causa uma dificuldade na modelagem da marcha. Ele conta com uma inclinação no plano sagital, uma pequena inclinação no plano frontal e uma rotação no plano transverso. Esses movimentos são importantes para a minimização de deslocamentos laterais durante a marcha e para o aumento do comprimento de passo. Outro desafio do estudo da marcha humana é o contato do pé com o solo, pois durante o ciclo da marcha, o centro de

pressão plantar se transfere do retropé para o antepé e se movimenta também no plano transverso (ROSE; GAMBLE, 1994).

A análise da marcha humana por meio de fases identifica mais diretamente a significância funcional de diferentes movimentos que ocorrem em cada articulação (PERRY; BURNFIELD, 1992). A definição das fases, períodos e eventos do ciclo da marcha é feita principalmente no plano sagital (ROSE; GAMBLE, 1994; WINTER, 1991; PERRY; BURNFIELD, 1992), como pode ser observado na Fig. 2. A marcha comumente é estudada em porcentagem do ciclo em vez de período de tempo, o que permite a comparação de marchas com diferentes períodos (WINTER, 1991).

Figura 2 – Fases, períodos e eventos do ciclo completo de marcha



Fonte: Autor "adaptado de" Rose e Gamble, 1994

O ciclo da marcha pode ser definido como um intervalo de tempo durante o qual uma sucessão de eventos é completada que se repetirá no ciclo seguinte. Dois dos eventos mais importantes são: o contato do pé (*foot strike* em inglês) e a retirada dos dedos do pé (*toe-off* em inglês) (ROSE; GAMBLE, 1994). O contato do pé com o chão, também estudado como contato do calcanhar (*heel strike* em inglês), foi descrito desta forma porque algumas alterações da marcha podem fazer com que outras áreas do pé façam o primeiro contato com o chão. O contado do pé corresponde a 0% do ciclo da marcha e o contato seguinte do mesmo pé encerra o ciclo, correspondendo assim a 100% (ROSE; GAMBLE, 1994). Já a retirada dos dedos do pé é o instante em que o pé perde contato com o chão (WINTER, 1991).

Como no ciclo completo são estudados os 2 membros inferiores, há então 4 eventos principais durante o ciclo completo: contato do pé, retirada dos dedos do pé oposto, contato do

pé oposto e retirada dos dedos do pé (ROSE; GAMBLE, 1994). Esses eventos estão descritos na Fig. 2. A marcha pode ser dividida em duas fases: a fase de apoio (*stance phase* em inglês) e a fase de balanço (*swing phase* em inglês). A fase de apoio é ao intervalo de tempo durante o qual o pé está em contato com o solo, ou seja, entre o contato do pé e a retirada dos dedos do pé ipsilateral. Na marcha normal, a fase de apoio corresponde a aproximadamente 62% do ciclo total da marcha (ROSE; GAMBLE, 1994).

A fase de apoio pode ser subdividida em 3 períodos. O duplo apoio inicial ocorre no início da fase, onde os dois pés estão em contato com o solo (entre o contato do pé em 0% da marcha e a retirada dos dedos do pé oposto em 12% do ciclo). O segundo período da fase de apoio é o apoio simples, que ocorre enquanto apenas um pé está no chão (entre a retirada dos dedos do pé oposto em 12% do ciclo e o contato do pé oposto em 50% do ciclo da marcha). O terceiro e último período é o duplo apoio final, onde ambos os pés voltam a ter contato com o solo (entre o contato do pé oposto 50% e a retirada dos dedos do pé em 62%) (ROSE; GAMBLE, 1994). Winter (1991) também definiu o período de propulsão (*push-off* em inglês) na marcha, que corresponde à parte final da fase de apoio (normalmente entre 40% do ciclo da marcha e a retirada do pé) na qual o membro inferior faz o impulso no chão (WINTER, 1991). A fase de balanço corresponde aos últimos 38% do ciclo da marcha. Também podem ser definidos 3 períodos na fase de balanço: balanço inicial, médio balanço e balanço final (ROSE; GAMBLE, 1994).

Os parâmetros espaço-temporais também são importantes para a análise de alterações na marcha. O comprimento de passo é a distância na direção de progressão (eixo x) entre o contato de um pé e o contato do pé contralateral, ou seja, 50% do ciclo da marcha. Já a passada é a distância horizontal percorrida no ciclo total da marcha. Para uma marcha em linha reta, uma passada corresponde a 2 passos (direito e esquerdo), mesmo com presença de assimetria. No presente trabalho, a marcha será considerada simétrica. Desta forma, será estudada apenas o lado direito (WINTER, 1991).

A velocidade de marcha é a velocidade média horizontal do corpo no plano de progressão medida em uma ou mais passadas e é calculada como segue (WINTER, 1991):

$$Velocidade \quad \frac{Comprimento\ passada}{periodo}. \tag{1}$$

3.2 CARACTERIZAÇÃO DO DIABETES E DA NEUROPATIA E SUAS COMPLICAÇÕES

O diabetes é uma síndrome clínica que ocorre quando o corpo não produz a insulina necessária (tipo 1) ou quando desenvolve uma resistência na ação da insulina (tipo 2) (INTERNATIONAL DIABETES FEDERATION - IDF, 2015). Desta forma, a concentração de glicose no sangue fica constantemente acima dos valores normais, causando distúrbios do metabolismo de carboidratos, lipídios e proteínas (WATKINS; THOMAS, 1998).

O número de pessoas com diabetes no mundo vem aumentando em um ritmo alarmante. Em 2015, 415 milhões de pessoas adultas viviam com o diagnóstico de diabetes no mundo e o Brasil possuía 14,3 milhões de diabéticos (INTERNATIONAL DIABETES FEDERATION - IDF, 2015). De acordo com a International Diabetes Federation (IDF), o Brasil é o quarto país com maior número de diabéticos (INTERNATIONAL DIABETES FEDERATION - IDF, 2015). E, enquanto a Organização Mundial da Saúde (OMS) aponta que 1,5 milhões de pessoas morreram por conta de doenças como o HIV/AIDS ou a tuberculose, em 2015 a IDF reporta 5 milhões de mortes causadas por diabetes (INTERNATIONAL DIABETES FEDERATION - IDF, 2015).

As complicações do diabetes são divididas entre microvasculares e macrovasculares (HOSSEINI et al., 2014). As complicações macrovasculares incluem doenças cardiovasculares, como infarto do miocárdio, acidente vascular encefálico, além de insuficiência arterial e venosa nos membros inferiores. Já as complicações microvasculares incluem a retinopatia, que pode levar a cegueira, a nefropatia, causando insuficiência renal, e a polineuropatia (YASHKIN; PICONE; SLOAN, 2015).

A polineuropatia diabética evolui insidiosamente, acometendo nervos sensoriais e motores mais distais. Assim, segmentos como pés e mãos são mais afetados (KAZAMEL; DYCK, 2015; CAMARGO et al., 2015). Apesar de a polineuropatia não ocorrer exclusivamente em diabéticos, ela é mais prevalente nesse população (KAZAMEL; DYCK, 2015), sendo que de 40 a 80% dos diabéticos apresentam diagnóstico de neuropatia no mundo (CAMARGO et al., 2015). A progressão dos sintomas clínicos da doença começa reduzindo a sensibilidade, e, então, o sistema sensório-motor é inteiramente afetado, levando a danos dos tecidos (CAMARGO et al., 2015).

Redução de mobilidade do tornozelo em diabéticos neuropatas durante a marcha também é evidenciada por diversos autores na literatura, o que indica um menor momento de força muscular de flexores e extensores do tornozelo em relação a indivíduos saudáveis. Essas al-

terações contribuem para um movimento articular, momento de força e potência limitados no tornozelo (FERNANDO et al., 2013).

A limitação de movimento em algumas articulações dos diabéticos pode decorrer de um aumento na rigidez dos tecidos conjuntivos, principalmente no joelho e no tornozelo quando se compara os dados de diabéticos com ou sem neuropatia com indivíduos saudáveis (WILLIAMS; BRUNT; TANENBERG, 2007). De fato, alguns autores observaram uma alteração na estrutura do colágeno e um aumento da rigidez do tendão calcâneo, devido ao acúmulo de reticulação AGE intermolecular (COUPPE et al., 2016; GRANT et al., 1997), o que também pode causar enrijecimento do tornozelo e pode influenciar o momento passivo articular, com possíveis consequências para o padrão de marcha (HAJRASOULIHA et al., 2005).

Redução da produção de força muscular dos flexores e extensores do tornozelo de diabéticos e diabéticos neuropatas foi evidenciada pela literatura, com valores estimados entre 14 e 50% de redução (ALLEN et al., 2014; ANDERSEN et al., 2004; ANDERSEN; STALBERG; FALCK, 1997; IJZERMAN et al., 2012). Além disso, a distribuição dessa perda de força muscular indica que a processo de neuropatia distal causa a perda da capacidade motora durante a marcha (ANDERSEN et al., 2004). Hilton et al. (2008) e Salsich e Mueller (2000) destacaram a importância da rigidez dos flexores plantares, pois observaram, além da perda de força muscular dos músculos do tornozelo, uma menor potência desses músculos (HILTON et al., 2008; SALSICH; MUELLER, 2000).

Guerrero et al. (2016) reportou uma perda de massa e função muscular em diabéticos com menos de 60 anos independente da duração da doença, presença de complicações microvasculares e do controle metabólico. (GUERRERO et al., 2016). Já Allen et al. (2014) concluiu que uma maior perda de unidades motoras pode estar relacionada com maiores proporções de tecidos intramusculares não contráteis e perda proporcional de tecido contrátil em diabéticos neuropatas (ALLEN et al., 2014).

Além de danos aos tecidos e a perda da função muscular, todas essas alterações no sistema sensório-motor também causam alterações na estrutura do pé e perturbação da marcha e do controle de equilíbrio (CAMARGO et al., 2015). Esses fatores de risco acarretam mudanças no padrão motor da marcha, causando a sobrecarga em determinadas áreas plantares, com possível formação de calosidade, e contribuição para o desenvolvimento de úlceras plantares nos indivíduos que possuem neuropatia, mais suscetíveis a esse risco (PHAM et al., 2000; FERNANDO et al., 1991; ZIMNY; SCHATZ; PFOHL, 2004). De fato, úlcera é a principal causa de amputação de diabéticos e a maioria das úlceras são causadas pela neuropatia (FERNANDO et al., 2015).

3.3 PADRÃO BIOMECÂNICO DA MARCHA DE DIABÉTICOS

A literatura mostra que diabéticos apresentam estratégia de marcha distinta de indivíduos saudáveis, observado tanto nas características cinéticas e cinemáticas, quanto nas eletromiográficas (FERNANDO et al., 2013). Os estudos também indicam que as alterações estão relacionadas ao enrijecimento dos tecidos conjuntivos que circundam as articulações e a perda de força muscular, além do acometimento dos nervos periféricos e suas consequências sensitivas e motoras. No entanto, o papel específico de cada uma destas alterações do sistema neuromuscular nos padrões de marcha observados ainda não é bem compreendido.

De acordo com a literatura, diabéticos neuropatas exibem menor velocidade de marcha, menor comprimento de passo e maior tempo de duplo apoio, o que caracteriza uma marcha mais cautelosa, devido aos prejuízos sensório-motores decorrente da doença, além de apresentarem uma menor amplitude de movimento da articulação do tornozelo (FERNANDO et al., 2013; RASPOVIC, 2013). Os movimentos do tornozelo e pé, quando limitados, diminuem a habilidade do complexo tornozelo-pé de absorver o choque e realizar as rotações transversais durante a marcha, contribuindo para a patogênese da ulceração plantar (MUELLER et al., 1989).

Segundo Yavuzer et al. (2006), os movimentos totais das articulações do joelho e do tornozelo no plano sagital durante a marcha de diabéticos é menor em comparação com indivíduos saudáveis (YAVUZER et al., 2006). No estudo de Sacco et al. (2015), os padrões de marcha de diabéticos e de diabéticos neuropatas foram comparados com indivíduos normais. Diabéticos neuropatas apresentaram maior deslocamento angular de flexão do quadril, diabéticos tiveram uma maior flexão do joelho e diabéticos e diabéticos neuropatas apresentaram menor ângulo de extensão do tornozelo no final do ciclo (SACCO et al., 2015).

Estudos investigaram por meio de dinâmica inversa os momentos articulares dos membros inferiores durante a marcha de diabéticos neuropatas. Segundo Mueller et al. (1994), a redução de força dos flexores plantares do tornozelo reduz a capacidade destes músculos gerarem propulsão adequada durante a fase final de apoio da marcha (MUELLER et al., 1994). Sacco et al. (2015) também reporta uma diminuição do momento de extensão no tornozelo e um aumento do momento de flexão do quadril em diabéticos neuropatas (SACCO et al., 2015). Essa mudança dos momentos de força caracteriza o que se denominou de uma estratégia a partir da suposta utilização compensatória dos músculos flexores do quadril (estratégia do quadril) para levar o membro inferior à frente para iniciar a fase de balanço (MUELLER et al., 1994; SACCO et al., 2015).

Já Yavuzer et al. (2006) chegaram a conclusões diferentes, indicando que diabéticos e sujeitos saudáveis apresentam momentos de quadril e joelho semelhantes (YAVUZER et al., 2006). Porém, eles relataram que diabéticos neuropatas apresentam menor momento flexor de quadril ao final da fase de apoio e um maior momento extensor de joelho (YAVUZER et al., 2006). Desta forma, os mecanismos neuromusculares que justifiquem a estratégia do quadril ainda não foram comprovados. Para se analisar experimentalmente esta hipótese, seria necessário usar procedimentos de medição invasivos para acessar os profundos flexores do quadril, como a EMG de agulha durante a marcha, o que não é viável. E essas divergências apresentadas na literatura dificultam uma clara definição da relação de causa e efeito das alterações causadas pela neuropatia diabética no sistema musculoesquelético.

Por meio de uma revisão sistemática de vários trabalhos que analisaram a marcha de diabéticos e neuropatas, Fernando et al. (2013) concluíram que essa população apresenta diferenças quanto à ativação muscular em comparação com indivíduos saudáveis (FERNANDO et al., 2013).

O estudo de Kwon et al. (2003) demonstrou que os músculos sóleo e gastrocnêmio medial de diabéticos neuropatas apresentaram uma ativação antecipada em relação a indivíduos saudáveis no início da fase de apoio e o sóleo, tibial anterior, vasto medial e isquiotibiais permaneceram ativados por mais tempo (KWON et al., 2003). Além disso, em diabéticos neuropatas ocorreu uma co-contração dos músculos agonistas e antagonistas do tornozelo e joelho durante a marcha, diferente do que ocorreu com indivíduos saudáveis (KWON et al., 2003).

Sacco e Amadio (2003) encontraram ativações atrasadas de tibial anterior e vasto lateral enquanto Abboud, Rowley e Newton (2000) também reportaram o atraso no tibial anterior (SACCO; AMADIO, 2003; ABBOUD; ROWLEY; NEWTON, 2000). No estudo de Akashi et al. (2008), foi observado um atraso no pico de ativação do gastrocnêmio lateral e também no vasto lateral (AKASHI et al., 2008). Gomes et al. (2011) também relataram atraso de ativação de gastrocnêmio lateral (GOMES et al., 2011). Este atraso na ativação do gastrocnêmio pode comprometer a propulsão, exigindo uma utilização maior ação dos flexores do quadril durante essa fase da marcha (GOMES et al., 2011).

Já Sawacha et al. (2012) relatou um atraso no pico de ativação do reto femoral no início da fase de apoio da marcha de diabéticos e diabéticos neuropatas (SAWACHA et al., 2012). O glúteo medial e do reto femoral apresentaram atrasado no final da fase de balanço. Também foi observado nesse estudo uma ativação atrasada dos gastrocnêmios durante o apoio médio em diabéticos sem neuropatia (SAWACHA et al., 2012).

Esses estudos sobre as diferenças dos padrões de ativação dos músculos responsáveis pela marcha entre diabéticos e pessoas saudáveis também apresentam resultados conflitantes (FERNANDO et al., 2013). Em relação ao tibial anterior, por exemplo, certos autores observaram uma ativação prolongada (KWON et al., 2003), outros autores observaram um atraso na sua ativação (SACCO; AMADIO, 2003; ABBOUD; ROWLEY; NEWTON, 2000) e muitos consideraram que seu padrão temporal não se altera em diabéticos (AKASHI et al., 2008; GOMES et al., 2011; SAWACHA et al., 2012).

O entendimento dos efeitos de mudanças isoladas no sistema musculoesquelético durante a marcha de diabéticos, como a perda de capacidade de produção de força dos músculos distais ou enrijecimento da articulação do tornozelo, pode contribuir para a definição de intervenções terapêuticas em pacientes. Porém, a determinação da relação de causa e efeito de cada alteração musculoesquelética e seus efeitos compensatórios é difícil de ser realizada experimentalmente, talvez até impraticável, pois muitas alterações podem se manifestar em diferentes graus em cada indivíduo de uma população de diabéticos.

3.4 SIMULAÇÃO PREDITIVA

Quando se deseja prever os efeitos de alterações no modelo associadas, por exemplo, à utilização de órteses e prótese, ao envelhecimento ou aos efeitos de doenças como o diabetes, pode-se empregar simulações preditivas do movimento (BOGERT; BLANA; HEINRICH, 2011; ANDERSON; PANDY, 2001). Este tipo de simulação pode desvendar princípios da coordenação neuromuscular (ACKERMANN; BOGERT, 2010), por exemplo, através de estimativas da ativação muscular de alguns músculos que são de difícil acesso (GOMES et al., 2014), como os músculos flexores do quadril.

Simulações preditivas também têm sido empregadas no estudo da influência do enfraquecimento muscular na atividade de levantar (BOBBERT et al., 2016), da adição de massa no membro sobre o custo energético e cinemática da marcha (BOGERT et al., 2012), da gravidade reduzida nos padrões e modos de locomoção (ACKERMANN; BOGERT, 2012), de diferentes estratégias de marcha nas forças de contato do joelho (MILLER; BRANDON; DELUZIO, 2013), ou da rigidez de órteses de tornozelo sobre o custo energético do andar (BREGMAN et al., 2011).

A formulação do problema como um problema de otimização é usada em simulações preditivas, principalmente para determinação de forças musculares (ANDERSON; PANDY, 2001; LEE; UMBERGER, 2016). Esse tipo de resolução requer a adoção de um critério de

desempenho ou função objetivo para a resolução de um problema de controle ótimo (ACKERMANN; BOGERT, 2010). A função objetivo pode conter um termo denominado termo de *tracking* (e.g. (NAGANO et al., 2005)) que minimiza a diferença entre os padrões simulados e dados de referência (LEE; UMBERGER, 2016).

Diante da complexidade da marcha humana, como o movimento da pelve, interação do pé com o solo e coordenação muscular, o problema de controle ótimo resultante é numericamente desafiador, o que pode dificultar a solução do problema ou aumentar consideravelmente o custo computacional (ANDERSON; PANDY, 2001; GROOTE et al., 2016). Por isso, é preciso encontrar um compromisso entre a consistência fisiológica do modelo muscular e a eficiência computacional (GROOTE et al., 2016).

Um método mais simples utilizado na resolução de controle ótimo é o método de *shooting* (BETTS, 2009). Nesse método, o controle é parametrizado a fim de minimizar a função custo. Para simular as equações dinâmicas, a função custo é resolvida em períodos de tempo de forma sequencial, o que pode causar longos tempos de simulações (GROOTE et al., 2016). Por isso esse método é mais eficiente para problemas mais simples.

Já o método de colocação direta tem se tornado mais popular para a resolução de problemas de controle ótimo não lineares (PATTERSON; HAGER; RAO, 2015). Ele é adequado para solução de problemas tanto preditivos quanto de *tracking*, quando estão presentes na função objetivo termos com fatores de peso que balanceiam a função objetivo (LEE; UMBERGER, 2016). No método de colocação direta, os estados e controles são discretizados em um conjunto de pontos apropriadamente escolhidos em um intervalo de tempo (PATTERSON; HAGER; RAO, 2015). Diferente do método de *shooting*, todos os intervalos de tempo são resolvido simultaneamente (GROOTE et al., 2016). Então, o problema de controle ótimo é transcrito em um problema de programação não-linear (NLP).

Portanto, o método de colocação direta é considerado um progresso metodológico em relação ao método de *shooting* para melhorar a eficiência da otimização dinâmica (GROOTE et al., 2016). Além disso, o método de *shooting* é mais sensível às condições iniciais (BETTS, 2009) enquanto o método de colocação direta é mais eficiente computacionalmente e robusto nesse sentido (GROOTE et al., 2016). Outra vantagem do método de colocação direta é a facilidade de manipular as restrições de igualdade com o tempo final, como no caso da marcha (LEE; UMBERGER, 2016).

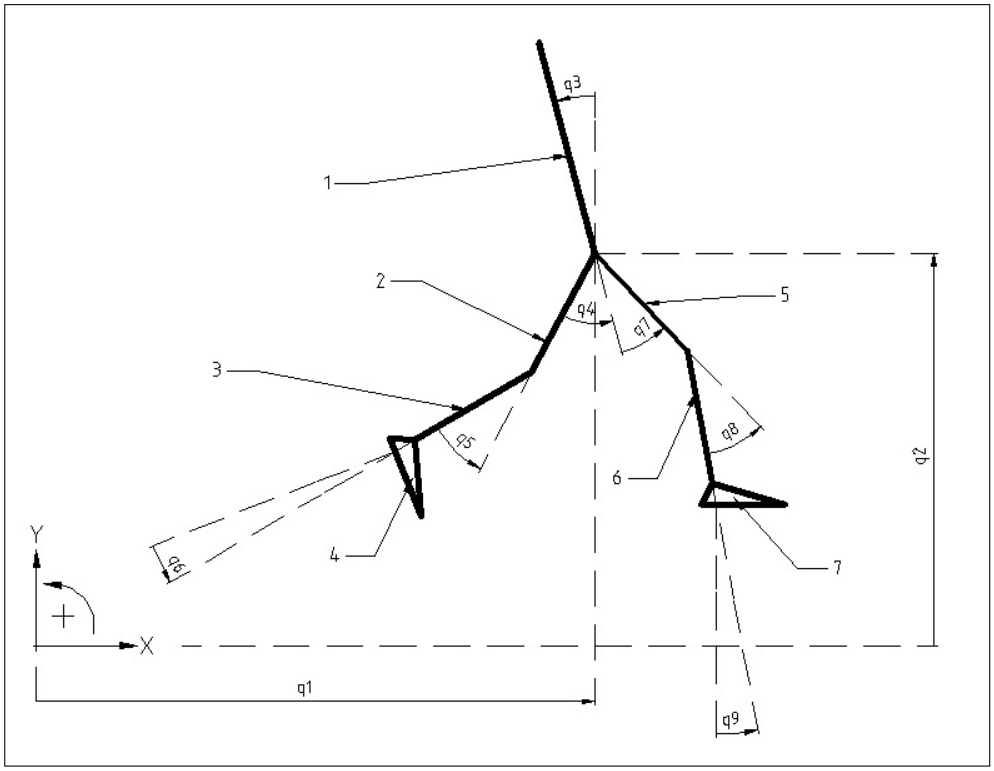
4 MÉTODOS

Nos métodos será apresentado o desenvolvimento do modelo do sistema musculoesquelético, do problema de controle ótimo e como foram feitas as simulações.

4.1 MODELO DO SISTEMA MUSCULOESQUELÉTICO

O modelo do sistema esquelético adotado é ilustrado na Fig. 3. Ele consiste em um sistema multicorpo contido no plano sagital e composto por 7 corpos rígidos (tronco, 2 coxas, 2 pernas e 2 pés), 6 juntas ideais de revolução representando seis articulações (quadril, joelho e tornozelo bilateralmente) e 9 graus de liberdade (Fig. 3). O segmento chamado de tronco inclui também a cabeça e os braços, sendo denominado HAT. As nove coordenadas generalizadas correspondentes aos 9 graus de liberdade são: coordenada horizontal do quadril (q_1), coordenada vertical do quadril (q_2), ângulo do tronco em relação à vertical (q_3), flexão do quadril direito (q_4), extensão do joelho direito (q_5), extensão (flexão plantar) do tornozelo direito (q_6), flexão do quadril esquerdo (q_7), extensão do joelho esquerdo (q_8) e extensão (flexão plantar) do tornozelo esquerdo (q_9). Todos os ângulos são convencionados positivos no sentido anti-horário.

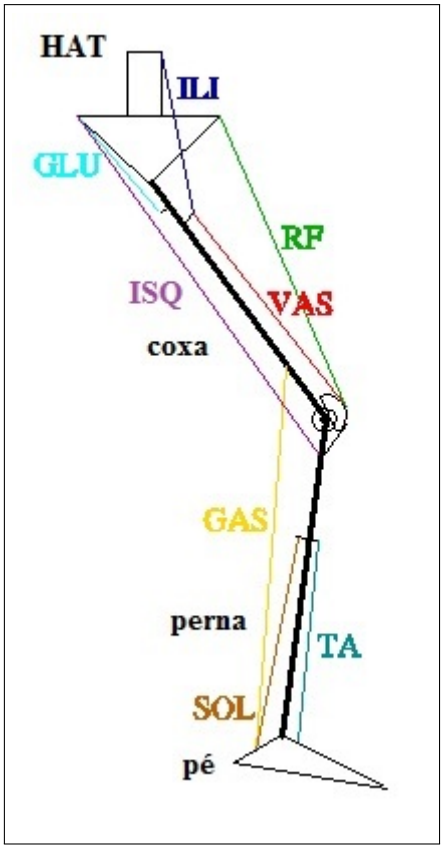
Figura 3 – Modelo do sistema esquelético



Fonte: Autor
Legenda: modelo do sistema esquelético: (1) HAT, (2) coxa direita, (3) perna direita, (4) pé direito, (5) coxa esquerda, (6) perna esquerda, (7) pé esquerdo

Os músculos, tendões e ligamentos produzem momentos ativos e passivos nas articulações nas quais atuam (EDRICH; RIENER; QUINTERN, 2000). Momentos ativos representam os efeitos da ativação muscular. Eles são calculados para as 6 articulações: quadril, joelho e tornozelo bilateralmente. São considerados 8 grupos musculares em cada membro inferior: iliopsoas, glúteos, isquiotibiais, reto femoral, vastos, gastrocnêmios, sóleo e tibial anterior, bilateralmente. A Fig. 4 mostra como estão dispostos os músculos no modelo.

Figura 4 – Representação esquemática do modelo do sistema musculoesquelético



Fonte: Autor
Legenda: representação esquemática do modelo do sistema musculoesquelético, mostrando os músculos iliopsoas (ILI), glúteos (GLU), isquiotibiais (ISQ), reto femoral (RF), vastos (VAS), gastrocnêmios (GAS), sóleo (SOL) e tibial anterior (TA)

Os momentos passivos limitam a amplitude do movimento nas articulações e evitam posições não anatômicas como, por exemplo, a hiperextensão do joelho. Eles também são calculados para cada articulação do sistema musculoesquelético.

As forças e momentos aplicados ao sistema são a força da gravidade aplicada em cada um dos 7 corpos, os torques nas articulações e a força de reação do solo, proveniente de elementos mola-amortecedor localizados na ponta do pé e no calcanhar.

4.1.1 Equações do movimento

As equações de movimento do modelo multicorpo do sistema esquelético na forma mínima foram derivadas aplicando-se o formalismo de Newton-Euler (SCHIEHLEN, 1997), o que é detalhado no Apêndice A. As equações do movimento do modelo na forma geral são representadas por

$$M\ddot{q} \quad k\ q,\dot{q} \qquad k_e\ M_{Tj},Fr \quad , \tag{2}$$

onde M é a matriz de massa, $\ddot{q}$ são as acelerações generalizadas, k é o vetor de forças generalizadas de Coriolis e centrífugas, $\dot{q}$ é o vetor de velocidades generalizadas e k_e é o vetor de forças generalizadas devido aos momentos articulares M_{Tj} e às forças de contato com o solo Fr.

4.1.2 Modelo de contato com o solo

A interação entre o pé e o solo foi modelada por meio de elementos mola-amortecedor não lineares (ACKERMANN; BOGERT, 2010). As componentes horizontais e verticais da força de reação do solo são aplicadas na ponta do pé e no calcanhar. Nesses pontos, as forças de contato são calculadas em função de suas respectivas posições verticais (penetração no solo) r_y e suas velocidades horizontais $\dot{r}_x$ e verticais $\dot{r}_y$. As coordenadas dos pontos foram consideradas $0{,}06\ m$ e $0{,}15\ m$ no eixo X para o calcanhar e a ponta do antepé, respectivamente, e $0{,}07\ m$ para ambos os pontos no eixo Y, de acordo com dados aproximados obtidos de Winter (2005).

A força de contato com o solo vertical Fr_y é calculada da seguinte forma:

$$Fr_y \qquad \begin{array}{r} k_{1,contact} r_y \quad 1 \quad b_{contact}\dot{r}_y \quad \text{se} \quad r_y \quad 0 \\ k_{1,contact} r_y \quad k_{2,contact} {r_y}^3 \quad 1 \quad b_{contact}\dot{r}_y \quad \text{se} \quad r_y \quad 0\ , \end{array} \tag{3}$$

onde $k_{1,contact}$ e $k_{2,contact}$ são termos de rigidez e $b_{contact}$ é o termo de amortecimento. O primeiro termo linear elástico da força vertical Fr_y é relativamente pequeno. Porém, é importante que ele seja considerado para evitar que a derivada da força em relação à posição vertical seja zero, o que favorece a convergência da otimização.

A força de reação do solo horizontal Fr_x é modelada por uma aproximação contínua da Lei de Coulomb por:

$$Fr_x \qquad Fr_y \quad \frac{2}{1 \quad e^{\frac{\dot{r}_x}{v_0}}} \quad 1 \quad , \tag{4}$$

onde o parâmetro é o coeficiente de atrito e v_0 é o parâmetro de normalização da velocidade. Os parâmetros utilizados no cálculo das forças de reação do solo serão apresentados posteriormente.

Desta forma, o modelo está sujeito a 8 componentes das forças de reação do solo: 2 horizontais e 2 verticais em cada pé. Em outros trabalhos de simulação da marcha, como em Ackermann e Bogert (2010), foram utilizados mais pontos de contato com o solo. Por isso,

foi adicionado mais um ponto de força de reação no solo na região intermediária do pé para comparação de resultados. Como os resultados foram muito similares e a complexidade do sistema aumentou consideravelmente com o ponto de contato adicional, dois pontos de contato foram considerados suficientes no presente estudo. Os resultados da adição do terceiro ponto estão descritos na seção C.2 do Apêndice C.

4.1.3 Momento passivo

Durante a marcha e outros movimentos do corpo humano, os segmentos estão sujeitos a forças que causam momentos nas articulações (SIEGLERG; MOSKOWITZ; FREEDMAN, 1984). O complexo músculo-tendão produz momentos ativos e passivos (RIENER; EDRICH, 1999). Os momentos passivos M_{pj} são causados principalmente por tecidos conjuntivos, tendões e ligamentos (EDRICH; RIENER; QUINTERN, 2000). Os elementos passivos desempenham a função de evitar que os segmentos executem movimentos não fisiológicos e desempenham papel importante na redução do custo energético da locomoção humana (ISHIKAWA et al., 2005).

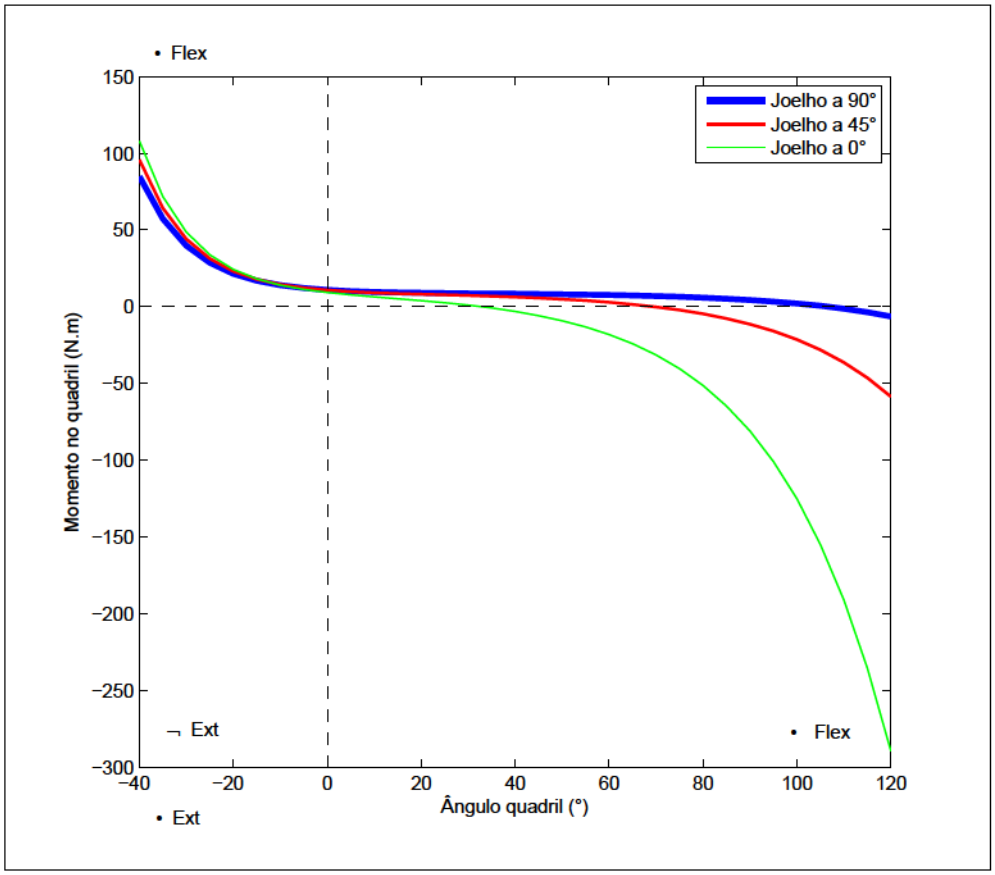
Neste estudo, em vez de considerar os elementos passivos em cada músculo do modelo, o efeito de todos os tecidos passivos é representado por curvas de momento passivo total. Isto permite que se manipule a rigidez das articulações de maneira direta e que se investigue de maneira mais clara os efeitos isolados do enrijecimento das articulações em decorrência do diabetes mellitus.

O cálculo do momento passivo M_{pj}, baseado em Edrich, Riener e Quintern (2000), depende de 11 parâmetros c_{oj} que são diferentes para cada articulação. Além desses parâmetros, são usados no cálculo do momento passivo os deslocamentos angulares na articulação estudada q_j, na articulação distal q_{dist} e na articulação proximal q_{prox}. Segue a equação:

$$\begin{aligned} M_{pj} \quad & exp\ c_1 \quad c_2 q_{dist} \quad c_3 q_j \quad c_4 q_{prox} \\ & exp\ c_5 \quad c_6 q_{dist} \quad c_7 q_j \quad c_8 q_{prox} \quad c_9 \quad exp\ c_{10} \quad c_{11} q_j \ . \end{aligned} \tag{5}$$

A Fig. 5 mostra curvas de momento passivo no quadril para diferentes ângulos de flexão do joelho segundo (EDRICH; RIENER; QUINTERN, 2000). Devido à ação dos músculos biarticulares, os deslocamentos angulares das articulações adjacentes podem influenciar o momento passivo da articulação estudada (EDRICH; RIENER; QUINTERN, 2000).

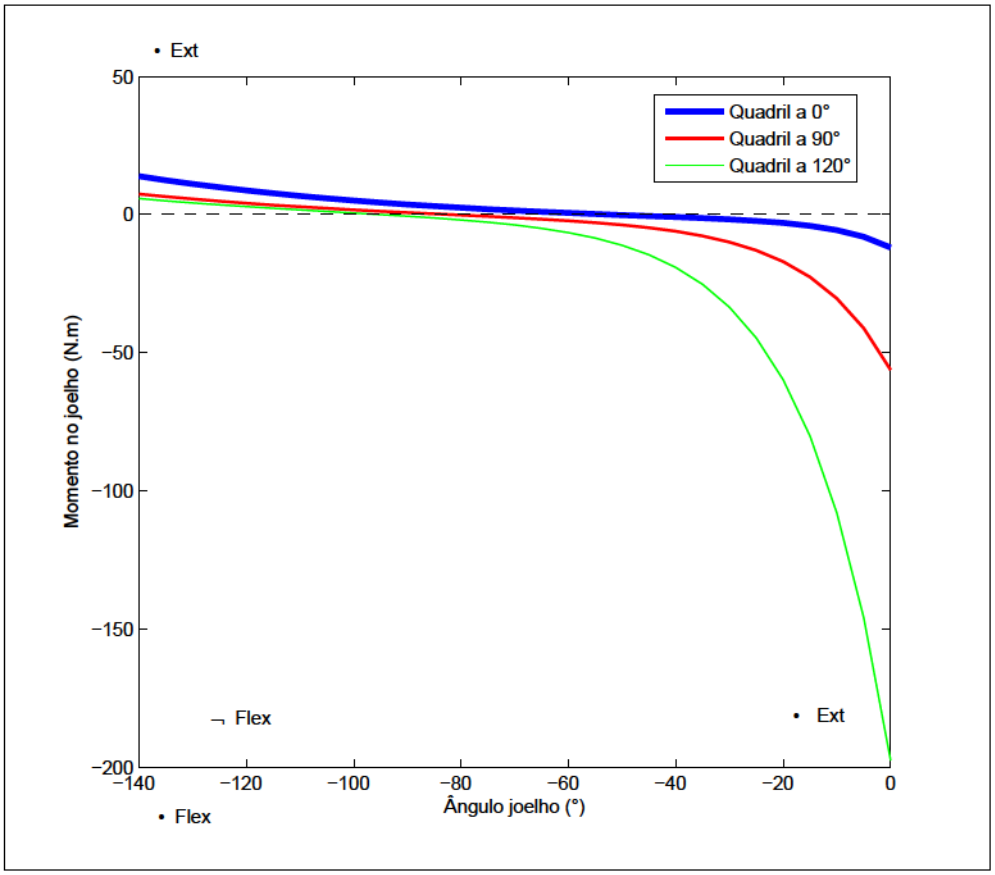
Figura 5 – Curvas de momento passivo no quadril



Fonte: Autor
Legenda: curvas de momento passivo no quadril para diferentes ângulos do joelho. Setas indicam as direções do movimento de flexão (Flex) e extensão (Ext)

A Fig. 6, mostra como varia o momento passivo no joelho para diferentes ângulos do quadril. O ângulo no tornozelo foi mantido em 30°.

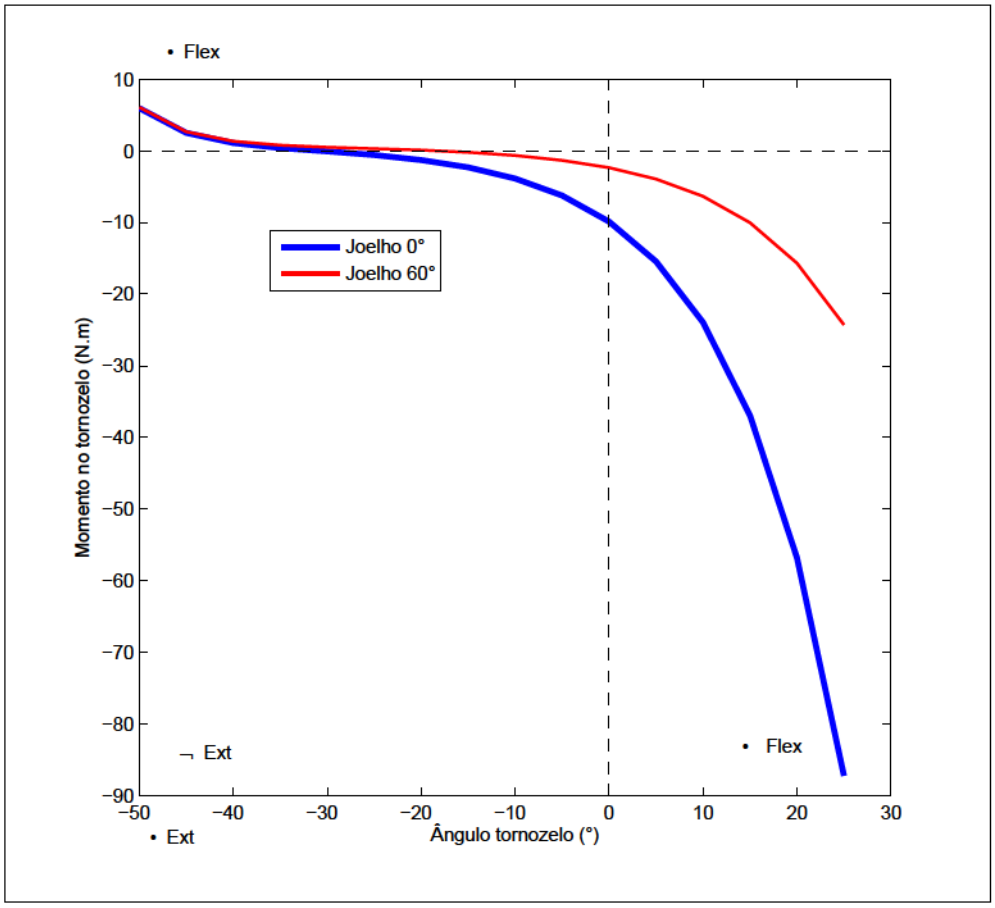
Figura 6 – Curvas de momento passivo no joelho



Fonte: Autor
Legenda: curvas de momento passivo no joelho com tornozelo a 30° para diferentes ângulos do quadril. Setas indicam as direções do movimento de flexão (Flex) e extensão (Ext)

O momento passivo no tornozelo para diferentes ângulos do joelho está representado na Fig. 7.

Figura 7 – Curvas de momento passivo no tornozelo



Fonte: Autor

Legenda: curvas de momento passivo no tornozelo para diferentes ângulos do joelho. Setas indicam as direções do movimento de flexão (Flex) e extensão (Ext)

4.1.4 Modelo muscular

No modelo são considerados 8 grupos musculares (também chamados de complexos músculo-tendão): iliopsoas, glúteos, isquiotibiais, reto femoral, vastos, gastrocnêmios, sóleo e tibial anterior, bilateralmente.

A dinâmica de ativação muscular, ou seja, a relação entre a ativação muscular a e a excitação neural u é representada por uma equação diferencial de primeira ordem como segue (HE; LEVINE; LOEB, 1991):

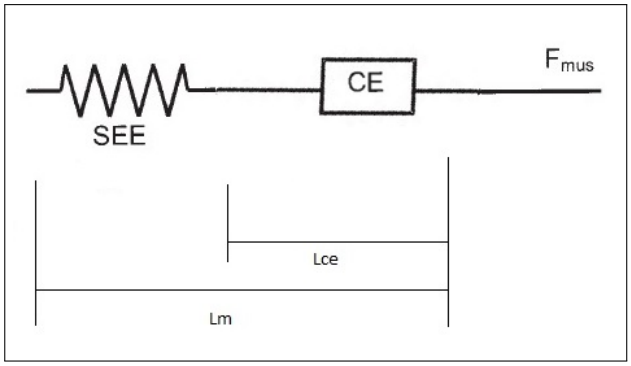
$$\frac{da}{dt} \quad u \quad a \quad \frac{u}{T_{act}} \quad \frac{1 \quad u}{T_{deact}} \quad , \tag{6}$$

onde T_{act} é a constante de tempo de ativação sendo considerada $10ms$ enquanto a T_{deact} (constante de desativação) é $40ms$ para todos os músculos, como usado em modelos do OpenSim (DELP et al., 2007).

O modelo utilizado para representar a unidade músculo-tendão no presente estudo é o modelo de Hill (ZAJAC, 1989), que comumente tem 3 elementos: o elemento contrátil CE, o elemento elástico em paralelo (PEE) e o elemento elástico em série (SEE) (BOGERT; BLANA; HEINRICH, 2011; GROOTE et al., 2016). No presente trabalho, foi utilizado um modelo apenas com o SEE e o CE, como ilustrado na Fig. 8, similar ao usado em outros trabalhos (NAGANO et al., 2005; GERRITSEN et al., 1998). Além disso, o elemento passivo elástico em série SEE, que representa o tendão, foi considerado inextensível, com comprimento fixo. Desta forma, não há dinâmica de contração. O efeito de todos os tecidos passivos, incluindo o PEE e o SEE, é representado por momentos passivos totais nas articulações, como descrito anteriormente (EDRICH; RIENER; QUINTERN, 2000).

Um estudo comparando um modelo de 3 elementos de Hill, um modelo com a adição de elemento de amortecimento e um modelo com tendão inextensível (MILLARD; UCHIDA; DELP, 2013) mostrou que o tendão inextensível diminui consideravelmente o tempo de simulação em comparação com os dois outros modelos de marcha, enquanto o perfil de força é similar para comprimentos de tendão menores ou iguais ao comprimento ótimo das fibras (MILLARD; UCHIDA; DELP, 2013). A elasticidade é parcialmente considerada pelo momento passivo na articulação. Porém, o modelo não é capaz de discriminar a função distinta entre os elementos em série e paralelo (ISHIKAWA et al., 2005). Esta é uma limitação importante e deve ser considerada em trabalhos futuros.

Figura 8 – Modelo muscular de Hill



Fonte: Autor "adaptado de" Nagano et al., 2005

O elemento contrátil CE da Fig. 8 representa o tecido contrátil, ou fibras musculares. A força nesse elemento depende da ativação muscular, do seu comprimento (L_{CE}) e de sua velocidade de alongamento (V_{CE}) (BOGERT, 2011). A força muscular pode ser calculada da seguinte forma:

$$F_{CE} \quad a_m F_{max} f_{FL} f_{FV} \ , \tag{7}$$

onde F_{max} representa a força isométrica máxima do grupo muscular m e a_m é a sua ativação. O fator f_{FL} representa a relação força-comprimento isométrica do elemento contrátil e pode ser aproximada por uma curva Gaussiana como segue:

$$f_{FL} \quad e^{\frac{L_{CE} \quad L_{CEopt}}{W L_{CEopt}}^2} \ , \tag{8}$$

onde L_{CEopt} é o comprimento ótimo das fibras e W é um parâmetro de largura da relação força-comprimento. Foi utilizado $W \quad 0{,}56$ para todos os músculos, que é consistente com um valor teórico baseado na sobreposição de miofilamentos nos sarcômeros humanos (WALKER; SCHRODT, 1974). O fator f_{FV} da Eq. 7 representa a relação força-velocidade normalizada do elemento contrátil CE. Esse termo pode ser calculado com a relação Hill-Katz, usando duas equações hiperbólicas (MCLEAN; SU; BOGERT, 2003):

$$f_{FV} \quad \begin{array}{ll} \dfrac{g_{max} \quad V_{CE} \quad c}{V_{CE} \quad c} & \text{se} \quad V_{CE} \quad 0 \\ \dfrac{V_{max} \quad V_{CE}}{V_{max} \quad \frac{V_{CE}}{A}} & \text{se} \quad V_{CE} \quad 0 \ . \end{array} \tag{9}$$

Quando a velocidade é maior que zero, ocorre um alongamento do CE, correspondente a uma contração excêntrica. Com V_{CE} menor que zero, há um encurtamento do elemento contrátil,

representando uma contração concêntrica. O parâmetro adimensional A da curva de Hill é $A \quad 0{,}25$ e a força muscular excêntrica máxima normalizada g_{max} possui o valor $g_{max} \quad 1{,}8$. A máxima velocidade de encurtamento com ativação total V_{max} é calculada como:

$$V_{max} \quad 10\frac{L_{CEopt}}{s} . \tag{10}$$

O fator de escala é usado para que a influência do nível de ativação a na velocidade máxima de encurtamento seja levada em conta da seguinte maneira:

$$1 \quad e^{\ 3{,}82a} \quad ae^{\ 3{,}82} . \tag{11}$$

A constante c na Eq. 9 produz uma primeira derivada contínua para $V_{CE} \quad 0$ se calculada da seguinte forma:

$$c \quad \frac{V_{max}A \ g_{max} \quad 1}{A \quad 1} . \tag{12}$$

O comprimento total de cada grupo muscular (considerando os músculos e os tendões) L_M é calculado como:

$$L_M \quad L_0 \quad \sum_j d_{jm}q_j , \tag{13}$$

onde L_0 é o comprimento do complexo músculo-tendão quando todos os ângulos articulares são nulos, d_{jm} é a matriz que contém o braço de momento do músculo em relação à articulação j e q_j é o deslocamento angular da articulação j.

Com o auxílio da Fig. 8, o comprimento do CE é calculado como segue:

$$L_{CE} \quad L_M \quad L_{slacksee} , \tag{14}$$

onde $L_{slacksee}$ é o comprimento do elemento SEE relaxado, comprimento este considerado fixo neste trabalho. Portanto, neste caso, a velocidade de alongamento do elemento contrátil V_{CE}, derivado no tempo do comprimento do CE, é calculada como:

$$V_{CE} \quad \sum_j d_{jm}\dot{q}_j . \tag{15}$$

Como a força muscular F_{Mm} é igual à força do CE, o momento ativo M_{aj} em cada articulação é calculado como a seguir:

$$M_{aj} \quad \sum_{m} d_{jm} F_{Mm} \,, \tag{16}$$

onde d_{jm} é o braço de momento do músculo m em relação à articulação j e F_{Mm} é a força no músculo m.

4.1.5 Momentos totais e potência

O momento total M_{Tj} em uma articulação j é a soma dos seus momentos ativo M_{aj} e passivo M_{pj}, como a seguir:

$$M_{Tj} \quad M_{aj} \quad M_{pj} \,. \tag{17}$$

A potência total P_{Tj} na articulação pode ser calculada como:

$$P_{Tj} \quad \dot{q}_j M_{Tj} \,. \tag{18}$$

4.2 PROBLEMA DE CONTROLE ÓTIMO

A resolução do problema de controle ótimo consiste em encontrar as séries temporais dos controles e estados que minimizam uma função custo e satisfazem as restrições do problema. O problema foi considerado de uma fase apenas, ou seja, as equações dinâmicas são válidas para todo o período de simulação. Como não há mudanças nas equações do sistema devido ao modelo de contato adotado, não é necessária uma mudança de fase. Um detalhe importante é que será simulado apenas meio ciclo considerando um movimento perfeitamente simétrico. Na etapa de pós-processamento, é feito um espelhamento dos resultados para determinar os padrões na segunda metade do ciclo.

4.2.1 Restrições

A imposição de limites inferiores e superiores aos estados e controles contribuem para a convergência da otimização, embora não devam estar ativos na solução para que a resposta não seja limitada artificialmente. Os limites inferiores (índice L) e superiores (índice U) dos estados relativos à cinemática foram baseados em dados da literatura (WINTER, 2005). Já os limites inferiores e superiores impostos às ativações musculares a e aos controles u foram fixados em

0 e 1, respectivamente, sendo que o valor 1 representa a máxima excitação neural ou ativação muscular. As equações a seguir resumem os limites impostos:

$$q_L \quad q \quad q_U \,, \tag{19}$$

$$\dot{q}_L \quad \dot{q} \quad \dot{q}_U \,, \tag{20}$$

$$0 \quad a \quad 1 \,, \tag{21}$$

$$0 \quad u \quad 1 \,. \tag{22}$$

Para garantir a periodicidade do movimento, foram criados vínculos entre os estados inicial e final, considerando simetria bilateral da marcha. Assim, apenas metade do ciclo foi simulado. Isso é coerente para o presente estudo, pois a neuropatia é uma doença simétrica. Uma condição de contorno é a de que os deslocamentos e velocidades angulares iniciais das articulações da direita sejam iguais aos estados finais da esquerda e vice-versa. Esse vínculo também foi adicionado às ativações musculares. Além disso, o deslocamento vertical do quadril e a orientação do tronco devem ser iguais no início e no final da simulação. As velocidades horizontal e vertical do quadril e a velocidade angular do tronco também devem ser iguais no início e no final. Já o deslocamento horizontal do quadril inicial foi fixado em zero e o seu deslocamento final deve ser igual ao produto entre a velocidade média especificada v e o período de meio ciclo da marcha tf. Desta forma, as restrições de periodicidade são as seguintes:

$$q_1 \; 0 \quad 0 \,, \tag{23}$$

$$q_1 \; tf \quad tf \; v \,, \tag{24}$$

$$q_{2,3} \; tf \quad q_{2,3} \; 0 \;\; , \tag{25}$$

$$q_{jd} \; tf \quad q_{je} \; 0 \;\; , \tag{26}$$

$$q_{je} \; tf \quad q_{jd} \; 0 \;\; , \tag{27}$$

$$\dot{q}_{1,2,3} \; tf \quad \dot{q}_{1,2,3} \; 0 \;\; , \tag{28}$$

$$\dot{q}_{jd} \; tf \quad \dot{q}_{je} \; 0 \;\; , \tag{29}$$

$$\dot{q}_{je} \; tf \quad \dot{q}_{jd} \; 0 \;\; , \tag{30}$$

$$a_{md} \; tf \quad a_{me} \; 0 \;\; , \tag{31}$$

$$a_{me} \; tf \quad a_{md} \; 0 \;\; , \tag{32}$$

onde o índice j representa a articulação, d o lado direito do corpo, e o lado esquerdo do corpo e m cada músculo do modelo.

4.2.2 Equações diferenciais

Os estados do sistema são as 9 coordenadas generalizadas q e suas derivadas em relação ao tempo $\dot{q}$ e as 16 ativações musculares a. Assim, o sistema possui 34 estados que caracterizam a resposta dinâmica do modelo. Portanto, o vetor de estados é:

$$x \quad \begin{matrix} q \\ \dot{q} \\ a \end{matrix} \quad . \tag{33}$$

As 16 excitações neurais u são as variáveis de controle no problema controle ótimo. As 34 equações diferenciais que descrevem a dinâmica do sistema musculoesquelético podem ser representadas no espaço de estados, incluindo as 9 equações do movimento (Eq. 2), 9 relações entre coordenadas e velocidades generalizadas e 16 equações diferenciais referentes à dinâmica de ativação (Eq. 6) como:

$$\dot{x} \quad f\ x,u \quad . \tag{34}$$

No problema de controle ótimo, estas equações diferenciais são tratadas como restrições dinâmicas do problema.

4.2.3 Função objetivo

Um problema de controle ótimo minimiza uma função custo, também chamada de função objetivo. No caso da locomoção humana, a função custo representa um critério de desempenho que se assume é minimizado pelo sistema nervoso central. Ackermann e Bogert (2010) discutem critérios adequados como função objetivo para a marcha humana (ACKERMANN; BOGERT, 2010). Entre as alternativas descritas no estudo, adotou-se a seguinte:

$$J_{obj} \quad \frac{W_a}{tf \quad m} \quad {}_0^{tf} \quad {}_{m \quad 1}^{16} \quad {}_m a_m^p \quad dt \quad W_{TR} \quad {}_0^{tf} Tr \quad dt \ . \tag{35}$$

O primeiro termo da Eq. 35 consiste na média do quadrado das ativações musculares a ao longo do ciclo. O termo tem a função de distribuir as forças musculares de tal forma

que se minimizem as ativações musculares. Dependendo do expoente da ativação muscular usado, o problema tende a reduzir a fadiga ou o esforço muscular (ACKERMANN; BOGERT, 2010). Foi usado nas simulações da discussão o expoente da Eq. 35 p 2, que representa uma minimização do esforço. O termo $_m$ é o fator de volume muscular, que considera o peso do volume de cada músculo V_m na função objetivo.

$$V_m \quad F_{maxm} L_{CEoptm} \tag{36}$$

O segundo termo da Eq. 35 é o termo de *tracking*, que evita uma grande divergência da solução do problema comparada com padrões normativos reportados na literatura. Os pesos do termo de ativação muscular W_a e do termo de *tracking* W_{TR} permitem a mudança de importância relativa entre os termos. Maiores valores de W_a em relação W_{TR} causam uma minimização maior das ativações musculares. A situação inversa, na qual o peso do *tracking* é maior, faz com que a cinemática e a força de reação do solo sejam mais próximas aos dados normativos de referência.

O termo de *tracking* Tr quantifica a diferença entre os ângulos articulares e as forças de reação do solo simulados (q_j, Fr_x e Fr_y) e os dados de referência correspondentes (q_{Rj}, Fr_{Rx} e Fr_{Ry}) (WINTER, 1991):

$$Tr \quad \sum_{j \ 4}^{9} \left(\frac{q_j \quad q_{Rj}}{W_{qj}} \right)^2 \quad \left(\frac{Fr_x \quad Fr_{Rx}}{W_{Frx}} \right)^2 \quad \left(\frac{Fr_y \quad Fr_{Ry}}{W_{Fry}} \right)^2 . \tag{37}$$

Os pesos dos deslocamentos angulares das articulações W_{qj} e das forças W_{Frx} e W_{Fry} da Eq. 37 têm a função de normalizar os valores, compatibilizando a magnitude dos dados. Cada articulação j tem o fator de peso. Estes fatores de normalização são baseados nos desvios padrão máximos de cada dado descritos na literatura utilizada como referência (WINTER, 1991).

4.2.4 Resumo do problema de controle ótimo

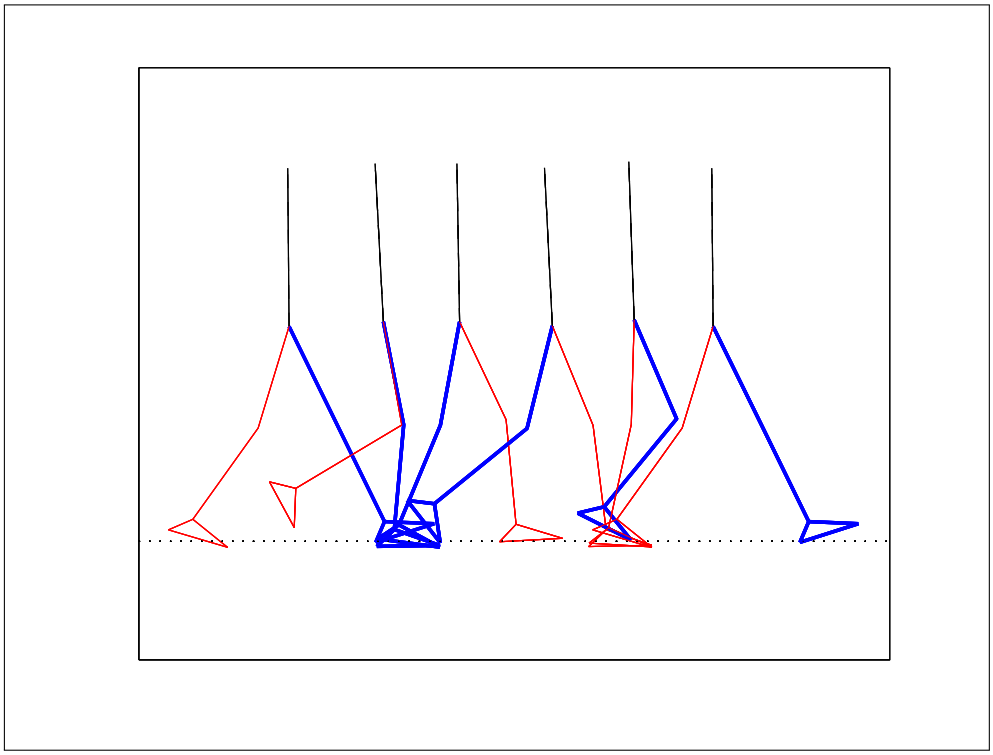
A Eq. 38 resume o problema de controle ótimo descrito na presente seção. O problema consiste em encontrar as séries temporais dos controles $u\ t$ e dos estados $x\ t$ e a período de meio ciclo da marcha $t\,f$ que minimizam a função custo (Eq. 35) e que satisfazem as restrições impostas pelas equações diferenciais (Eq. 34), as restrições de periodicidade (Eq. 23 a 32) e os limites inferiores e superiores impostos aos estados e controles (Eq. 19 a 22). É descrita a função objetivo que deve ser minimizada em relação aos estados, as equações diferenciais que definem o sistema (resumidas na Eq. 34), os limites e as equações de restrições de periodicidade do sistema.

$$
\begin{aligned}
&\min_{x,u,tf} J_{obj} \quad \frac{W_a}{tf\ m} \int_0^{tf} \sum_{m=1}^{16} {}_m a_m^p \, dt \quad W_{TR} \int_0^{tf} Tr \, dt \\
&\qquad M\ddot{q} \quad k\ q,\dot{q} \quad k_e\ M_{Tj}, Fr \\
&\text{s.a.} \quad \frac{dq}{dt} \quad \dot{q} \\
&\qquad \frac{da}{dt} \quad u \quad a \quad \frac{u}{T_{act}} \quad \frac{1\ u}{T_{deact}} \\
&e \\
&\qquad q_L \quad q \quad q_U \\
&\qquad \dot{q}_L \quad \dot{q} \quad \dot{q}_U \\
&\qquad 0 \quad a \quad 1 \\
&\qquad 0 \quad u \quad 1 \\
&\qquad q_1\ 0 \quad 0 \\
&\qquad q_1\ tf \quad tf\ v \\
&\qquad q_{2,3}\ tf \quad q_{2,3}\ 0 \\
&\qquad q_{jd}\ tf \quad q_{je}\ 0 \\
&\qquad q_{je}\ tf \quad q_{jd}\ 0 \\
&\qquad \dot{q}_{1,2,3}\ tf \quad \dot{q}_{1,2,3}\ 0 \\
&\qquad \dot{q}_{jd}\ tf \quad \dot{q}_{je}\ 0 \\
&\qquad \dot{q}_{je}\ tf \quad \dot{q}_{jd}\ 0 \\
&\qquad a_{md}\ tf \quad a_{me}\ 0 \\
&\qquad a_{me}\ tf \quad a_{md}\ 0 \ .
\end{aligned}
\tag{38}
$$

4.3 SIMULAÇÃO

Para o modelo descrito anteriormente, foram feitas várias simulações a fim de analisar as respostas para diferentes modificações impostas ao sistema musculoesquelético, visando representar a marcha de diabéticos neuropatas. A Fig. 9 mostra uma representação esquemática de uma das simulações.

Figura 9 – Representação esquemática de uma simulação preditiva da marcha na condição de referência



Fonte: Autor

4.3.1 Software utilizado

O problema de controle ótimo foi resolvido utilizando-se o pacote dedicado PROPT (tomopt.com) para transformar o problema de controle ótimo em um problema de NLP de larga escala, utilizando o método de colocação direta (BETTS, 2009).

Para resolver o problema de NLP de larga escala utilizou-se o pacote de otimização SNOPT (tomopt.com). O SNOPT resolve problemas esparços de larga escala, empregando um algoritmo de programação sequencial quadrática (SQP) com aproximações da matriz Hessiana do Lagrangiano pelo método quasi-Newton de memória limitada.

O método de colocação direta, usado pelo software, é mais eficiente computacionalmente do que o método *shooting* e é comumente utilizado para resolver problemas deste tipo (GROOTE et al., 2016; ACKERMANN; BOGERT, 2010), principalmente para um sistema com restrições de periodicidade, como as apresentadas no presente estudo (LEE; UMBERGER, 2016).

4.3.2 Parâmetros do modelo

Os parâmetros utilizados para a simulação do modelo foram baseados na literatura (WINTER, 2005; BOGERT, 2011). Os dados antropométricos foram calculados em função da estatura do indivíduo (adotada como 1,8 m) e da sua massa total (adotada como 75 kg). As fórmulas descritas em Winter (2005) possibilitam o cálculo da posição do centro de massa, comprimento do segmento, massa e momento de inércia de todos os segmentos do modelo do sistema esquelético (WINTER, 2005).

A aceleração da gravidade foi considerada g 9,81 m/s^2. Foi usada a versão com 2 pontos de contato com o solo em cada pé, com os parâmetros reportados na Tab. 1.

Tabela 1 – Parâmetros do modelo de contato com o solo nas Eqs. 4 e 3.

Parâmetro	Valor	Unidade
$k_{1,contact}$	1	N ^{1}
$k_{2,contact}$	5.10^7	N m ^{3}
$b_{contact}$	0,85	s m ^{1}
	1	
v_0	0,01	m/s

Fonte: Bogert, 2011

Os parâmetros correspondentes ao modelo muscular, como força isométrica máxima, comprimento ótimo do elemento contrátil CE, comprimento neutro dos tendões e braços de momento são apresentados nas Tab. 2 e 3. Além disso, os parâmetros c_{oj} usados para o cálculo do momento passivo M_{pj} nas articulações da Eq. 5 são apresentados na Tab. 4.

Tabela 2 – Parâmetros dos músculos

Músculo	F_{max} N	L_{CEopt} m	$L_{slacksee}$ m
Iliopsoas	1500	0,102	0,142
Glúteos	3000	0,200	0,157
Isquiotibiais	3000	0,104	0,334
Reto Femoral	1200	0,081	0,398
Vastos	7000	0,093	0,223
Gastrocnêmio	3000	0,055	0,420
Sóleo	4000	0,055	0,245
Tibial Anterior	2500	0,082	0,317

Fonte: Bogert, 2011

Tabela 3 – Parâmetros para o cálculo dos braços de momento dos músculos de acordo com Eq. 16

Músculo	L_0 m	$d_{quadril}$ m	d_{joelho} m	$d_{tornozelo}$ m
Iliopsoas	0,248	0,050	-	-
Glúteos	0,271	0,062	-	-
Isquiotibiais	0,383	0,072	0,034	-
Reto Femoral	0,474	0,034	0,050	-
Vastos	0,271	-	0,042	-
Gastrocnêmio	0,487	-	0,020	0,053
Sóleo	0,284	-	-	0,053
Tibial Ant.	0,381	-	-	0,037

Fonte: Bogert, 2011

Tabela 4 – Parâmetros das expressões de momento passivo nas articulações da Eq. 5.

c_{oj}	quadril	joelho	tornozelo
c_1	1	1,3	2,35
c_2	0,003	0,06	0
c_3	0,09	0,06	0,085
c_4	0	0,0477	0,021
c_5	0,9	0,5	7,8
c_6	0,033	0	0
c_7	0,04	0,017	0,19
c_8	0	0,005	0
c_9	14	3,9	1,6
c_{10}	-	2,2	-
c_{11}	-	0,1	-

Fonte: Edrich, Riener e Quintern, 2000

Para a escolha do número de pontos de colocação n utilizado para a simulação do problema de controle ótimo, foi realizada uma análise de refinamento de malha, descrita no Apêndice B. Os resultados descritos na discussão deste trabalho foram simulados com n 50, pois com esse valor foi possível obter bons resultados com um tempo de simulação aceitável (entre 16 minutos para a simulação de referência e 4 horas para a condição modificada) em um computador pessoal com processador Intel Core 2 Duo E8400 3.00GHz e com memória RAM de 4,00 GB. Para a comparação de outros parâmetros, descrita no Apêndice C, foram usados resultados com n 40.

A velocidade de marcha v foi mantida constante em v 1,1 m/s, valor correspondente a uma velocidade de marcha lenta (WINTER, 1991) e consistente com a marcha de pacientes diabéticos (GOMES et al., 2011). Foram realizadas simulações com tempo final tf fixo e com tempo variável. Porém, os resultados apresentados no presente trabalho foram simulados com tempo variável.

O peso das ativações musculares W_a da função objetivo J_{obj} foi mantido em 1 para todas as simulações. Para o fator de peso do termo de *tracking* W_{TR}, foram adotados valores entre 0,005 e 0,5. Um valor intermediário, de W_{TR} 0,1 foi escolhido na discussão por garantir proximidade da solução aos padrões normativos e ao mesmo tempo permitir alterações facilmente observáveis em resposta às alterações impostas ao sistema musculoesquelético. Nas simulações

usadas na discussão, foi usado o expoente das ativações p 2 e o fator de volume muscular $_m$ 1. O Apêndice C apresenta os resultados de simulações com diferentes parâmetros.

4.3.3 Modificações do modelo

As modificações impostas nas propriedades do sistema musculoesquelético do modelo foram feitas com a intenção de representar as possíveis mudanças apresentadas por um indivíduo diabético. Neste trabalho, serão discutidos dois tipos de modificação, denominados Caso A e Caso B. No Caso A, foram analisados resultados de cinco simulações em resposta a alterações nas curvas de rigidez do tornozelo. No Caso B, foram analisados resultados de quatro simulações em resposta a modificações nas forças isométricas máximas de músculos distais atuantes no tornozelo. Uma das simulações chamada de Referência foi gerada com valores de referência considerados normais e serviu de chute inicial para todas as simulações realizadas. No Apêndice C são apresentados os Casos C, D, E, F e G que mostram as simulações com diferentes parâmetros.

4.3.3.1 Parâmetros do modelo no Caso A

O modelo no Caso A sofre alterações apenas na propriedade do momento passivo M_{pj} da articulação do tornozelo. Este estudo visa analisar os efeitos de um aumento da rigidez do tornozelo em flexão de diabéticos no padrões cinemáticos e cinéticos da marcha (WILLIAMS; BRUNT; TANENBERG, 2007; HAJRASOULIHA et al., 2005).

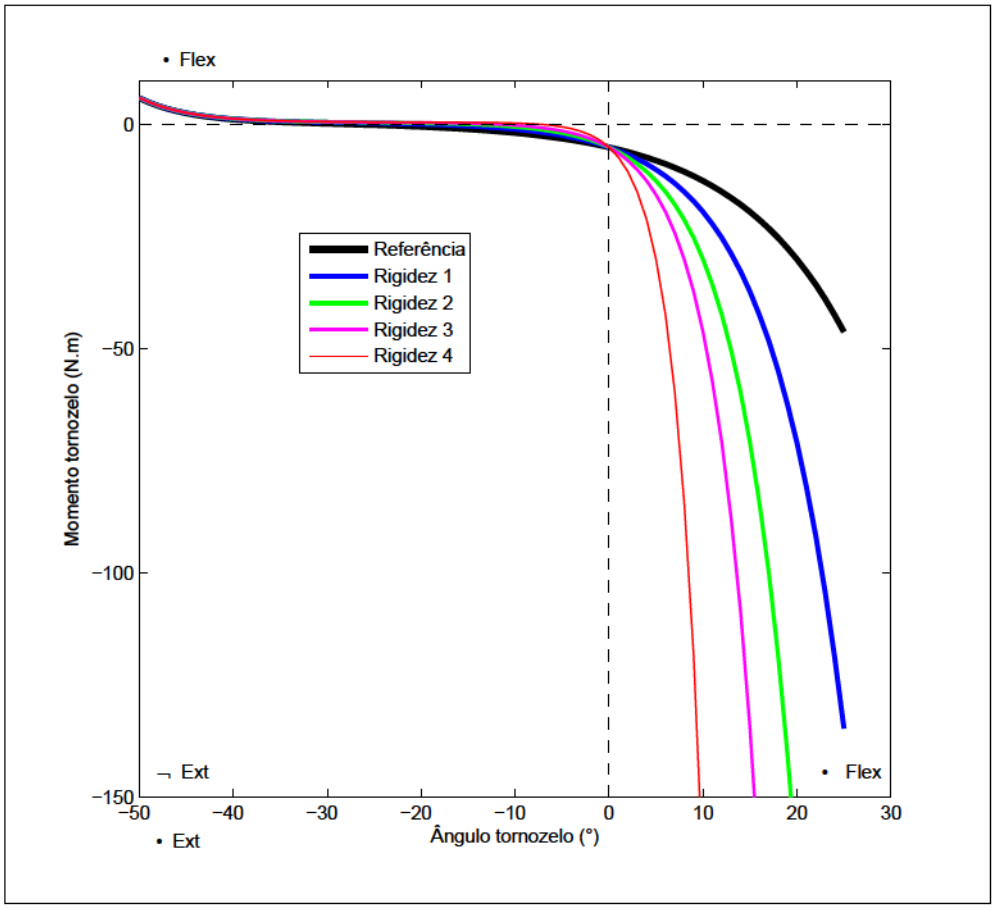
Para representar o enrijecimento da articulação do tornozelo, foi alterado o valor de referência (Tab. 4) do parâmetro c_3 da Eq. 5. Foram feitos aumentos gradativos nos valores deste parâmetro segundo a Tab. 5, resultando em curvas de momento passivo no tornozelo como ilustrado na Fig. 10, para um ângulo do joelho de 30 . Na Fig. 10, a curva preta apresenta o momento passivo no tornozelo para o valor de referência de c_3. As demais curvas mostram o aumento do momento passivo de extensão para a flexão do tornozelo com o aumento do parâmetro c_3.

Tabela 5 – Parâmetros da curva de momento para o Caso A, de acordo com Eq. 5

Versão	c_3 do M_{pj} do Tornozelo
Referência	Valor normal
Rigidez 1	$+50\%$ de c_3
Rigidez 2	$+100\%$ de c_3
Rigidez 3	$+150\%$ de c_3
Rigidez 4	$+300\%$ de c_3

Fonte: Autor

Figura 10 – Curvas modificadas do momento passivo no tornozelo



Fonte: Autor

Legenda: momento passivo no tornozelo para ângulo do joelho em 30° e para diferentes valor do parâmetro c_3 na Eq. 10

4.3.3.2 Parâmetros do modelo no Caso B

No Caso B, foi adotada a mesma simulação de Referência do Caso A como base de comparação. Os outros 3 resultados representam a perda de força muscular dos músculos dis-

tais descrita na literatura (ANDERSEN et al., 2004; CAMARGO et al., 2015). Para isso, foi reduzido gradativamente o valor da força isométrica máxima F_{max} dos músculos gastrocnêmio (GAS), sóleo (SOL) e tibial anterior (TA) apresentado na Tab. 2.

Como o efeito da neuropatia nos músculos distais ocorre de forma gradativa (ANDERSEN et al., 1997) e é heterogênea na população de diabéticos, foram feitas simulações com diferentes valores de redução de F_{max}. Os valores de 10% de decréscimo da F_{max} do tibial anterior e 15% do tríceps sural (gastrocnêmio e sóleo) (TS) foram adotados na primeira versão modificada. Uma segunda simulação foi realizada com a redução da F_{max} de 20% do TA e 30% do TS. Esses valores de redução de força muscular intermediários foram considerados como médias representativas do que é encontrado em diabéticos e reportado na literatura (IJZERMAN et al., 2012; ALLEN et al., 2014; GOMES et al., 2014). Uma última versão com redução de 30% do TA e 40% do TS foi também simulada considerando que foram reportados reduções de até 50% do momento ativo distal em diabéticos neuropatas (IJZERMAN et al., 2012). Deste modo, é possível reconhecer a tendência de mudança nos padrões de marcha em resposta a uma redução progressiva da força isométrica máxima dos músculos distais. Esses valores estão resumidos na Tab. 6.

Tabela 6 – Parâmetros de força isométrica máxima para o Caso B

Versão	**Gastrocnêmios**	**Sóleo**	**Tibial Anterior**
Referência	Valor normal	Valor normal	Valor normal
F_{max} -15% TS -10% TA	15% de F_{max}	15% de F_{max}	10% de F_{max}
F_{max} -30% TS -20% TA	30% de F_{max}	30% de F_{max}	20% de F_{max}
F_{max} -40% TS -30% TA	40% de F_{max}	40% de F_{max}	30% de F_{max}

Fonte: Autor

5 RESULTADOS

Em todas as simulações estudadas no presente estudo, a otimização convergiu na solução ótima satisfazendo as restrições impostas. Os resultados obtidos da solução do problema de controle ótimo são correspondentes a meio ciclo da marcha, contudo, apresentamos o resultado do ciclo completo da marcha do membro inferior direito, pois o movimento do sistema no plano sagital foi considerado simétrico. O ciclo da marcha começa quando o calcanhar direito toca o solo (0% do ciclo da marcha) e termina imediatamente antes do novo toque deste mesmo calcanhar no solo (100% do ciclo da marcha).

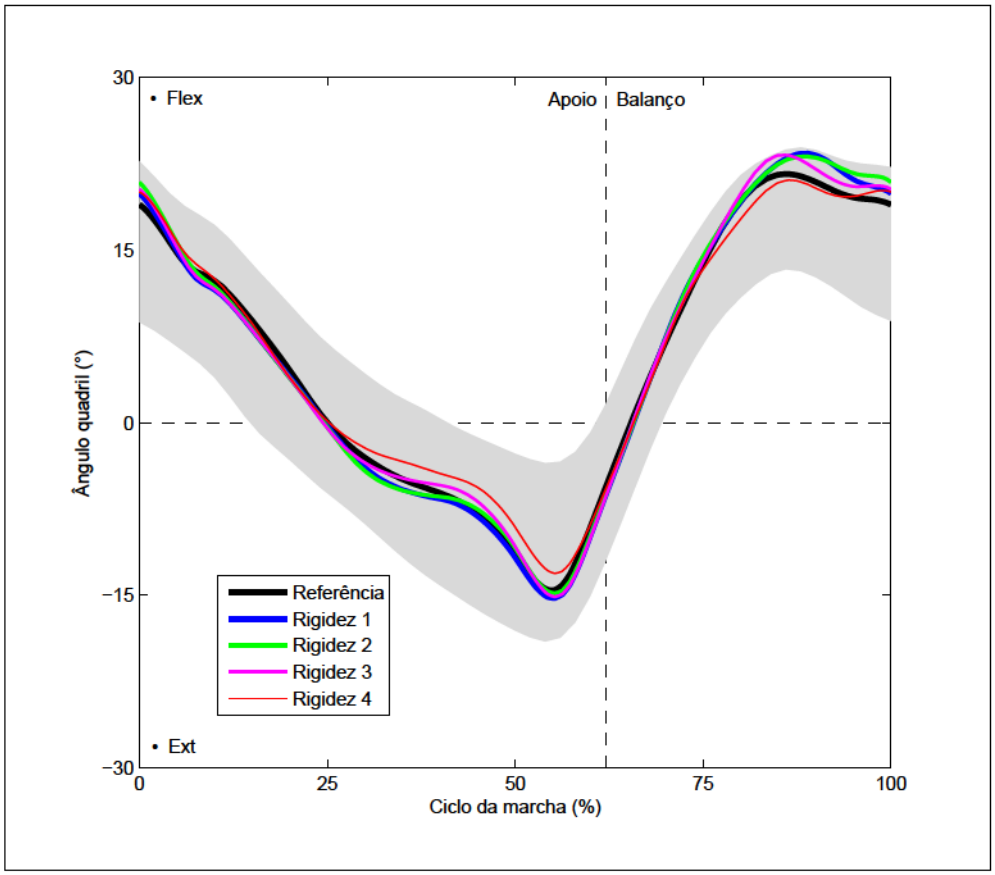
Nos gráficos que mostram a cinemática e as forças de reação no solo vertical e horizontal, os desvios padrão das variáveis utilizadas no termo de *tracking* em relação às médias são representados por áreas sombreadas em cinza, facilitando a comparação entre os resultados simulados e os valores da literatura (WINTER, 1991). Além disso, uma linha tracejada vertical separa as fases de apoio e balanço em alguns gráficos. As direções do movimento de extensão (Ext) e flexão (Flex) para os ângulos e momentos nas articulações são indicados por setas.

Para ambos os Casos, serão apresentados os gráficos da cinemática da marcha, componentes vertical e horizontal das forças de reação de solo, ativação e força muscular dos 8 grupos musculares, momentos totais nas articulações, momento passivo no tornozelo, contribuição das componentes ativa e passiva do momento no tornozelo e potências totais nas articulações.

5.1 RESULTADOS DO CASO A - AUMENTO DA RIGIDEZ DO TORNOZELO

No Caso A, são apresentados os resultados das simulações que representam os efeitos de um aumento gradativo da rigidez do tornozelo. Os resultados referentes à condição de referência são representados pelas curvas pretas. Os resultados referentes às condições Rigidez 1, 2, 3 e 4 são representados pelas curvas azul, verde, magenta e vermelha, respectivamente. A Fig. 11 mostra ângulo da articulação do quadril no Caso A. O padrão reportado em Winter (1991) para a marcha em velocidade baixa é representado no gráfico da Fig. 11 como uma área sombreada.

Figura 11 – Ângulo do quadril do Caso A



Fonte: Autor
Legenda: ângulo do quadril simulado para as diferentes curvas de momento passivo ilustradas na Fig. 10. A área sombreada do gráfico representa a média $\pm$ 1 desvio padrão dos dados usados como referência no termo de *tracking* (WINTER, 1991). Setas indicam as direções do movimento de flexão (Flex) e extensão (Ext)

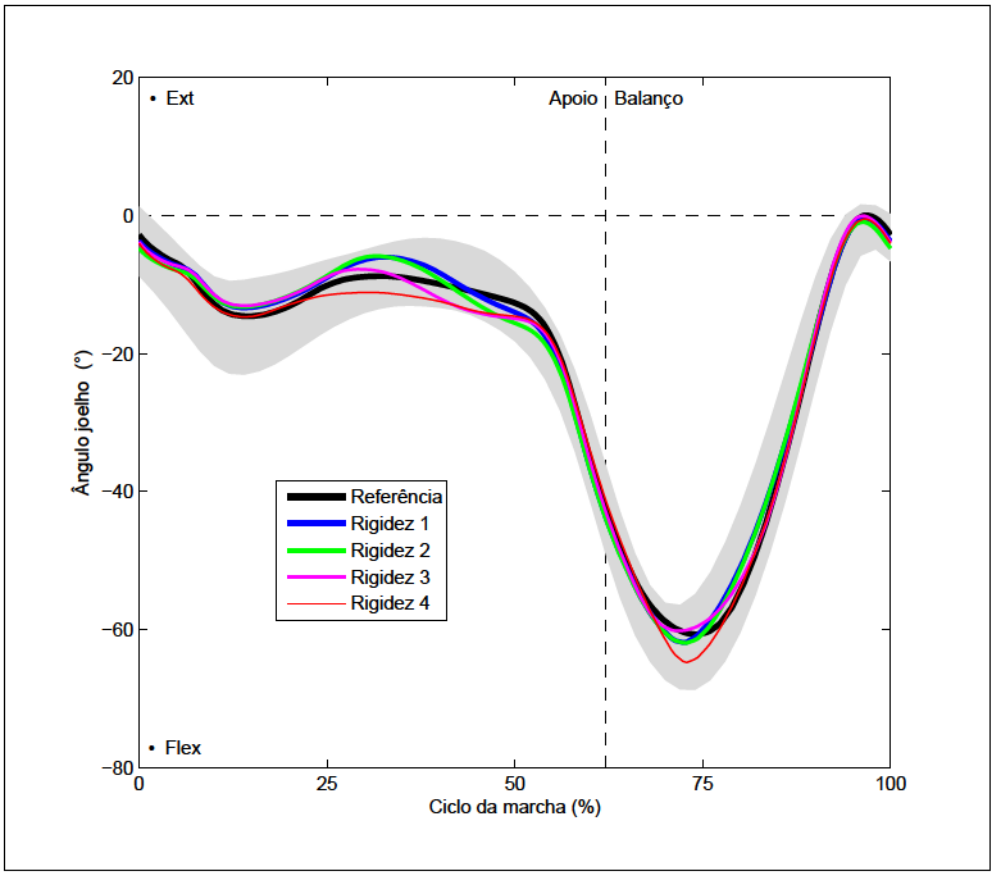
A condição que serve de base para a comparação possui o valor de todos os parâmetros considerados normais e é chamada de Referência. No gráfico da Fig. 11, observamos que a flexão do quadril no início da fase de apoio, principalmente até 25% do ciclo da marcha, é similar para todas as simulações. A simulação que representa o tornozelo mais rígido (Rigidez 4) apresenta uma menor extensão do quadril entre 25% e 60% do ciclo da marcha. Os outros padrões de Rigidez (Rigidez 1, 2 e 3) demonstram uma maior flexão do quadril no final da fase de balanço, ou seja, final do ciclo da marcha.

As curvas da cinemática do quadril de todas as simulações estudadas no Caso A se aproximaram do padrão esperado na literatura para a marcha humana com uma velocidade baixa. Ao longo de todo o ciclo da marcha, os valores de extensão e flexão do quadril estão a menos de um desvio padrão da média utilizada como referência (WINTER, 1991).

Na Fig. 12, é possível observar que as primeiras simulações com o aumento do momento passivo (Rigidez 1 e 2) apresentam uma menor flexão do joelho durante boa parte da fase de

apoio, entre 10% e 40% do ciclo da marcha, em comparação com a Referência. Já o padrão de Rigidez 4 apresenta uma tendência oposta, com um aumento da flexão entre 20% e 50% do ciclo e no início da fase de balanço (75% do ciclo da marcha). O padrão de Rigidez 3 causa um efeito intermediário.

Figura 12 – Ângulo do joelho do Caso A



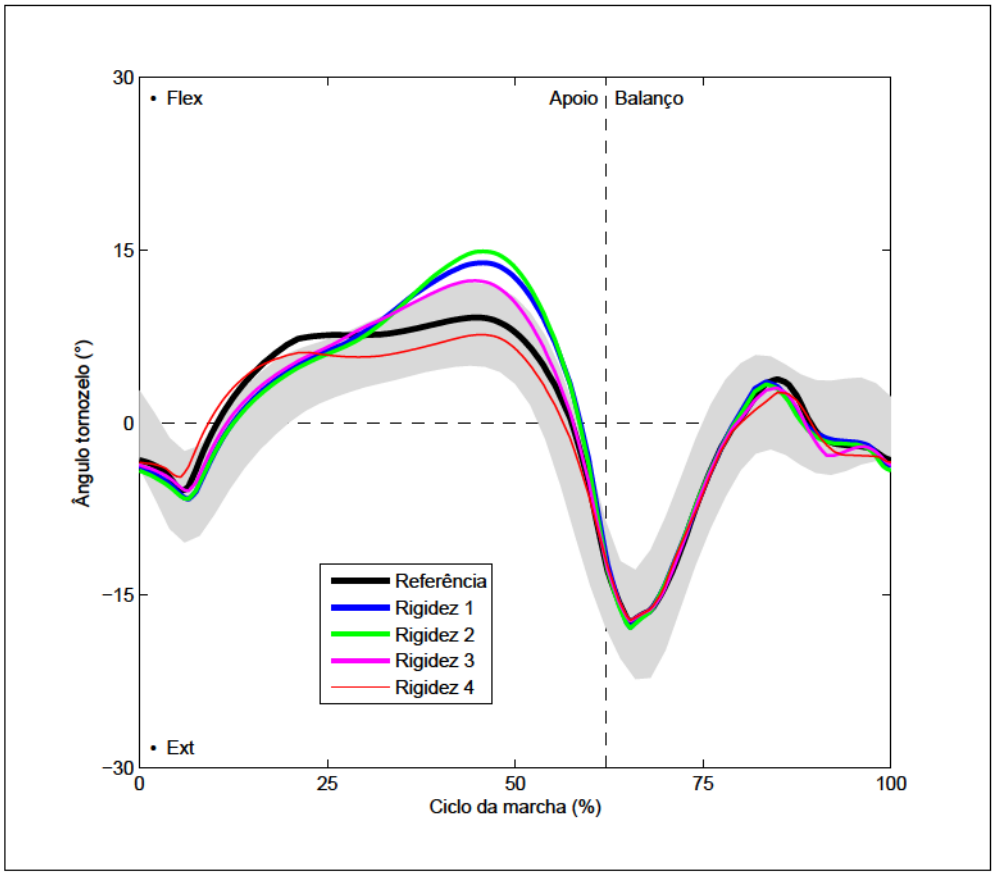
Fonte: Autor

Legenda: ângulo do joelho simulado para as diferentes curvas de rigidez do tornozelo ilustradas na Fig. 10. A área sombreada representa a média ± 1 desvio padrão dos dados usados como referência o termo de *tracking* (WINTER, 1991). Setas indicam as direções do movimento de flexão (Flex) e extensão (Ext)

Similar ao que aconteceu com a articulação do quadril, o ângulo do joelho se aproximou do padrão descrito na literatura, permanecendo a uma distância da média sempre inferior a 1 desvio padrão.

A Fig. 13 apresenta o ângulo do tornozelo. As maiores divergências das condiçõesmodificadas ocorreram na fase de apoio. As 3 primeiras condições (1,2 e 3) mostram maior flexão do tornozelo entre 30% e 55% em relação à referência com o aumento da rigidez do tornozelo, principalmente na fase de propulsão.

Figura 13 – Ângulo do tornozelo do Caso A

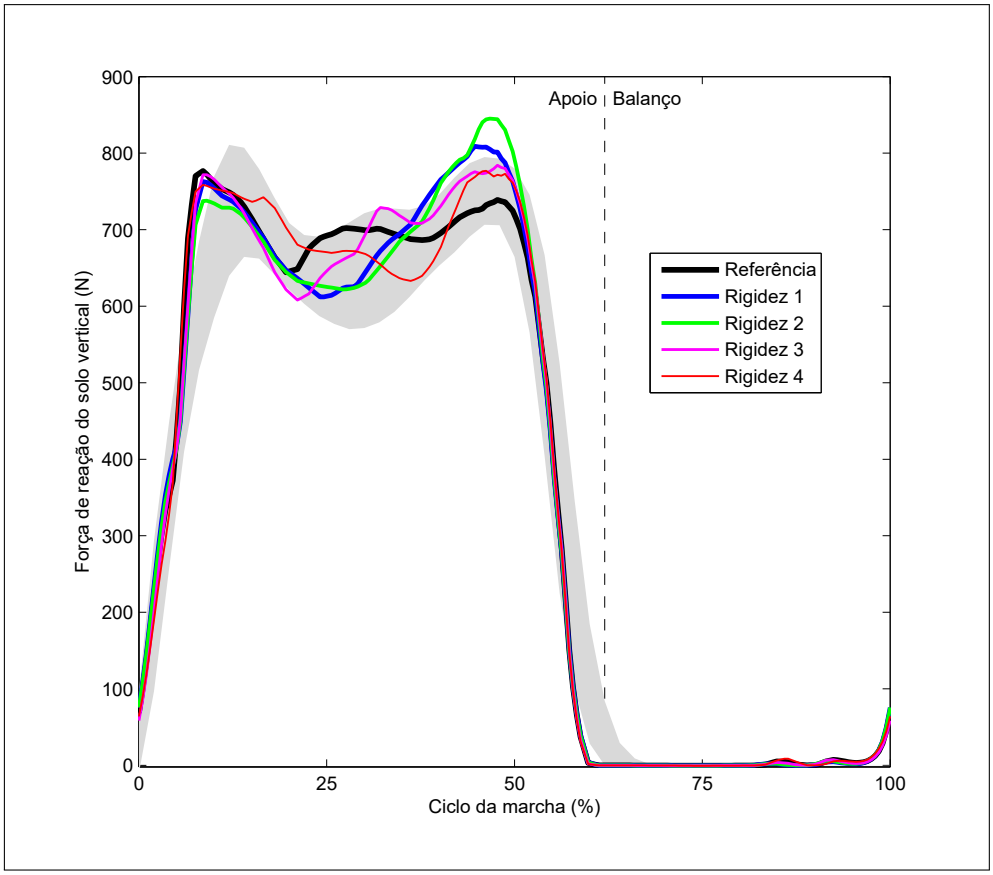


Fonte: Autor
Legenda: ângulo do tornozelo simulado para as diferentes curvas de rigidez do tornozelo ilustradas na Fig. 10. A área sombreada do gráfico representa a média $\pm$ 1 desvio padrão dos dados usados como referência no termo de *tracking* (WINTER, 1991). Setas indicam as direções do movimento de flexão (Flex) e extensão (Ext)

Observa-se que o aumento gradual de rigidez do tornozelo não causa um aumento progressivo da flexão do tornozelo na fase de propulsão. Com o aumento da rigidez, primeiramente (para Rigidez 1 e 2) há aumento da flexão do tornozelo, mas aumentos adicionais passam a gerar redução (Rigidez 3), sendo que a condição de Rigidez 4 apresenta flexão inferior à referência na fase de apoio.

As curvas de força de reação no solo vertical (Fig. 14) se aproximaram da área sombreada do gráfico, que representa a média $\pm$ 1 desvio padrão dos dados de referência na literatura (WINTER, 1991). Porém, é possível observar uma pequena defasagem das simulações em comparação com os dados do winter.

Figura 14 – Força de reação no solo vertical do Caso A

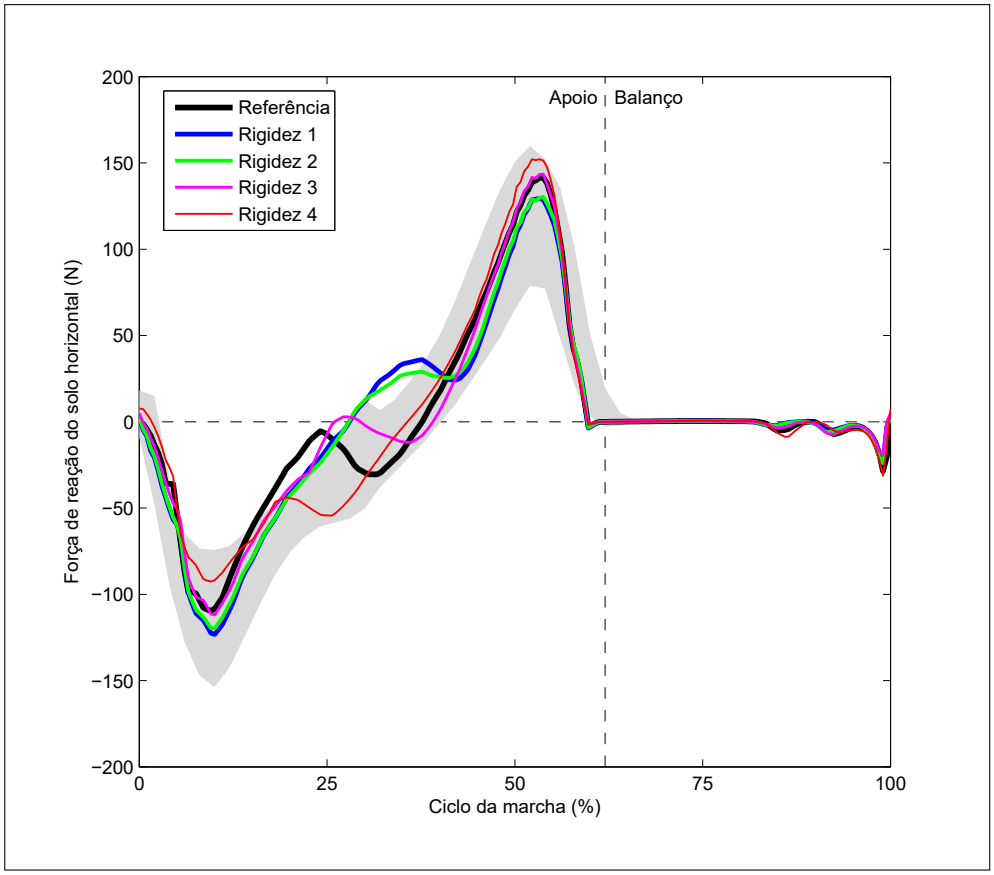


Fonte: Autor
Legenda: força de reação no solo vertical para as diferentes curvas de rigidez do tornozelo ilustradas na Fig. 10. A área sombreada do gráfico representa a média 1 desvio padrão dos dados usados no termo de *tracking* (WINTER, 1991)

O valor médio da força de reação do solo vertical para os dois membros inferiores deve ser igual ao peso total do modelo. No caso do presente trabalho, esse valor é de aproximadamente 750 N.

O aumento do momento passivo causou alterações no gráfico da força vertical, porém não foi possível reconhecer nenhuma tendência de mudança. Observou-se apenas que as maiores divergências ocorreram no meio e final do período de apoio simples, entre 15% e 50% do ciclo da marcha, onde ocorre um aumento do segundo pico da força de reação no solo vertical.

Figura 15 – Força de reação do solo horizontal do Caso A

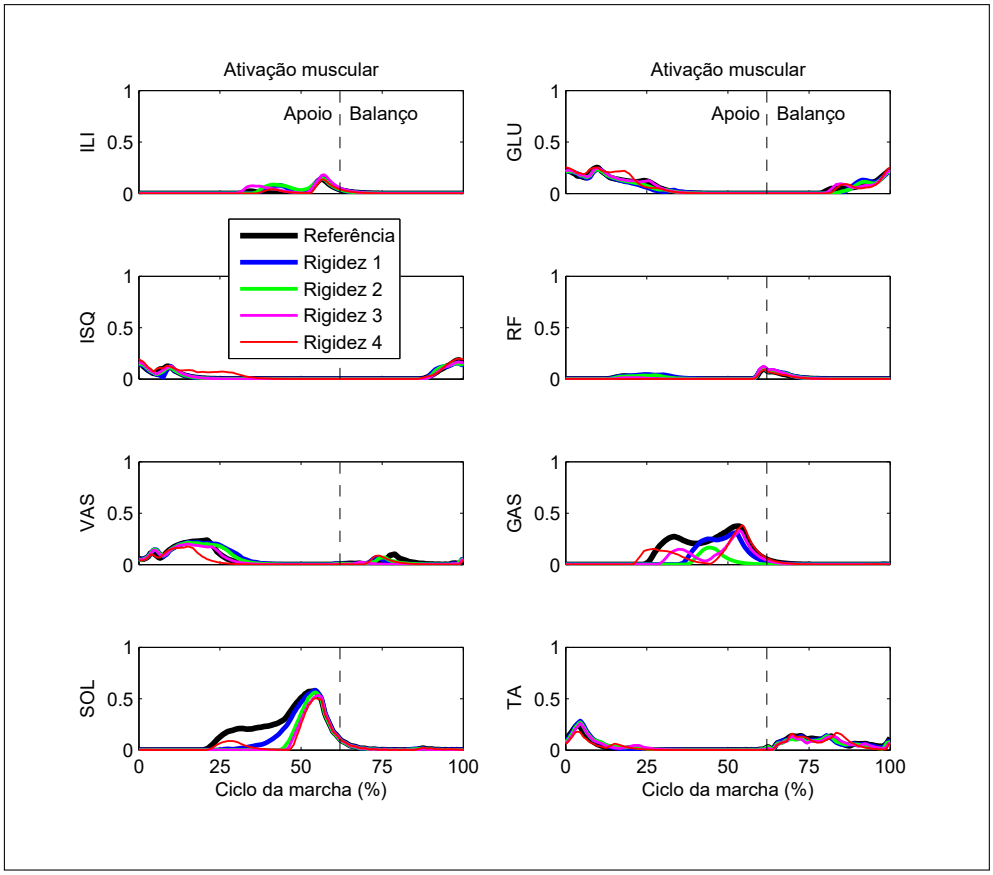


Fonte: Autor
Legenda: força de reação do solo horizontal para as diferentes curvas de rigidez do tornozelo ilustradas na Fig. 10. A área sombreada do gráfico representa a média 1 desvio padrão dos dados usados como referência no termo de *tracking* (WINTER, 1991)

A Fig. 16 mostra as ativações musculares simuladas para todos os músculos do modelo. É possível observar alterações nos padrões de ativação nos 8 músculos estudados.

O iliopsoas (ILI) apresentou uma maior ativação em todas as simulações com aumento de rigidez do tornozelo. Porém, os níveis de ativação desse grupo muscular são relativamente baixos. Para o padrão de Rigidez 4, os glúteos (GLU) e os isquiotibiais (ISQ) apresentaram um pequeno aumento da ativação na fase de apoio em torno de 25% do ciclo da marcha. O músculo reto femoral (RF) apresentou uma maior ativação para as condições de Rigidez 1 e 2 em 25% da marcha. Na Rigidez 4 não houve ativação RF no mesmo período.

Figura 16 – Ativações musculares do Caso A



Fonte: Autor
Legenda: ativações musculares do iliopsoas (ILI), glúteos (GLU), isquiotibiais (ISQ), reto femoral (RF), vastos (VAS), gastrocnêmios (GAS), sóleo (SOL) e tibial anterior (TA) simuladas para as diferentes curvas de rigidez do tornozelo ilustradas na Fig. 10

Os vastos (VAS) apresentaram alteração no padrão de ativação para todas as simulações. Houve uma redução do pico da ativação do VAS com o aumento da rigidez do tornozelo. As condições Rigidez 1 e 2 apresentaram também um pequeno atraso na desativação do músculo. A condição Rigidez 4 apresentou adiantamento da desativação do VAS, que teve seu pico de ativação consideravelmente reduzido.

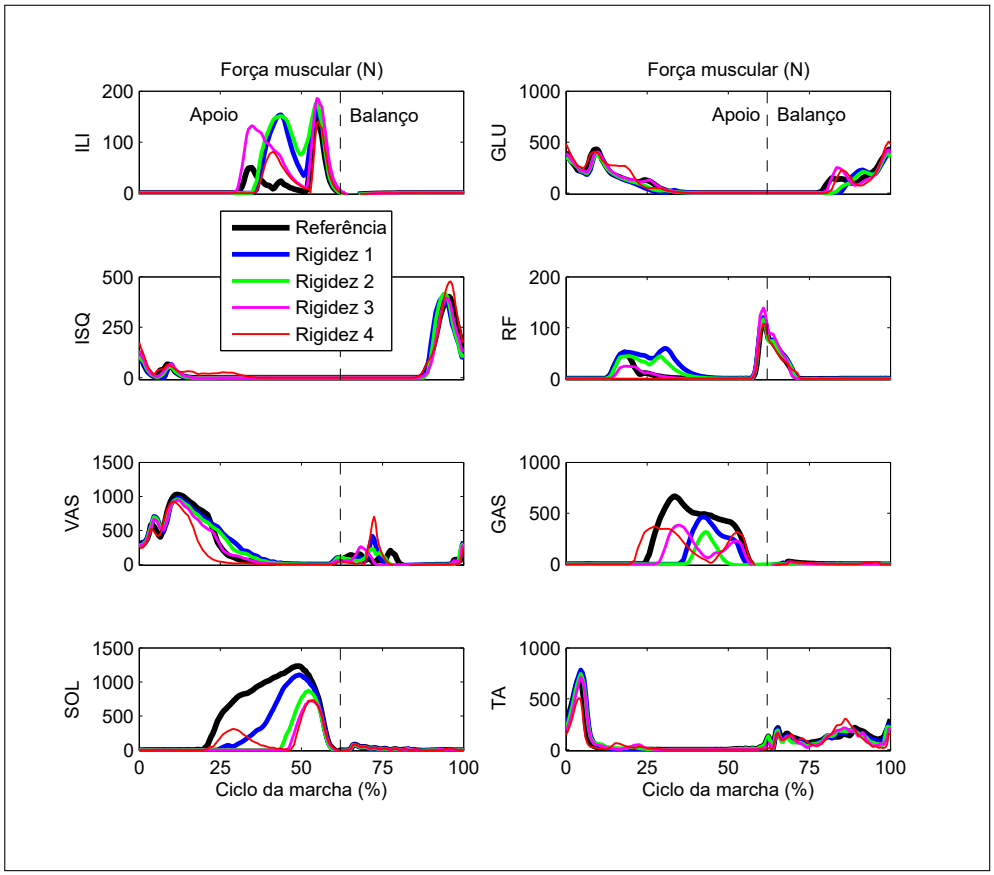
As maiores alterações do padrão de ativação ocorreram para o GAS. No padrão de Rigidez 1, o músculo foi ativado tardiamente e o pico de ativação foi reduzido na fase de propulsão. Para a Rigidez 2, a ativação do GAS foi mais atrasada em comparação com a Referência e com a Rigidez 1, apresentando uma ativação reduzida em 40 % do ciclo da marcha. Já na Rigidez 3, a ativação do GAS foi atrasada em comparação com a Referência, mas adiantada em relação às condições de rigidez superior. A Rigidez 4 apresentou uma ativação adiantada do GAS em comparação a todas as outras condições e uma redução da ativação entre 20% e 50% do ciclo

da marcha. Nota-se o aparecimento de um padrão composto por dois picos para os dois maiores valores de rigidez (3 e 4).

O SOL foi o único músculo que apresentou uma mudança gradativa, consistentemente no mesma direção, com o aumento da rigidez do tornozelo. O aumento da rigidez gerou atraso progressivo da ativação do SOL, enquanto o pico da ativação se manteve similar entre as condições. Já o TA apresentou poucas mudanças, tanto na fase de apoio quanto na de balanço.

As forças musculares simuladas (Fig. 17) seguem as mesmas tendências descritas para as ativações Fig. 16.

Figura 17 – Forças musculares do Caso A



Fonte: Autor
Legenda: forças musculares do iliopsoas (ILI), glúteos (GLU), isquiotibiais (ISQ), reto femoral (RF), vastos (VAS), gastrocnêmios (GAS), sóleo (SOL) e tibial anterior (TA) para as diferentes curvas de rigidez do tornozelo ilustradas na Fig. 10

Podemos afirmar que o aumento da rigidez do tornozelo aumenta a produção de força do ILI. O aumento da força muscular no meio da fase de apoio chega a 100 N. Já as mudanças na produção de força do GLU, ISQ e RF foram discretas.

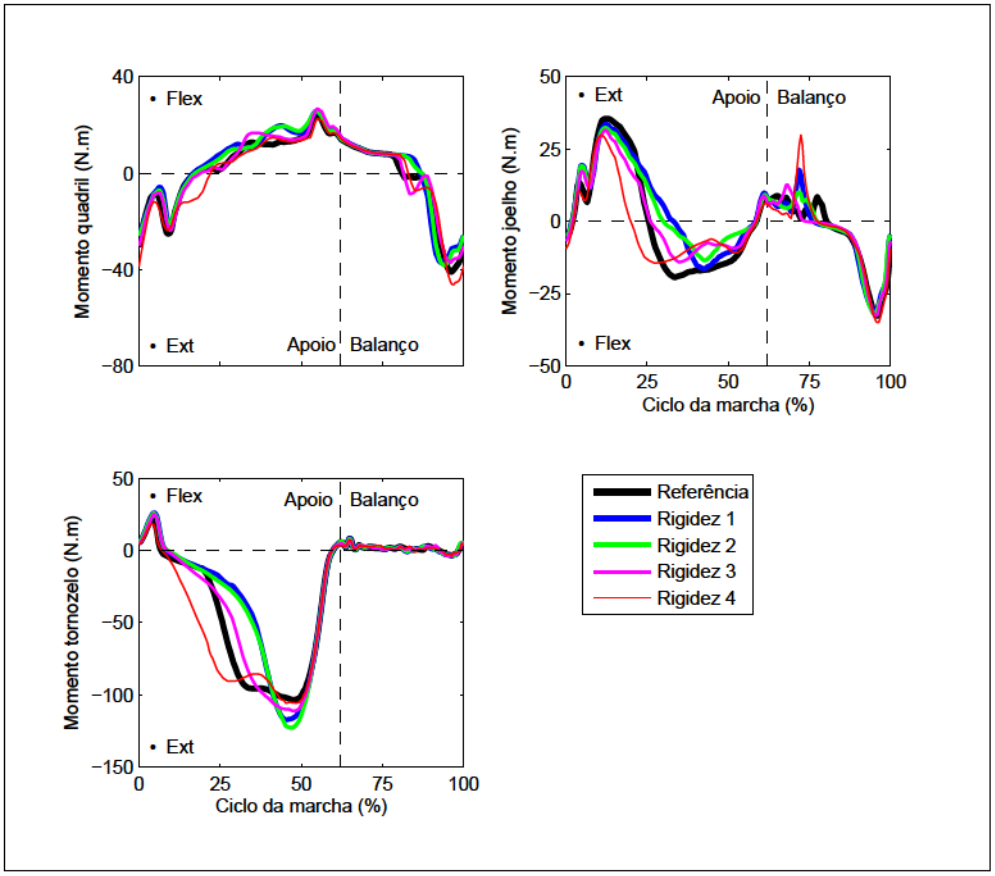
A produção de força do GAS foi reduzida para todas as versões modificadas. A maior redução do pico de força muscular do GAS em comparação com a Referência ocorreu para Rigidez 2 e a menor redução foi observada para a Rigidez 1. As condições Rigidez 3 e 4

apresentaram dois picos de força muscular do GAS, com uma baixa produção de força em 40% do ciclo de marcha.

Apesar de o pico da ativação do SOL ser semelhante para todas as simulações, o gráfico da Fig. 17 mostra uma redução gradativa do pico da força muscular na fase de propulsão. Além disso, em 30% do ciclo da marcha é possível observar uma produção de força do SOL na Rigidez 4. Posteriormente há uma desativação do músculo e então ele é ativado novamente. O TA não apresentou mudanças no padrão de força muscular.

A Fig. 18 apresenta os gráficos de momento total (soma do momento ativo e momento passivo) para as articulações do quadril, joelho e tornozelo. Todas as condições modificadas demonstram um aumento do momento de flexão do quadril entre 40% e 50% do ciclo da marcha. A condição Rigidez 4 apresenta também um momento de extensão maior em 20 % do ciclo.

Figura 18 – Momentos articulares totais do Caso A



Fonte: Autor
Legenda: momentos articulares totais para as diferentes curvas de rigidez do tornozelo ilustradas na Fig. 10. Setas indicam as direções do movimento de flexão (Flex) e extensão (Ext)

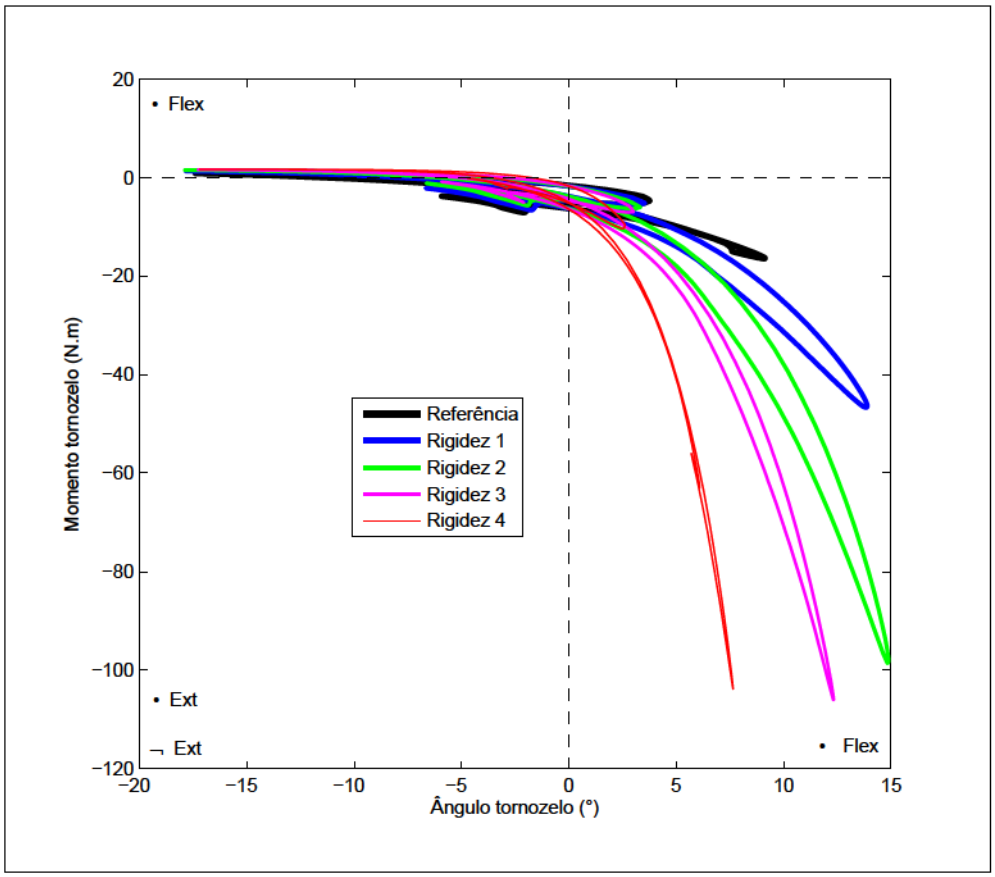
As condições Rigidez 1 e 2 apresentam um maior atraso do momento de flexão do joelho em aproximadamente 30% do ciclo da marcha. Com o aumento adicional da rigidez do tornozelo (Rigidez 3), a tendência é uma redução do atraso do momento de flexão e, para

condição Rigidez 4, uma antecipação do momento de flexão do joelho em comparação com a Referência. Além disso, todas as versões apresentaram um menor pico do momento de extensão do joelho no início do ciclo e do momento de flexão do joelho na fase de propulsão em relação à Referência.

A tendência observada no momento de extensão do tornozelo é a mesma do momento de flexão do joelho. Aumentos mais discretos da rigidez (Rigidez 1 e 2) causaram atraso na ação extensora no tornozelo no médio apoio. Este atraso foi reduzido com aumento adicional da rigidez (Rigidez 3) e tornou-se antecipação para a condição de maior rigidez (Rigidez 4). As condições Rigidez 1, 2 e 3 também apresentaram um pico maior do momento de extensão do tornozelo em 50% do ciclo da marcha.

A Fig. 19 mostra o momento passivo no tornozelo em função do ângulo do tornozelo obtido durante o ciclo da marcha. Com as modificações da curva da Eq. 5, a mesma flexão do tornozelo pode gerar maiores valores de momento passivo, como pode ser observado na Fig.10.

Figura 19 – Momento passivo no tornozelo do Caso A



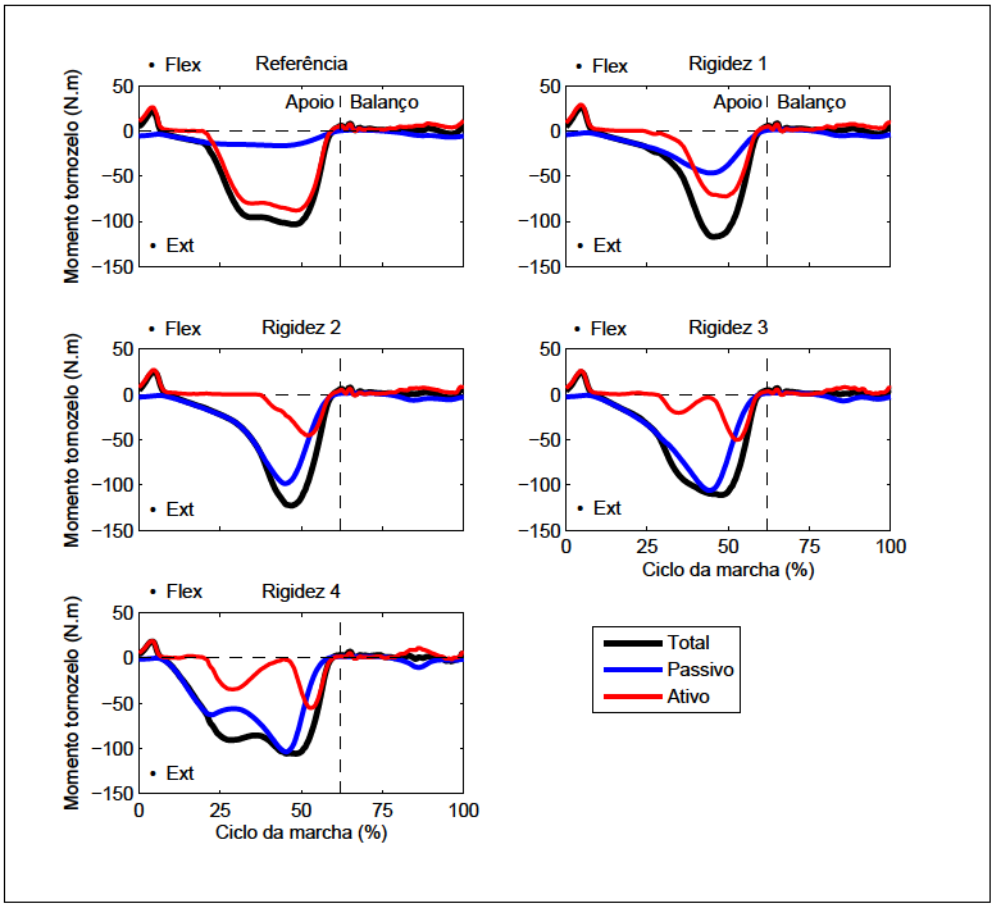
Fonte: Autor

Legenda: momento passivo no tornozelo em função do ângulo do tornozelo ao longo de todo o ciclo da marcha para as diferentes curvas de rigidez do tornozelo ilustradas na Fig. 10

É possível observar na Fig. 19 que na condição de Referência o momento passivo máximo é de aproximadamente 18 $N.m$ com 11° de flexão do tornozelo. Já para a Rigidez 1, uma flexão de 14° do tornozelo causou mais de 45 $N.m$ de momento de extensão. Para a Rigidez 2, os valores foram 100 $N.m$ e 15°. Já para a Rigidez 3, a curva de momento obteve mais de 100 $N.m$ de momento de extensão no tornozelo com uma flexão de 12° do tornozelo. Com a curva de Rigidez 4, foi possível atingir mais de 100 $N.m$ com uma flexão do tornozelo de aproximadamente 7°, uma flexão máxima ainda menor que a da Referência.

A Fig. 20 mostra a contribuição dos momentos passivos e ativos aos momentos totais na articulação do tornozelo.

Figura 20 – Contribuição dos momentos ativos e passivos ao momento total no tornozelo do Caso A



Fonte: Autor

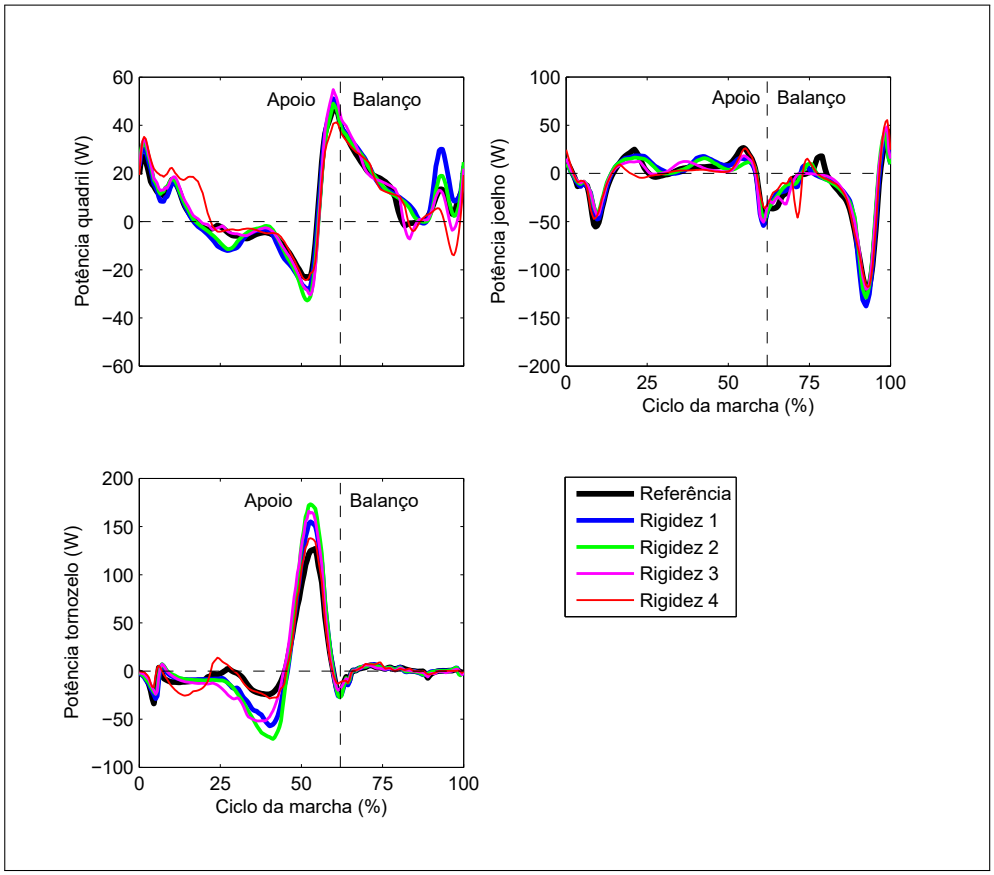
Legenda: contribuição dos momentos ativos e passivos ao momento total no tornozelo para as diferentes curvas de rigidez do tornozelo ilustradas na Fig. 10. Setas indicam as direções do movimento de flexão (Flex) e extensão (Ext)

Para a condição de Referência, a parcela do momento ativo constitui a maior parte da contribuição ao momento total. Conforme a rigidez do tornozelo aumenta, a parcela de contribuição do momento passivo aumenta. Para a Rigidez 1, o momento total ainda é composto em

sua maior parte pelo momento ativo. Em contraste, para as condições de Rigidez 2, 3 e 4, o momento passivo fornece praticamente todo o momento total aplicado no tornozelo entre 10% e 40% do ciclo da marcha. Nessa situação, o momento ativo na fase de médio apoio apenas complementa o momento passivo quando este não é capaz de proporcionar todo momento total articular necessário.

A Fig. 21 mostra os gráficos de potência total nas articulações. Na fase de médio apoio as condições de Rigidez 1, 2 e 3 apresentam uma maior potência negativa no quadril e no tornozelo (energia potencial elástica é armazenada nas estruturas passivas). Na fase de propulsão, a maior liberação de energia potencial elástica aumenta a potência positiva para maiores valores de rigidez. Para a Rigidez 4, a elevada rigidez diminui a capacidade de armazenamento dos elementos elásticos e as potências positivas e negativas sofrem redução, se aproximando novamente da condição de Referência.

Figura 21 – Potências articulares totais do Caso A

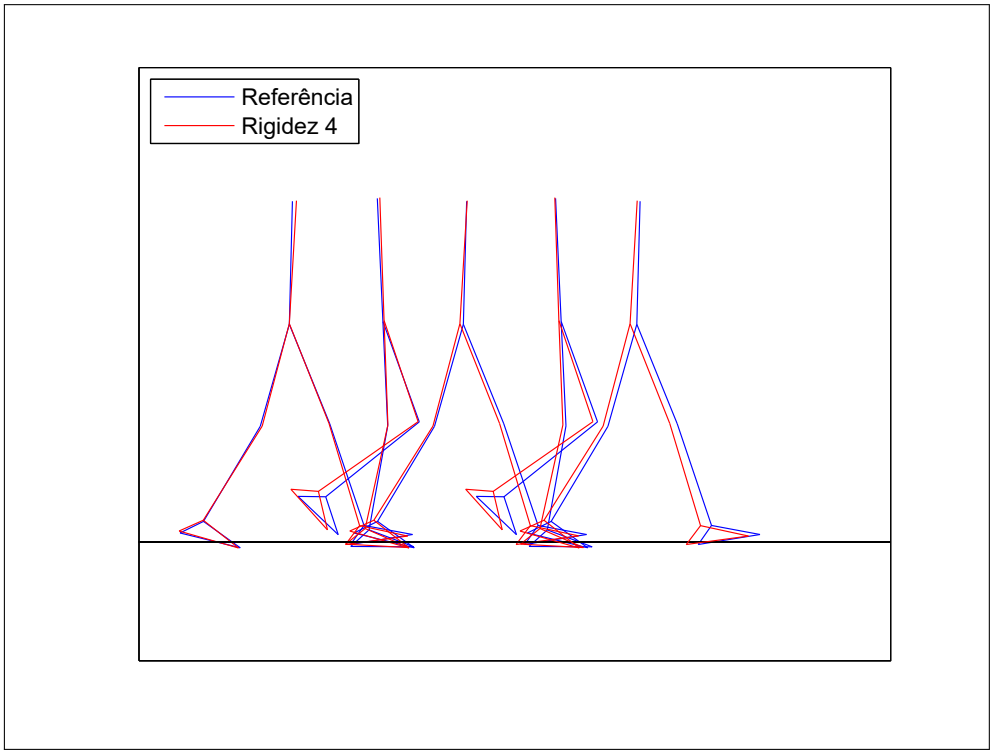


Fonte: Autor

Legenda: potência articular total para as diferentes curvas de rigidez do tornozelo ilustradas na Fig. 10. Setas indicam as direções do movimento de flexão (Flex) e extensão (Ext)

A Fig. 22 apresenta o padrão de marcha da condição de Rigidez 4 em comparação com a Referência. É possível observar que a simulação modificada apresenta um menor comprimento de passo.

Figura 22 – Representação esquemática da simulação preditiva da marcha no Caso A



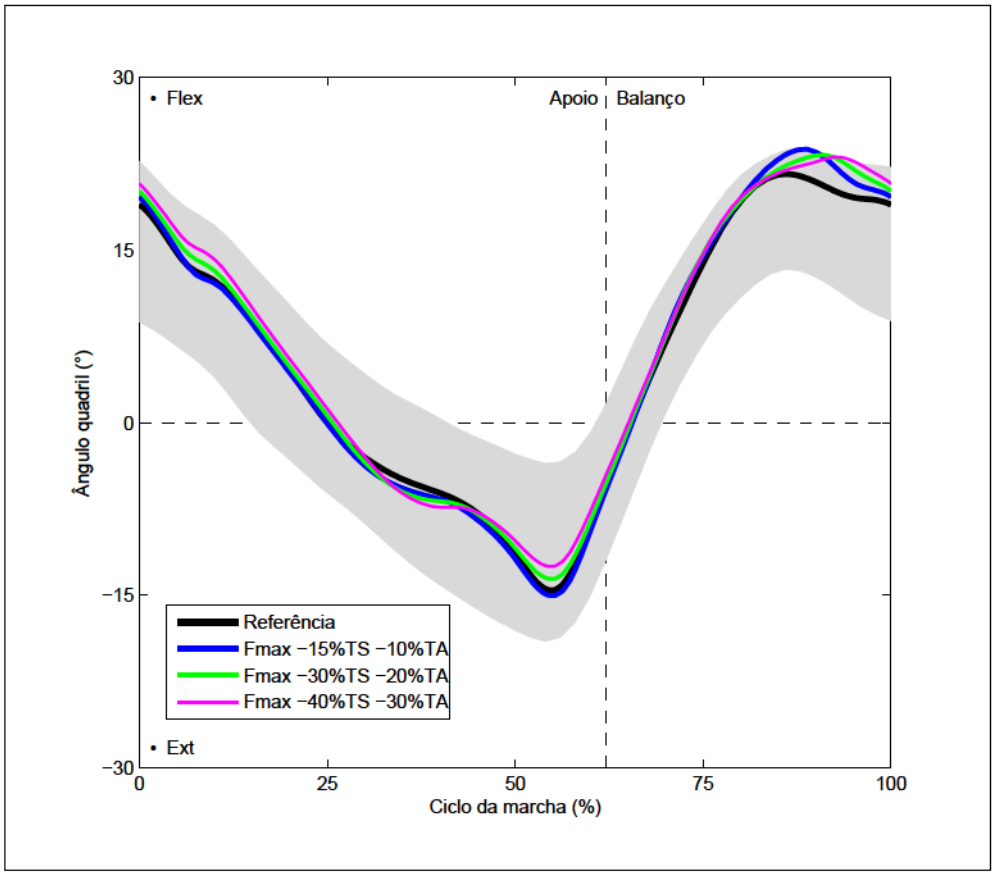
Fonte: Autor
Legenda: representação esquemática da simulação preditiva da marcha na condição de referência e com padrão de Rigidez 4 ilustrada na Fig. 10 do Caso A

5.2 RESULTADOS DO CASO B - REDUÇÃO DA FORÇA ISOMÉTRICA MÁXIMA DOS MÚSCULOS DO TORNOZELO

No Caso B, foi analisada a perda de capacidade de produção de força nos músculos flexores e extensores do tornozelo. Como no Caso A, a simulação usada como Referência é apresentada com a curva preta. A primeira redução de força isométrica máxima, com 15% no TS e 10% no TA é representada pela curva azul. A curva verde representa a mudança de força isométrica máxima com reduções de 30% no TS e 20% no TA e a curva magenta representa os resultados para reduções no F_{max} de 40% no TS e 30% no TA.

A Fig. 23 mostra o ângulo do quadril no Caso B. As reduções da F_{max} no TA e no TS causam um discreto aumento da flexão do quadril em comparação com a versão de referência, principalmente no início e no final do ciclo, na fase de balanço.

Figura 23 – Ângulo do quadril do Caso B



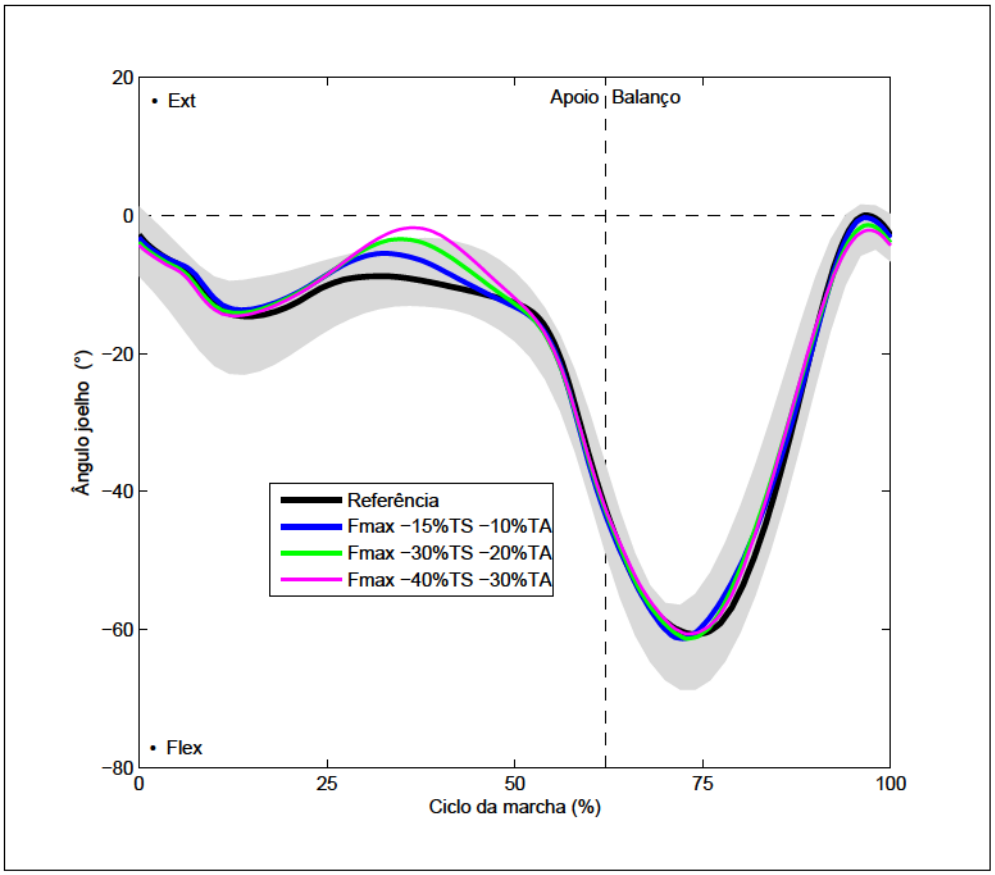
Fonte: Autor

Legenda: ângulo do quadril simulado para diferentes reduções de força isométrica máxima dos músculos distais. A área sombreada do gráfico representa a média $\pm$ 1 desvio padrão dos dados usados como referência no termo de *tracking* (WINTER, 1991). Setas indicam as direções do movimento de flexão (Flex) e extensão (Ext)

A menor modificação da força isométrica máxima apresenta um maior pico de extensão do quadril na fase de propulsão. Já as duas condições com maior alteração de força isométrica máxima apresentam um pico de extensão do quadril menor nesta mesma fase.

A Fig. 24 mostra o ângulo da articulação do joelho. As reduções no F_{max} no TS e no TA levam a um aumento progressivo na extensão do joelho entre 30% e 50% do ciclo da marcha após a flexão típica no início da fase de apoio. É possível notar que as simulações com redução da força isométrica máxima se afastam mais do padrão de movimento do joelho observado na literatura (WINTER, 1991).

Figura 24 – Ângulo do joelho do Caso B

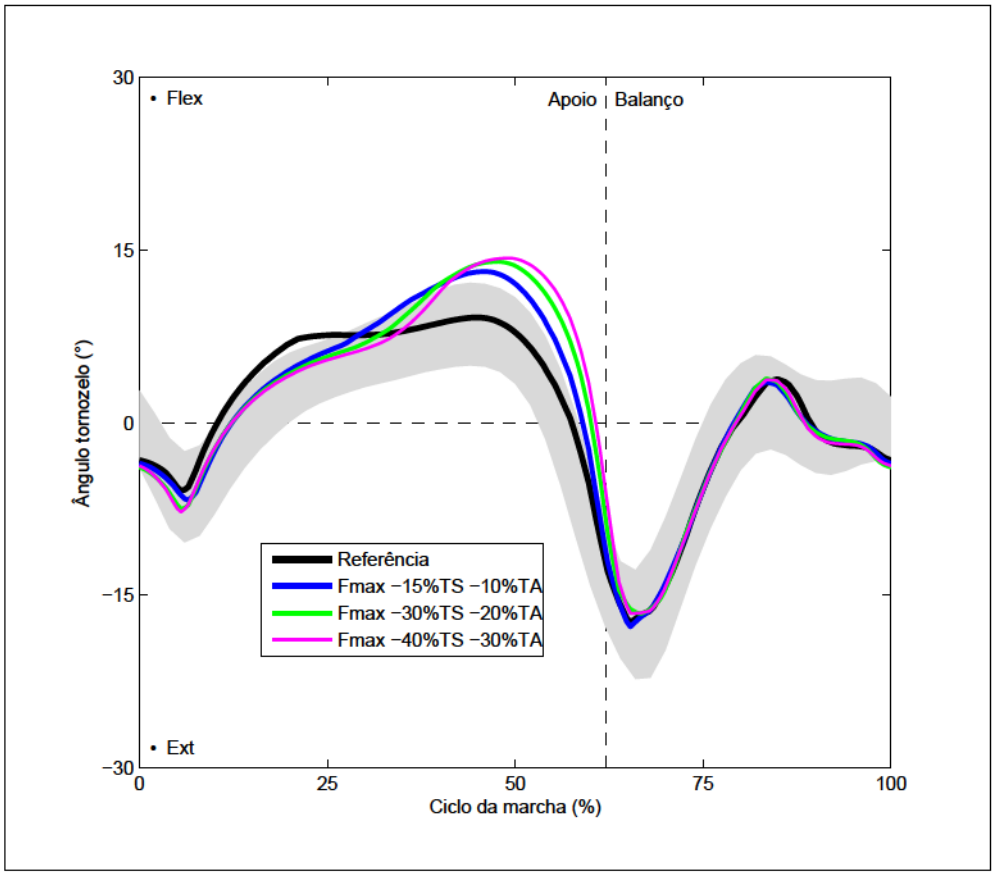


Fonte: Autor

Legenda: ângulo do joelho simulado para diferentes reduções de força isométrica máxima dos músculos distais. A área sombreada do gráfico representa a média $\pm$ 1 desvio padrão dos dados usados como referência no termo de *tracking* (WINTER, 1991). Setas indicam as direções do movimento de flexão (Flex) e extensão (Ext)

O ângulo do tornozelo ilustrado na Fig. 25 mostra que o enfraquecimento dos músculos distais aumentou a amplitude de movimento do tornozelo. Quanto maiores as reduções nas forças isométricas máximas dos músculos distais do modelo, maior é a flexão do tornozelo na fase de propulsão.

Figura 25 – Ângulo do tornozelo do Caso B

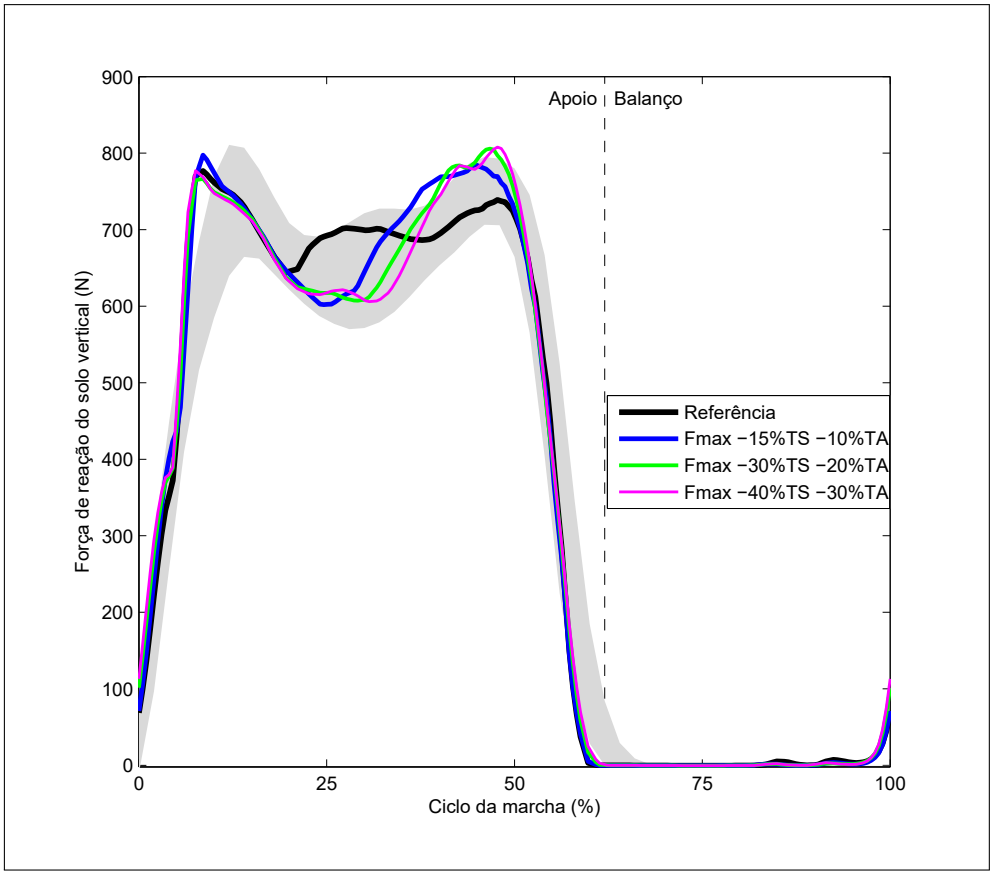


Fonte: Autor
Legenda: ângulo do tornozelo simulado para diferentes reduções das forças isométricas máximas dos músculos distais. A área sombreada do gráfico representa a média $\pm$ 1 desvio padrão dos dados usados como referência no termo de *tracking* (WINTER, 1991). Setas indicam as direções do movimento de flexão (Flex) e extensão (Ext)

As maiores divergências entre as simulações e a condição de Referência apresentadas na articulação do tornozelo ocorreram na fase de apoio. Independente da intensidade da redução da F_{max}, os efeitos e tendência foram os mesmos. No início do ciclo da marcha, a modificação causa uma maior extensão do tornozelo. A partir de 30% do ciclo da marcha, o efeito é um aumento considerável da flexão do tornozelo.

A Fig. 26 mostra a força de reação do solo vertical para o Caso B. Enquanto o primeiro pico de força se mantém constante depois das mudanças, o segundo pico da componente vertical da força torna-se maior e ocorre uma redução de força na região do vale.

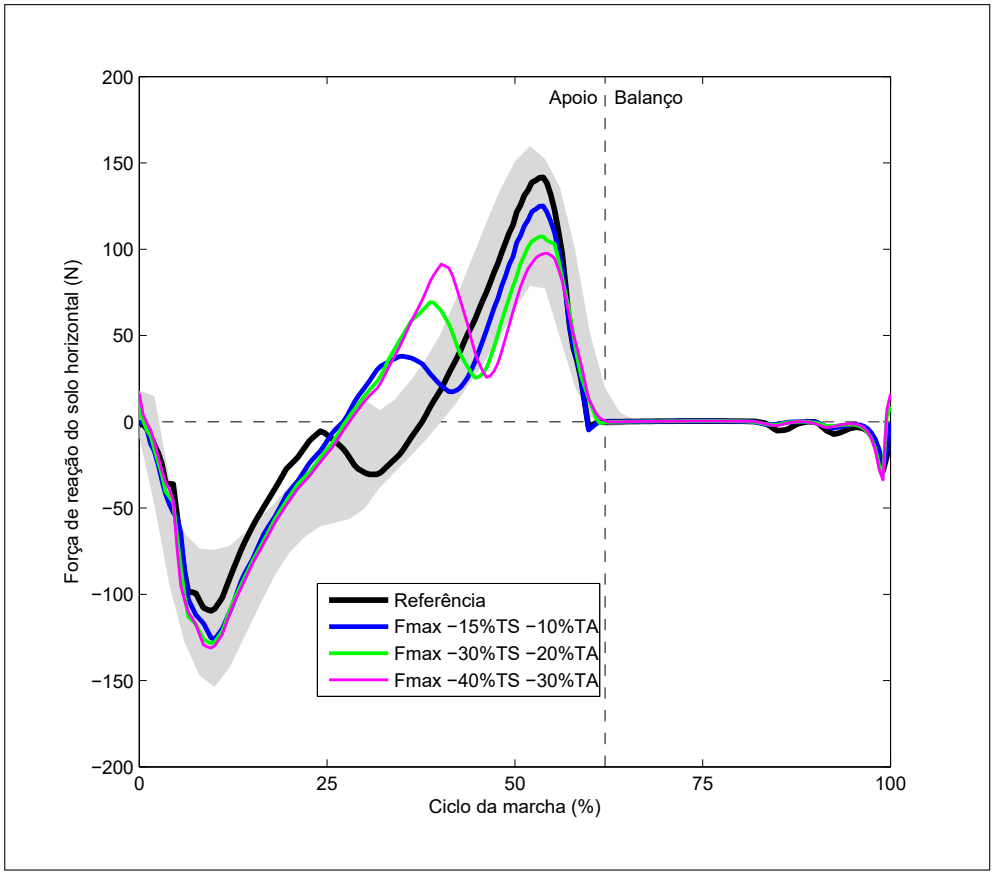
Figura 26 – Força de reação do solo vertical do Caso B



Fonte: Autor
Legenda: força de reação do solo vertical para diferentes reduções das forças isométricas máximas dos músculos distais. A área sombreada do gráfico representa a média 1 desvio padrão dos dados usados como referência no termo de *tracking* (WINTER, 1991)

A componente horizontal da força de reação no solo é ilustrada na Fig. 27. A redução de força isométrica máxima faz com que o primeiro pico da força horizontal (força negativa) aumente e o segundo pico, na fase de propulsão, torne-se progressivamente menor. Na fase de apoio médio, também ocorre um aumento gradual da força horizontal (positiva) conforme a intensidade da mudança aumenta.

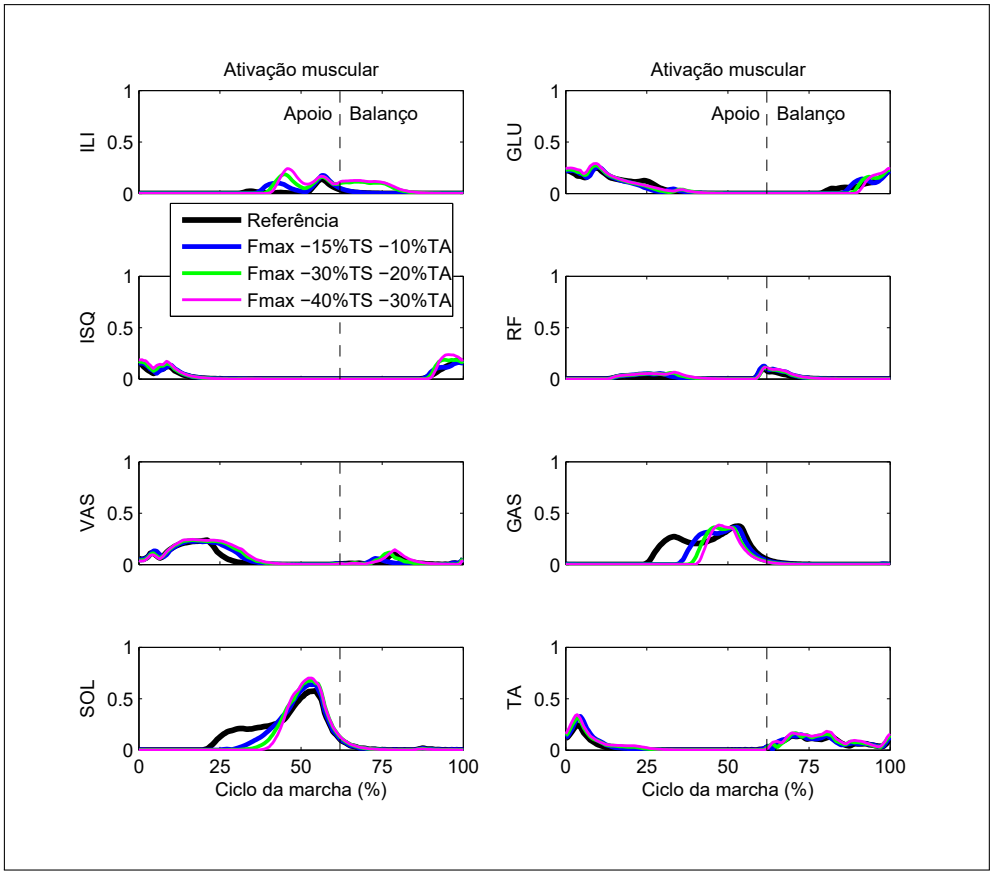
Figura 27 – Força de reação no solo horizontal do Caso B



Fonte: Autor
Legenda: força de reação no solo horizontal para diferentes reduções de força isométrica máxima dos músculos distais. A área sombreada do gráfico representa a média 1 desvio padrão dos dados usados como referência no termo de *tracking* (WINTER, 1991)

Na Fig. 28 observam-se as ativações musculares no Caso B. A ativação do ILI nas condições com redução da F_{max} em comparação com os dados de referência apresentou um aumento na fase de propulsão. Quanto maior é o enfraquecimento dos músculos distais, maior o recrutamento do ILI.

Figura 28 – Ativações musculares do Caso B

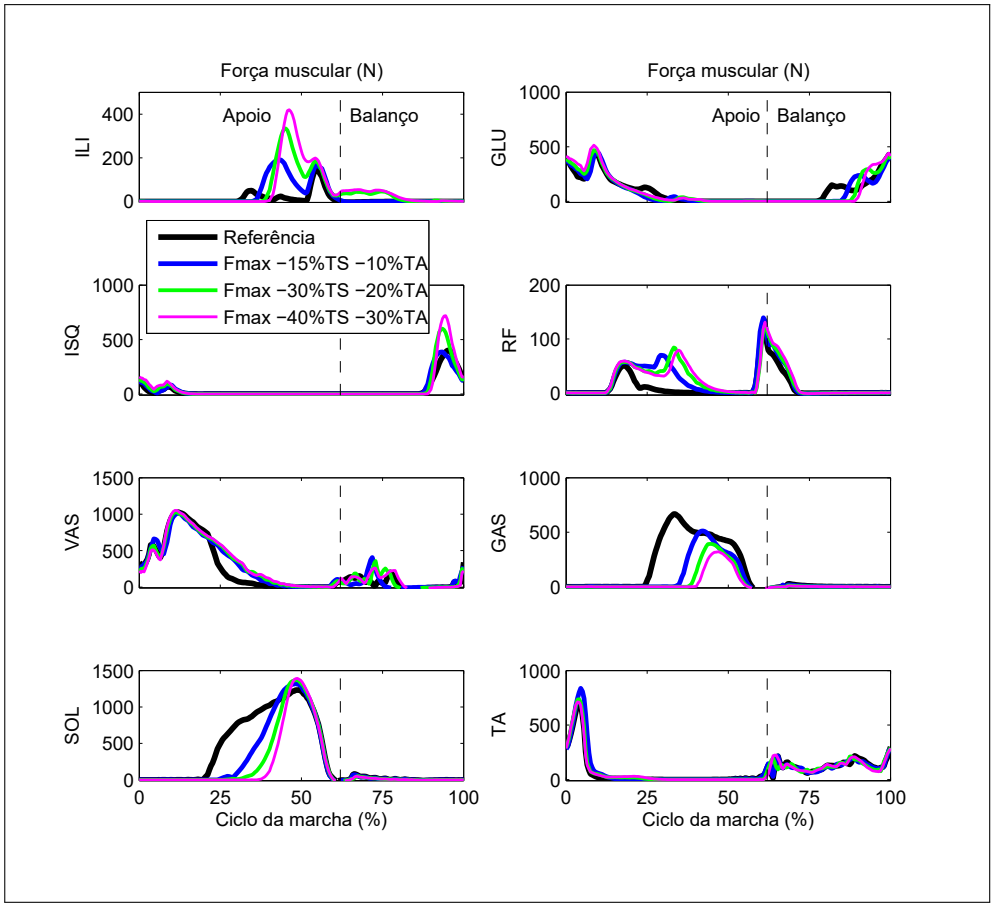


Fonte: Autor
Legenda: ativações musculares do iliopsoas (ILI), glúteos (GLU), isquiotibiais (ISQ), reto femoral (RF), vastos (VAS), gastrocnêmios (GAS), sóleo (SOL) e tibial anterior (TA) simuladas para diferentes reduções de força isométrica máxima dos músculos distais

Os perfis de ativação dos músculos GLU e ISQ apresentaram poucas modificações. O RF e os VAS apresentaram uma maior ativação na fase de apoio médio, sendo que o VAS apresenta um atraso nem sua desativação. A ativação muscular do GAS é consideravelmente atrasada com a redução de F_{max}, de modo progressivo. O músculo SOL segue a mesma tendência do GAS. Com a mudança da F_{max}, houve um atraso no início da ativação e um pequeno aumento no pico da ativação muscular. Aumentos do pico de ativação no início da fase de apoio também são observados no TA.

A força exercida pelos músculos durante as simulações é mostrada na Fig. 29. Podemos observar que é nítido o aumento de força no ILI na fase de propulsão. Quanto maior é a redução de F_{max} dos músculos distais, maior é a força neste flexor do quadril.

Figura 29 – Forças musculares do Caso B



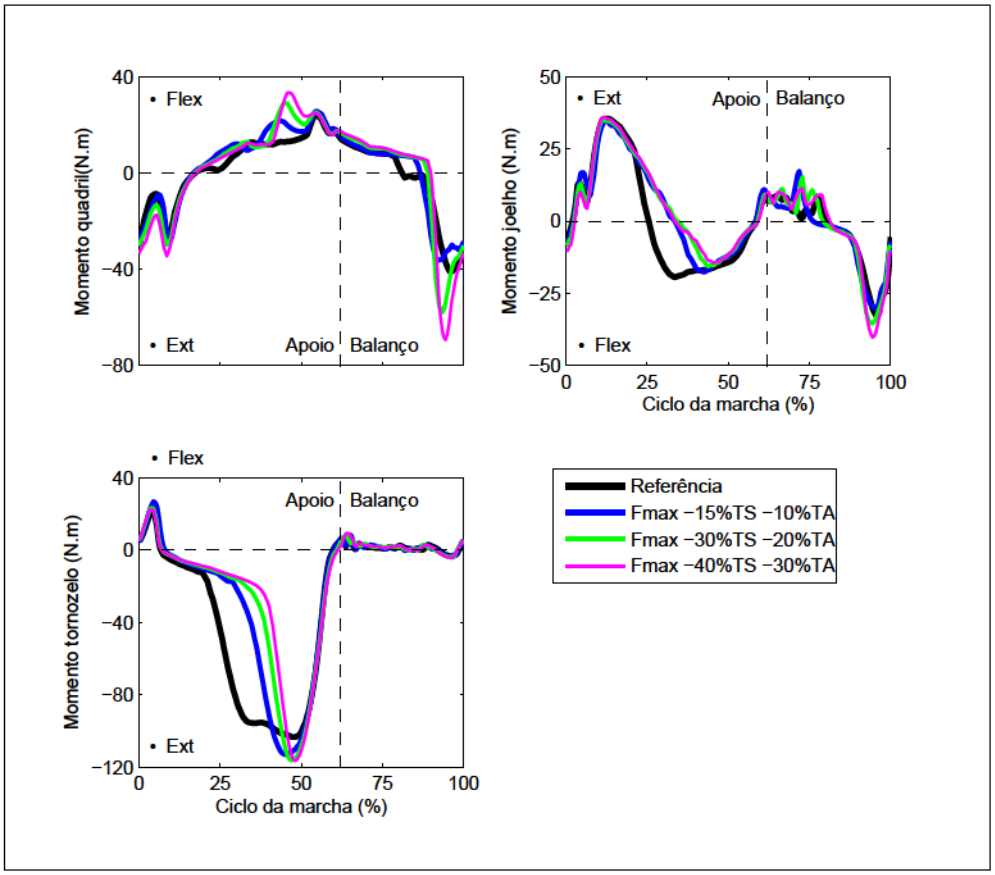
Fonte: Autor

Legenda: forças musculares do iliopsoas (ILI), glúteos (GLU), isquiotibiais (ISQ), reto femoral (RF), vastos (VAS), gastrocnêmios (GAS), sóleo (SOL) e tibial anterior (TA) para diferentes reduções de força isométrica máxima dos músculos distais

Como nas ativações, é possível observar um maior uso do RF e, principalmente, do VAS na fase de apoio médio. A produção de força muscular do GAS foi progressivamente menor e iniciou-se atrasada. O SOL também mostrou atrasos, mas seu pico de força sofreu ligeiro aumento. O músculo TA não apresentou mudança relevante em sua força no início da fase de apoio, embora sua ativação tenha aumentado por conta de seu enfraquecimento.

O momento total do quadril, joelho e tornozelo são apresentados na Fig. 30. Todos os perfis de momento sofreram modificações com as mudanças das propriedades musculoesqueléticas. O momento de extensão do quadril no início do ciclo e o momento de flexão do quadril na fase de propulsão (por volta de 50% do ciclo da marcha) aumentaram com a diminuição de F_{max} dos músculos atuantes no tornozelo. A versão com menor redução de F_{max} (10% de TA e 15% de TS) apresentou um menor momento de extensão do quadril no final na fase de balanço. Já nas versões com maiores reduções de força isométrica, foi observado um aumento do momento de extensão na mesma fase.

Figura 30 – Momentos articulares totais do Caso B



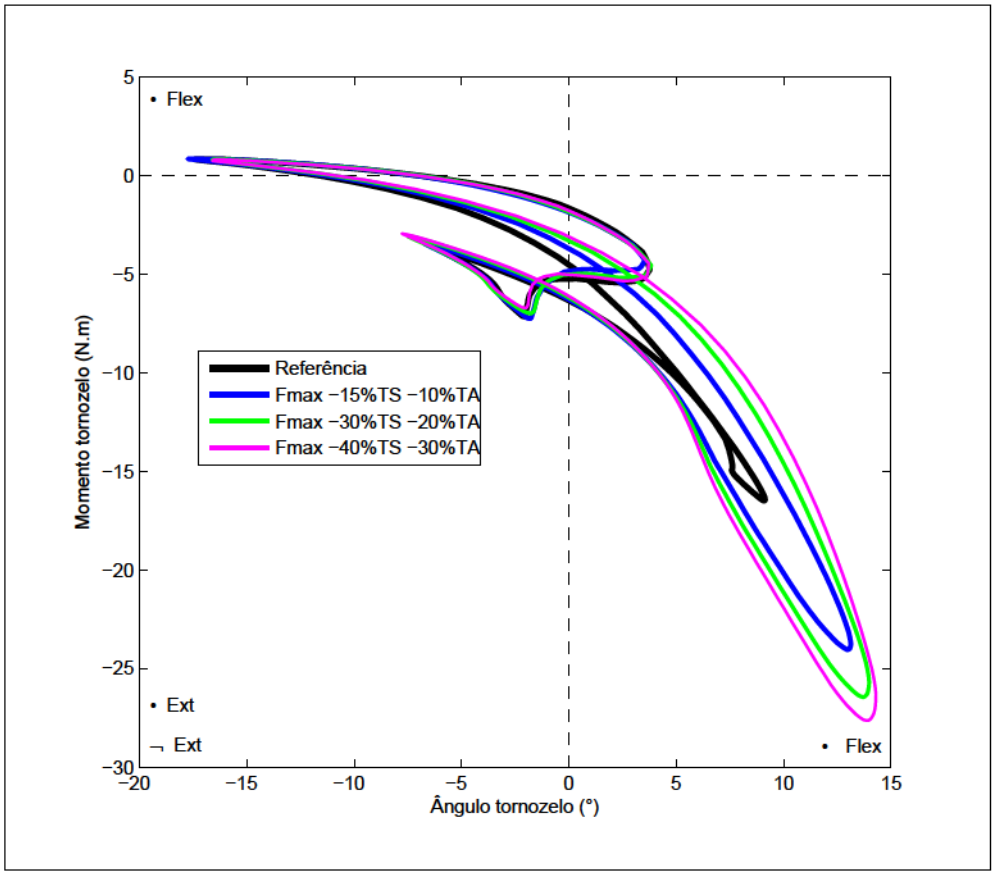
Fonte: Autor

Legenda: momentos articulares totais para diferentes reduções das forças isométricas máximas dos músculos distais. Setas indicam as direções do movimento de flexão (Flex) e extensão (Ext)

No joelho, as versões com redução da F_{max} demonstraram um atraso na ação do momento de flexão em 30% do ciclo da marcha em comparação com a condição de Referência. Também é observada uma redução do pico do momento de flexão na fase de propulsão e um aumento do momento de flexão no fim da fase de balanço. O momento de extensão da articulação do tornozelo sofreu atrasos consideráveis em seu início nas simulações com redução da força isométrica máxima em comparação com os padrões de Referência.

A Fig. 31 mostra como o momento passivo é aplicado na articulação do tornozelo em função do ângulo do tornozelo ao longo do ciclo da marcha. A redução de F_{max} fez com que o ângulo de flexão do tornozelo aumentasse progressivamente, o que proporcionou maiores valores de momento passivo de extensão. Na condição de Referência, o momento passivo de extensão atinge aproximadamente 16 $N.m$. Já as simulações com valores reduzidos de F_{max} atingiu valores entre 23 e 27 $N.m$ na fase de propulsão, com ângulos entre 12° e 14° de flexão.

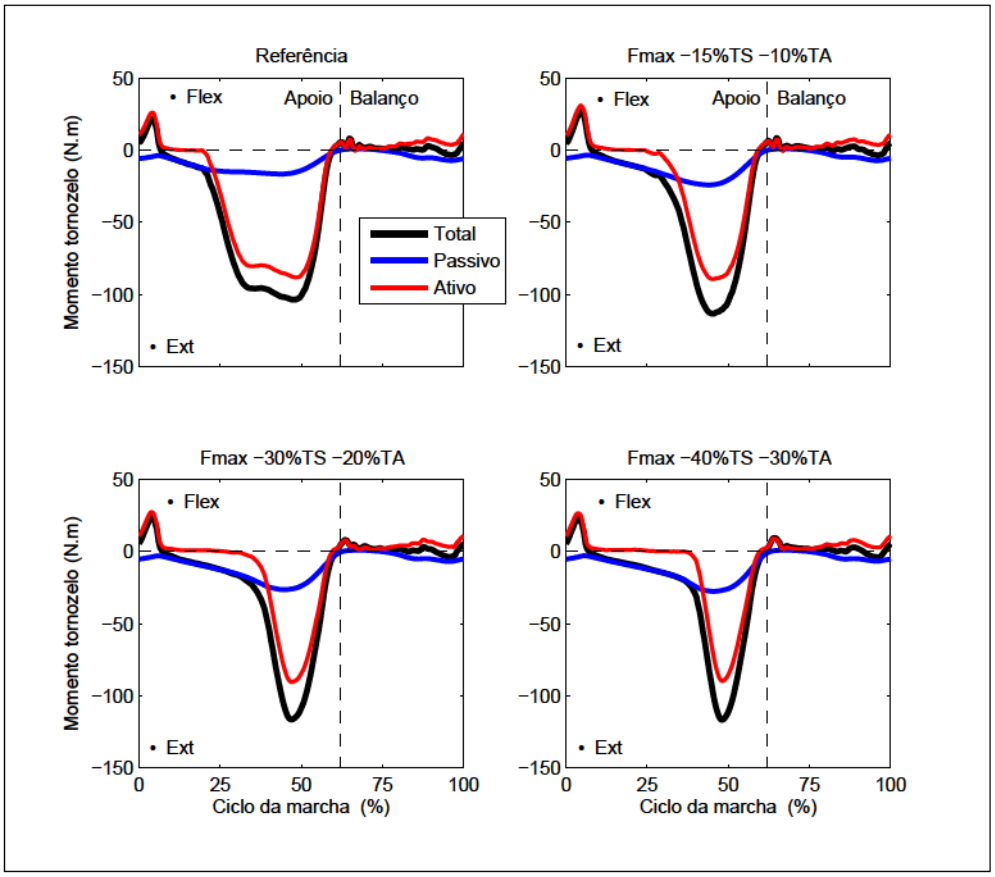
Figura 31 – Momento passivo no tornozelo do Caso B



Fonte: Autor
Legenda: momento passivo no tornozelo em função do ângulo do tornozelo ao longo de todo o ciclo da marcha para diferentes reduções das forças isométricas máximas dos músculos distais. Setas indicam as direções do movimento de flexão (Flex) e extensão (Ext)

A Fig. 32 mostra a contribuição dos de momentos ativos e passivos ao momento total na articulação do tornozelo. A diminuição das forças isométricas máximas do TS e do TA causou aumento da contribuição do momento passivo ao momento total . Enquanto na simulação de referência o momento ativo começa a ser aplicado em torno de 25% do ciclo da marcha, nas simulações com enfraquecimento dos músculos distais o momento ativo passa a agir mais tarde, sendo acionado em por volta de 40% do ciclo na simulação com redução de 40% na F_{max} do TS e 30% no do TA.

Figura 32 – Contribuição dos momentos ativos e passivos ao momento total no tornozelo do Caso B

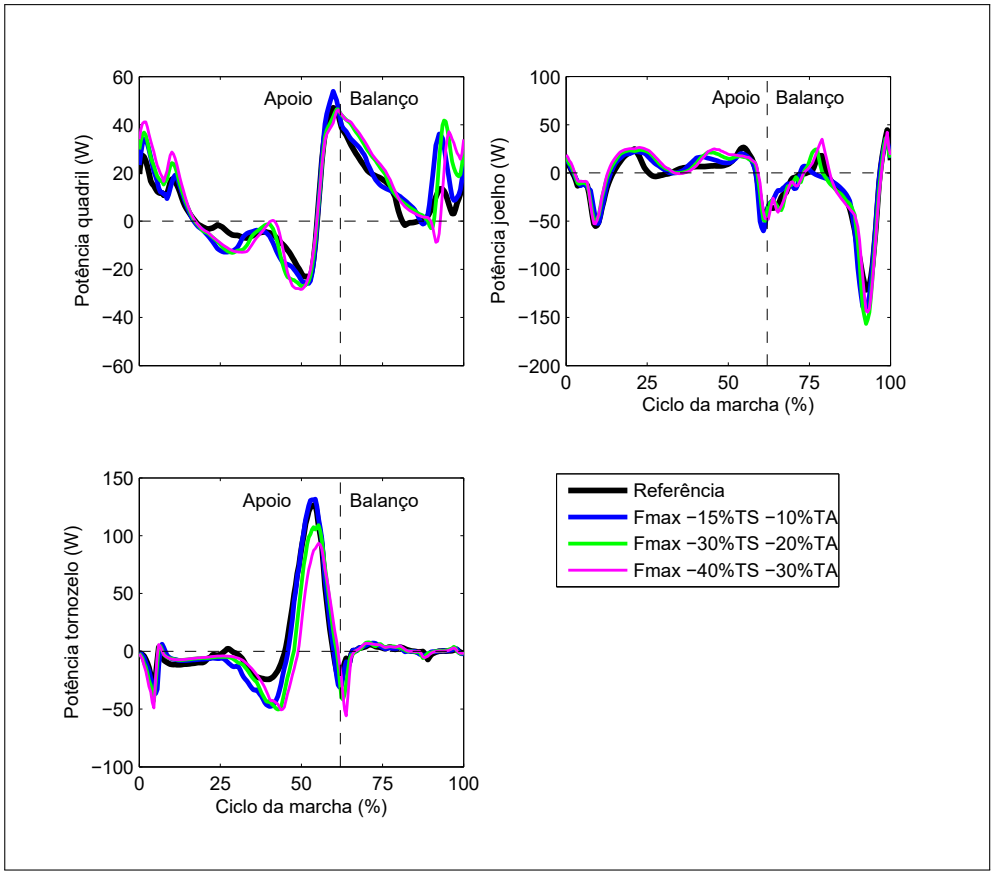


Fonte: Autor

Legenda: contribuição dos momentos ativos e passivos ao momento total no tornozelo para diferentes reduções das forças isométricas máximas dos músculos distais. Setas indicam as direções do movimento do movimento de flexão (Flex) e extensão (Ext)

A potência total nas articulações para as condições do Caso B é apresentada na Fig. 33. A redução de F_{max} do GAS, do SOL e do TA aumentou a potência negativa do quadril e do tornozelo na fase de apoio médio, o que indica o armazenamento de energia nas estruturas elástica para posterior liberação na fase de propulsão. Nota-se que este mecanismo é capaz de compensar o déficit distal para a condição de menor enfraquecimento, mas não para as condições de maior enfraquecimento, para as quais há uma redução da potência positiva na fase de propulsão, principalmente na articulação do tornozelo.

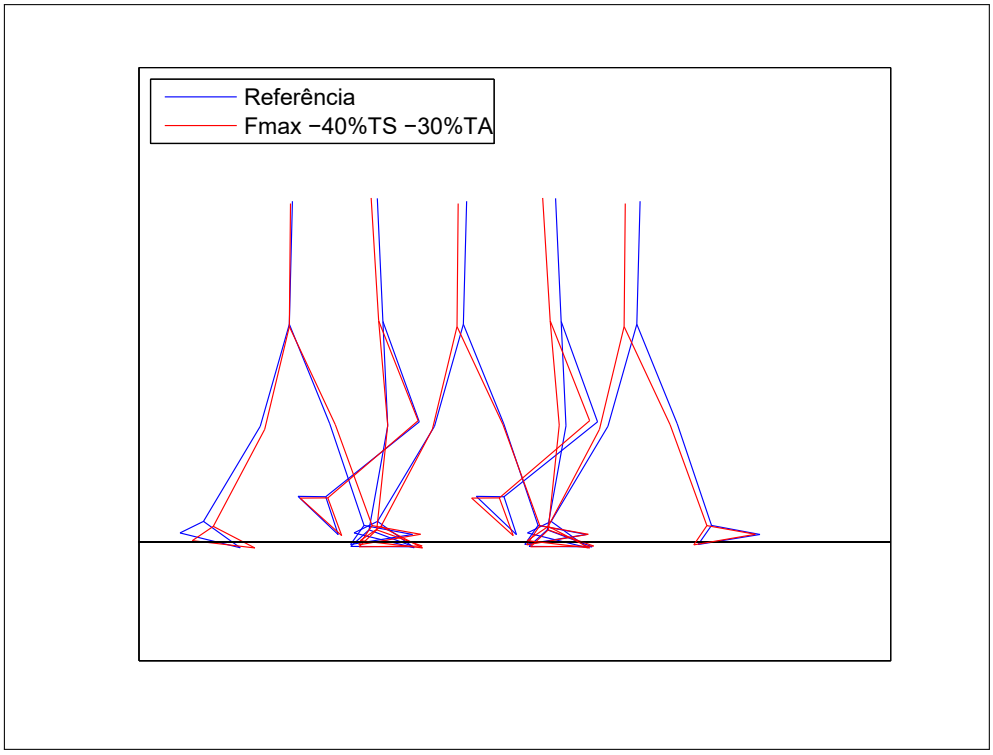
Figura 33 – Potências articulares totais do Caso B



Fonte: Autor
Legenda: potência articular total para diferentes reduções de força isométrica máxima dos músculos distais. Setas indicam as direções do movimento de flexão (Flex) e extensão (Ext)

A representação esquemática da marcha da condição com redução de 40% do TS e 30% do TA é representada na Fig. 34 e da Referência. Nessa comparação, a simulação modificada também apresenta um comprimento de passo menor.

Figura 34 – Representação esquemática da simulação preditiva da marcha no Caso B



Fonte: Autor

Legenda: representação esquemática da simulação preditiva da marcha na condição de referência e com redução de força isométrica máxima de 40% no tríceps sural (TS) e 30% no tibial anterior (TA) Caso B

6 DISCUSSÃO

Esse estudo teve como principal objetivo investigar o padrão de marcha de diabéticos. Para isso, o sistema musculoesquelético humano foi modelado e um problema de controle ótimo foi formulado para se obter uma simulação preditiva da marcha. Dois dos principais acometimentos da diabetes foram simulados para representar o efeito da doença sobre o sistema musculoesquelético: o aumento da rigidez da articulação do tornozelo e a perda de capacidade de produção de força dos músculos distais. Para tanto, foram realizados dois conjuntos de simulações. No Caso A, o enrijecimento da articulação do tornozelo foi implementado no modelo por meio da manipulação de um parâmetro que causa um aumento de rigidez da curva de momento passivo do tornozelo em flexão. Já no Caso B, a redução da capacidade de produção de força muscular do gastrocnêmio, sóleo e tibial anterior foi representada pela redução gradativa da força isométrica máxima desses músculos nas simulações. De acordo com o conhecimento do autor, este é o primeiro estudo na literatura que investiga o efeito da diabetes sobre a marcha por meio de simulações preditivas.

6.1 DISCUSSÃO DO CASO A - AUMENTO DA RIGIDEZ DO TORNOZELO

Para os primeiros três níveis de rigidez (Rigidez 1, 2 e 3), a potência negativa na articulação do tornozelo nas fases de apoio médio indica o armazenamento de energia nas estruturas elásticas, que posteriormente é utilizada na fase de propulsão, o que é evidenciado por potências positivas maiores nesta fase. Esse mecanismo evidencia o papel de mola exercido pelas estruturas articulares passivas nas simulações. Isso indica que uma certa de rigidez do tornozelo pode ajudar na marcha, como reportado na literatura (COLLINS; WIGGIN; SAWICKI, 2015). Para o maior nível de rigidez investigado (Rigidez 4), no entanto, observa-se uma redução da importância deste mecanismo já que a mola se torna excessivamente rígida e capaz de armazenar menos energia potencial elástica.

A estratégia empregada pelo sistema musculoesquelético para executar a marcha de maneira otimizada diante das modificações impostas depende da intensidade da mudança. Até o nível 3 de aumento de rigidez do tornozelo, o modelo apresenta uma amplitude de movimento do tornozelo maior em comparação com a referência. Já para a maior rigidez do tornozelo, a mobilidade do tornozelo foi reduzida. A literatura reporta uma redução da mobilidade do tornozelo para diabéticos (SAUSENG; KASTENBAUER, 1999; FERNANDO et al., 2013) e diabéticos neuropatas (SACCO et al., 2009; MUELLER et al., 1994). Portanto, as simula-

ções de maior rigidez no tornozelo são mais condizentes com os dados sobre marcha diabética disponíveis na literatura.

A mudança da curva de momento passivo do tornozelo permite que menores ângulos de flexão causem maiores momentos passivos de extensão, o que ajuda na fase de propulsão da marcha. O maior uso do momento passivo é descrito na literatura como consequência de uma limitação na articulação do tornozelo (SIEGLERG; MOSKOWITZ; FREEDMAN, 1984; HAJRASOULIHA et al., 2005). Os resultados mostram claramente uma substituição do uso do momento ativo dos músculos pelo momento passivo para compor o momento total por meio do aumento da flexão do tornozelo para os primeiros valores de rigidez. Para as simulações com maiores níveis de rigidez, é possível obter um elevado momento passivo de extensão, sem necessariamente aumentar a flexão do tornozelo. Como o momento passivo de uma articulação depende também do ângulo da articulação adjacente, é possível que mudanças no momento passivo do tornozelo sejam causadas por alterações no ângulo do joelho. Uma maior extensão do joelho causa maior momento passivo no tornozelo, o que foi observado na fase de propulsão das simulações com rigidez de tornozelo menos expressivas.

Durante a fase de propulsão da marcha, foi observado um aumento do momento de flexão do quadril como resultado das mudanças na articulação do tornozelo. A estratégia do quadril indica uma substituição do uso dos músculos extensores do tornozelo pelos flexores do quadril para levar o membro inferior à frente na fase de apoio final da marcha de diabéticos (SACCO et al., 2015; MUELLER et al., 1994). Em conformidade com esse efeito, todas as simulações com o enrijecimento da articulação do tornozelo, apresentaram uma menor força muscular tanto no sóleo quanto no gastrocnêmio (flexores plantares) em conjunto com um aumento da ação do músculo iliopsoas (flexor do quadril). O aumento da ativação do iliopsoas é mais notável quando esse músculo tem uma ação excêntrica, ou seja, quando o quadril está em movimento de extensão. Nesse caso, há uma dissipação de energia, representada por um aumento da potência total negativa no quadril. Porém, para os 3 primeiros padrões de rigidez (Rigidez 1, 2 e 3), também há um aumento de potência positiva no final da fase de apoio. Desta forma, a estratégia do quadril ainda precisa ser melhor discutida e estudada.

Os dois valores de rigidez no tornozelo (Rigidez 1 e 2) causaram uma ativação prolongada dos vastos na fase de apoio da marcha, também observada em estudo experimental de ativação eletromiográfica na marcha de diabéticos neuropatas conduzido por Kwon et al. (2003) (KWON et al., 2003). Dentre as poucas mudanças apresentadas pelo tibial anterior, não foi observado nenhum efeito em relação ao tempo de ativação, como previamente discutido na literatura (KWON et al., 2003; SACCO; AMADIO, 2003; ABBOUD; ROWLEY; NEWTON,

2000), o que é consistente com os achados da revisão sistemática de Fernando et al. (2013), em que não foi observado ativação prolongada deste músculo (FERNANDO et al., 2013).

Para a condição com maior rigidez do tornozelo, a ativação muscular do gastrocnêmio foi adiantada. Por volta de 25% do ciclo da marcha, foi necessário usar a parcela de momento ativo para completar o momento total de extensão. Alguns autores observaram resultados semelhantes (KWON et al., 2003). Entretanto, em todas as outras simulações do Caso B, a ativação do gastrocnêmio foi atrasada durante a fase de propulsão, corroborando com resultados da literatura (SAWACHA et al., 2012; AKASHI et al., 2008; GOMES et al., 2011). O músculo sóleo apresentou a mesma tendência de atraso na ativação para todas as curvas de rigidez do tornozelo.

O resultado da força de reação no solo vertical observado no presente trabalho ficou próximo dos valores descritos na literatura, contudo em algumas simulações o perfil de força afastou-se dos resultados experimentais (WINTER, 1991). Além dos dois picos de força intercalados pelo vale, outros picos de força podem ser observados nos padrões de força de reação do solo. Outros trabalhos de simulação de marcha preditiva obtiveram resultados semelhantes (ACKERMANN; BOGERT, 2010; ACKERMANN; BOGERT, 2012).

6.2 DISCUSSÃO DO CASO B - REDUÇÃO DA FORÇA ISOMÉTRICA MÁXIMA DOS MÚSCULOS DO TORNOZELO

No Caso B, os efeitos causados pela redução da força isométrica máxima do tríceps sural e do tibial anterior seguiram a mesma tendência para todos os níveis de enfraquecimento investigados no presente trabalho. Ou seja, a redução gradativa da força isométrica máxima dos músculos distais causou mudanças gradativas nos padrões simulados.

Houve uma redução da flexão do joelho em relação a versão de Referência e um aumento da flexão do tornozelo na propulsão. Apesar da literatura revelar uma flexão menor do tornozelo em diabéticos (FERNANDO et al., 2013; SAUSENG; KASTENBAUER, 1999), essa estratégia do modelo pode ser interpretada como uma tentativa de explorar o momento passivo para compensar a perda de força muscular distal. De fato, as versões modificadas atingem maiores valores de momento passivo de extensão no tornozelo na fase propulsão. Autores reconheceram a importância da propriedade passiva dos flexores plantares quando esses músculos perdem capacidade de produção de força devido à diabetes (SALSICH; MUELLER, 2000). A redistribuição de momento total na simulações, com maior contribuição do momento passivo

na fase de propulsão, também é reportada na literatura como efeito de limitações no tornozelo (SAUSENG; KASTENBAUER, 1999; HAJRASOULIHA et al., 2005).

Semelhante aos achados do Caso A, a redução de força isométrica máxima estudada no Caso B gerou aumento progressivo do momento de flexão do quadril e uma redução do momento de extensão do tornozelo, ambos na fase de propulsão, o que é descrito na literatura como estratégia do quadril (MUELLER et al., 1994; SACCO et al., 2015). O aumento na produção de força no iliopsoas juntamente com o atraso da ativação do tríceps sural e diminuição de força do gastrocnêmio, como resposta à redução de força muscular, apenas nos músculos distais, confirma a adoção da estratégia do quadril. Porém, é preciso observar que a ação do iliopsoas nessa fase é excêntrica, pois há uma extensão do quadril. Desta forma, o aumento na ativação significa uma maior dissipação de energia, como pode ser observado no gráfico de potência total do quadril, onde há um aumento da potência negativa. Apenas para a primeira modificação de força isométrica, há um aumento da potência positiva total no quadril no final da fase de apoio. Por isso, como no Caso A, a estratégia do quadril deve ser melhor investigada.

A ação prolongada do reto femoral e dos vastos na fase de apoio médio é um efeito consistente com os achados da literatura (KWON et al., 2003). O atraso do gastrocnêmio também é evidenciado na literatura (GOMES et al., 2011; AKASHI et al., 2008) e, junto com o atraso na ativação do sóleo entre 20 e 40% do ciclo da marcha, indicam um comprometimento da propulsão, exigindo assim a ativação maior do iliopsoas e o envolvimento de tecidos passivos.

Alguns autores na literatura não mostraram diferenças no padrão de ativação do tibial anterior (FERNANDO et al., 2013). Outros autores apontaram uma ação prolongada desse músculos (KWON et al., 2003) ou atrasos na sua ativação (SACCO; AMADIO, 2003; ABBOUD; ROWLEY; NEWTON, 2000). O padrão de força muscular do tibial anterior no início da fase de apoio não sofreu alteração, às custas de maiores ativações na medida em que a força isométrica máxima deste músculo foi reduzida.

O pico de força de reação no solo horizontal nas condições estudadas foi menor, o que é consistente com observações reportadas por Savelberg et al. (2009), segundo as quais diabéticos neuropatas apresentam menor pico de força de reação do solo horizontal (SAVELBERG et al., 2009).

As condições simuladas com redução de força isométrica máxima nos músculos distais apresentaram uma potência no tornozelo mais negativa durante a fase de apoio médio em comparação com a Referência. Este fato indica a utilização do tecido passivo como mola que armazena energia no apoio médio e a libera posteriormente na fase de propulsão para compensar, pelo menos em parte, o déficit de força do tríceps sural. Mesmo assim, as duas condições

com maiores reduções da força isométrica apresentaram uma redução da potência positiva no tornozelo na fase de propulsão, o que a literatura aponta como um possível efeito da perda de força dos músculos atuantes no tornozelo (HILTON et al., 2008).

6.3 LIMITAÇÕES DO ESTUDO E TRABALHOS FUTUROS

No modelo sistema musculoesquelético, foram adotadas algumas simplificações. O movimento do modelo foi limitado ao plano sagital considerando que a progressão da marcha ocorre predominantemente plano (ACKERMANN; BOGERT, 2010; SACCO et al., 2015). Essa simplificação não permite investigar as alterações nos planos frontal e transverso, incluindo movimento da pelve, a ação dos músculos adutores, abdutores e intrínsecos do pé e alterações nas trajetórias do centro de pressão (CoP), os quais podem sofrer alterações devido à diabetes (ZIMNY; SCHATZ; PFOHL, 2004; SAVELBERG et al., 2009). Além disso, o pé foi modelado como um único corpo rígido, o que não permite investigar a ação dos músculos intrínsecos, por exemplo. Trabalhos futuros que investiguem os efeitos do diabetes sobre estas variáveis, devem considerar a utilização de modelos 3D e modelos de pé mais segmentados e detalhados.

Outra limitação do modelo é a adoção de um tendão rígido no modelo muscular, a fim de facilitar a convergência do problema de controle ótimo. O efeito dos tendões e de outros elementos elásticos foi representado de maneira aproximada por curvas totais de momento passivo nas articulações, mas isto pode potencialmente gerar erros. Millard, Uchida e Delp (2013) reportou que o tendão inextensível diminui consideravelmente o tempo de simulação, porém o erro do perfil de força por ele produzido aumenta rapidamente para comprimentos de tendões acima do comprimento ótimo das fibras (MILLARD; UCHIDA; DELP, 2013). Isto indica a necessidade de mais estudos futuros considerando as funções e efeitos distintos dos tendões e de outras estruturas articulares passivas.

Outros trabalhos que adotaram modelos similares do contato entre o pé e o solo, utilizaram 10 elementos visco-elásticos distribuídos ao longo da sola do pé (ACKERMANN; BOGERT, 2010). No presente estudo, foram utilizados apenas 2 elementos nas extremidades do pé. Porém, consideramos os dois elementos suficientes a partir da comparação com resultados de simulações com 3 elementos, apresentados na seção C.2 do Apêndice C. Os resultados seguiram a mesma tendência das simulações com 2 elementos.

As curvas de momento passivo utilizadas no modelo foram alteradas de maneira progressiva por falta de dados precisos sobre os momentos passivos durante a marcha de diabéticos. Por isso, é possível que a alteração da curva de momento passivo adotada não represente fielmente o

que ocorre na realidade com diabéticos. Além disso, esse modelo de rigidez articular substituiu os efeitos do tecido passivo em paralelo e em série às fibras musculares, pois o modelo de Hill foi simplificado. Assim, não são considerados os papeis distintos dessas propriedades durante a marcha (ISHIKAWA et al., 2005).

Mais informações na literatura quanto às alterações dos parâmetros do sistema musculoesquelético do diabético, tais como perfis de momento passivo articular, contribuiria muito para melhor fundamentar e descrever as alterações apresentadas pelos diabéticos, tornando as simulações da marcha diabética mais realistas.

Outro ponto que pode causar dúvida é a função objetivo adotada durante a formulação do problema de controle ótimo. No presente estudo, foram realizadas simulações com diversas modificações dos parâmetros da função objetivo. Foram usados diferentes fatores de volume muscular $_m$, expoentes da ativação muscular p e fatores do *tracking* W_{TR}. Todos esses resultados, contidos no Apêndice C, apresentaram as mesmas tendências das discutidas no trabalho. Estes resultados indicam que os efeitos e tendências observados são insensíveis à escolha da função custo, considerando o grupo de funções custo testadas.

7 CONCLUSÃO

O aumento do momento passivo na articulação do tornozelo, representando o aumento da rigidez dos tecidos conjuntivos, desencadeou uma clara estratégia de utilização das estruturas elásticas como molas que armazenam energia potencial elástica na fase de apoio médio e a liberam na fase de propulsão, o que contribuiu para uma redução considerável de ação muscular, principalmente na propulsão. De fato, o aumento da rigidez causou atraso e redução consistente da ativação do sóleo. Por outro lado, o efeito desta alteração na amplitude de movimento do tornozelo e no padrão de ativação do gastrocnêmio depende da rigidez adotada. Aumentos menores na rigidez levaram a um aumento da amplitude do tornozelo, além de um atraso e redução da ativação do gastrocnêmio. Esse atraso do tríceps sural é observado na literatura (AKASHI et al., 2008). Um aumento maior da rigidez no tornozelo, por sua vez, diminuiu a amplitude de movimento do tornozelo.

O aumento do momento passivo no tornozelo levou também a um aumento discreto da ativação do iliopsoas. Há uma estratégia de compensação que utiliza mais os flexores do quadril na fase de propulsão e no início da fase de balanço e esta foi adotada pelo modelo, o que pode ser interpretado como a adoção de uma estratégia do quadril na marcha, embora este efeito seja bastante discreto no caso do aumento da rigidez no tornozelo e não esteja associado a uma diminuição do momento total de extensão no tornozelo (SACCO et al., 2015; MUELLER et al., 1994).

A redução da força isométrica máxima do gastrocnêmio, sóleo e tibial anterior aumentou a amplitude de movimento do tornozelo, não observado na literatura, e causou atraso na ativação do gastrocnêmio e sóleo no final da fase de apoio, consistente com observações na literatura (AKASHI et al., 2008; GOMES et al., 2011; SAWACHA et al., 2012). Pode-se observar ainda que a diminuição da capacidade de geração de força destes músculos exigiu um aumento da ativação para evitar queda substancial das forças do tríceps sural na fase de propulsão. Esta redução causou ainda um aumento do momento de flexão no quadril através de maior ativação e força do iliopsoas nesta fase, acompanhada do atraso do momento de extensão do tornozelo, evidenciando novamente a estratégia do quadril (SACCO et al., 2015; MUELLER et al., 1994). Não foi possível observar nenhuma mudança considerável no padrão de força do tibial anterior, apesar da inclusão da redução de força deste músculo no modelo . Sua ativação aumentou para manter a força muscular, mas as modificações impostas pelo diabetes no sistema musculoesquelético não causaram uma ativação prolongada, como já descrito na literatura (FERNANDO et al., 2013).

Outro ponto importante é que todas as alterações impostas no estudo, modificaram a distribuição de momento no tornozelo. No início da fase de propulsão, o aumento da rigidez do tornozelo fez com que aumentasse a contribuição do momento passivo de extensão ao momento total no tornozelo na fase de propulsão. Uma estratégia similar foi empregada pelo sistema como resposta à redução da força isométrica máxima dos músculos atuantes no tornozelo. Neste caso, para compensar o déficit de força nos extensores do tornozelo, ocorre um aumento da flexão do tornozelo, o que aumenta o momento passivo de extensão do tornozelo e auxilia a fase de propulsão.

De modo geral, abordagem desenvolvida demonstrou potencial para auxiliar estudos nas áreas da biomecânica e da saúde, contribuindo para a expansão do conhecimento sobre o movimento humano em diferentes situações. Em particular, o estudo realizado mostra a tendência de adoção da estratégia do quadril e a utilização das estruturas elásticas passivas para armazenar energia como mecanismo de adaptação aos dois principais acometimentos do sistema musculoesquelético devido à diabetes.

A compreensão da relação de causa e efeito no padrão de marcha dos diabéticos pode ajudar a dissolver as contradições presentes nos resultados da literatura, além de auxiliar a formulação de novas intervenções terapêuticas apropriadas para essa população, com possível contribuição para a manutenção da funcionalidade dos pacientes diabéticos.

REFERÊNCIAS

ABBOUD, R. J.; ROWLEY, D. I.; NEWTON, R. W. Lower limb muscle dysfunction may contribute to foot ulceration in diabetic patients. **Clin Biomech**, v. 15, n. 1, p. 37–45, 2000.

ACKERMANN, M.; BOGERT, A. J. V. den. Optimality principals for model-based prediction of human gait. **Journal of Biomechanics**, v. 43, p. 1055–1060, 2010.

____. ____. Predictive simulation of gait at low gravity reveals skipping as the preferred locomotion strategy. **Journal of Biomechanics**, v. 45, p. 1293–1298, 2012.

AKASHI, P. M. et al. The effect of diabetic neuropathy and previous foot ulceration in emg and ground reaction forces during gait. **Clin Biomech**, v. 23, n. 5, p. 584–592, 2008.

ALLEN, M. D. et al. Skeletal muscle morphology and contractile function in relation to muscle denervation in diabetic neuropathy. **J Appl Physiol**, v. 116, p. 545–552, 2014.

ANDERSEN, H. et al. Muscular atrophy in diabetic neuropathy: a stereological magnetic resonance imaging study. **Diabetologia**, Springer, v. 40, n. 9, p. 1062–1069, 1997.

____. Muscle strength in type 2 diabetes. **Diabetes**, v. 53, p. 1543–1548, 2004.

____.; STALBERG, E.; FALCK, B. F-wave latency, the most sensitive nerve conduction parameter in patients with diabetes mellitus. **Muscle Nerve**, v. 20, p. 1296–302, 1997.

ANDERSON, F. C.; PANDY, M. G. Dynamic optimization of human walking. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 123, p. 381–390, 2001.

BETTS, J. T. **Practical Methods for Optimal Control and Estimation Using Nonlinear Programming**. 2nd. ed. Philadelphia: SIAM Press, 2009.

BOBBERT, M. F. et al. Searching for strategies to reduce the mechanical demands of the sit-to-stand task with a muscle-actuated optimal control model. **Clinical Biomechanics**, v. 37, p. 83–90, 2016.

BOGERT, A. J. V. den. **Gait2DE – A musculoskeletal Dynamics Model for Posture and Gait**. [S.l.], 2011.

____.; BLANA, D.; HEINRICH, D. Implicit methods for efficient musculoskeletal simulation and optimal control. **Procedia IUTAM**, v. 2, p. 297–316, 2011.

____. et al. Predictive musculoskeletal simulation using optimal control: effects of added limb mass on energy cost and kinematics of walking and running. **J Sports Engineering and Technology**, v. 226, p. 123–133, 2012.

BREGMAN, D. et al. The effect of ankle foot orthosis stiffness on the energy cost of walking: a simulation study. **Clinical Biomechanics**, Elsevier, v. 26, n. 9, p. 955–961, 2011.

CAMARGO, M. R. et al. Balance and ankle muscle strength predict spatiotemporal gait parameters in individuals with diabetic peripheral neuropathy. **Diabetes and Metabolic Syndrome: Clinical Research and Reviews**, v. 9, p. 79–84, 2015.

COLLINS, S. H.; WIGGIN, M. B.; SAWICKI, G. S. Reducing the energy cost of human walking using an unpowered exoskeleton. **Nature**, Nature Research, v. 522, n. 7555, p. 212–215, 2015.

COUPPE, C. et al. Human achilles tendon glycation and function in diabetes. **Journal of Applied Physiology**, Am Physiological Soc, v. 120, n. 2, p. 130–137, 2016.

DELP, S. L. et al. Opensim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, IEEE, v. 54, n. 11, p. 1940–1950, 2007.

EDRICH, T.; RIENER, R.; QUINTERN, J. Analysis of passive elastic joint moments in paraplegics. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 47, n. 8, p. 1058–1065, 2000.

ERDEMIR, A. et al. Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. **Clinical biomechanics**, Elsevier, v. 22, n. 2, p. 131–154, 2007.

FERNANDO, D. J. et al. Relationship of limited joint mobility to abnormal foot pressures and diabetic foot ulceration. **Diabetes Care**, v. 14, n. 1, p. 8–11, 1991.

FERNANDO, M. E. et al. Lower limb biomechanical characteristics of patients with neuropathic diabetic foot ulcers: the diabetes foot ulcer study protocol. **BMC Endocrine Disorders**, v. 15, p. 1–11, 2015.

____. Biomechanical characteristics of peripheral diabetic neuropathy: A systematic review and meta-analysis of findings from the gait cycle, muscle activity and dynamic barefoot plantar pressure. **Clinical Biomechanics**, v. 28, p. 831–845, 2013.

GERRITSEN, K. G. et al. Intrinsic muscle properties facilitate locomotor control - a computer simulation study. **Motor Control**, v. 2, p. 206–220, 1998.

GOMES, A. A. et al. Dynamic simulation of hip strategy of diabetic neuropathic individuals during gait. In: **5th IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics**. Sao Paulo: [s.n.], 2014.

____. Electromyography and kinematic changes of gait cycle at different cadences in diabetic neuropathic individuals. **Muscle & Nerve**, v. 44, n. 2, p. 258–268, Aug 2011.

GRANT, W. P. et al. Electron microscopic investigation of the effects of diabetes mellitus on the achilles tendon. **The Journal of Foot and Ankle Surgery**, v. 36, p. 272–278, 1997.

GROOTE, F. D. et al. Evaluation of direct collocation optimal control problem formulations for solving the muscle redundancy problem. **Annals of Biomedical Engineering**, p. 1591–1599, 2016.

GUERRERO, N. et al. Premature loss of muscle mass and function in type 2 diabetes. **Diabetes Research and Clinical Practice**, Elsevier, v. 117, p. 32–38, 2016.

HAJRASOULIHA, A. R. et al. Abnormal viscoelastic behaviour of passive ankle joint movement in diabetic patients: an early or a late complication? **Diabetologia**, v. 48, p. 1225–1228, 2005.

HE, J.; LEVINE, W. S.; LOEB, G. E. Feedback gains for correcting small perturbations to standing posture. **IEEE Transactions on Automatic Control**, IEEE, v. 36, n. 3, p. 322–332, 1991.

HILTON, T. N. et al. Excessive adipose tissue infiltration in skeletal muscle in individuals with obesity, diabetes mellitus, and peripheral neuropathy: association with performance and function. **Physical therapy**, American Physical Therapy Association, v. 88, n. 11, p. 1336, 2008.

HOSSEINI, M. S. et al. Anemia and microvascular complications in patients with type 2 diabetes mellitus. **Nephrourol Mon**, v. 6, n. 4, p. e19976, Jul 2014.

IJZERMAN, T. H. et al. Lower extremity muscle strength is reduced in people with type 2 diabetes, with and without polyneuropathy, and is associated with impaired mobility and reduced quality of life. **Diabetes Res Clin Pract**, v. 95, p. 345–351, 2012.

INTERNATIONAL DIABETES FEDERATION - IDF. **Diabetes atlas seventh edition.** 2015. Disponível em: <http://www.diabetesatlas.org/>. Acesso em: 27 de dezembro 2016.

ISHIKAWA, M. et al. Muscle-tendon interaction and elastic energy usage in human walking. **Journal of applied physiology**, Am Physiological Soc, v. 99, n. 2, p. 603–608, 2005.

KAZAMEL, M.; DYCK, P. J. Sensory manifestations of diabetic neuropathies: Anatomical and clinical correlations. **Prosthet Orthot Int**, v. 39, n. 1, p. 7–16, Feb 2015.

KWON, O.-Y. et al. Comparison of muscle activity during walking in subjects with and without diabetic neuropathy. **Gait & Posture**, v. 18, n. 1, p. 105–113, Aug 2003.

LEE, L.-F.; UMBERGER, B. R. Generating optimal control simulations of musculoskeletal movement using opensim and matlab. **PeerJ.**, 2016.

MCLEAN, S. G.; SU, A.; BOGERT, A. J. V. d. Development and validation of a 3-d model to predict knee joint loading during dynamic movement. **Transactions-American Society of Mechanical Engineers Journal of Biomechanical Engineering**, AMERICAN SOCIETY MECHANICAL ENGINEERS, v. 125, n. 6, p. 864–874, 2003.

MILLARD, M.; UCHIDA, A. S. T.; DELP, S. L. Flexing computational muscle: Modeling and simulation of musculotendon dynamics. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 135, p. 021005, 2013.

MILLER, R. H.; BRANDON, S. C.; DELUZIO, K. J. Predicting sagittal plane biomechanics that minimize the axial knee joint contact force during walking. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 135, p. 011007, 2013.

MUELLER, M. J. et al. Insensitivity, limited joint mobility, and plantar ulcers in patients with diabetes mellitus. **Phys Ther**, v. 69, n. 6, p. 453–459, 1989.

____. Differences in the gait characteristics of patients with diabetes and peripheral neuropathy compared with age-matched controls. **Phys Ther**, v. 74, n. 4, p. 299–308, Apr 1994.

NAGANO, A. et al. Neuromusculoskeletal computer modeling and simulation of upright, straight-legged, bipedal locomotion of australopithecus afarensis. **American Journal of Physical Anthropology**, v. 1262, n. 13, p. 2–13, 2005.

PATTERSON, M. A.; HAGER, W. W.; RAO, A. V. A ph mesh refinement method for optimal control. **Optimal Control Applications and Methods**, Wiley Online Library, v. 36, n. 4, p. 398–421, 2015.

PERRY, J.; BURNFIELD, J. M. **Gait analysis**: normal and pathological function. [S.l.]: Slack, 1992.

PHAM, H. et al. Screening techniques to identify people at high risk for diabetic foot ulceration: a prospective multicenter trial. **Diabetes Care**, v. 23, n. 5, p. 606–611, May 2000.

RASPOVIC, A. Gait characteristics of people with diabetes-related peripheral neuropathy, with and without a history of ulceration. **Gait & Posture**, v. 38, p. 723–728, 2013.

RIENER, R.; EDRICH, T. Identification of passive elastic joint moments in the lower extremities. **Journal of Biomechanics**, v. 32, n. 5, p. 539–544, 1999.

ROSE, J.; GAMBLE, J. G. **Human Walking**. 2nd. ed. [S.l.]: Lippincott Williams and Wilkins, 1994.

SACCO, I. C. N.; AMADIO, A. Influence of the diabetic neuropathy on the behavior of electromyographic and sensorial responses in treadmill gait. **Clinical Biomechanics**, Elsevier, v. 18, n. 5, p. 426–434, 2003.

____. et al. Role of ankle mobility in foot rollover during gait in individuals with diabetic neuropathy. **Clin Biomech**, v. 24, p. 687–692, 2009.

____. et al. Alterations in the lower limb joint moments precede the peripheral neuropathy diagnosis in diabetes patients. **Diabetes technology & therapeutics**, Mary Ann Liebert, Inc. 140 Huguenot Street, 3rd Floor New Rochelle, NY 10801 USA, v. 17, n. 6, p. 405–412, 2015.

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

SAUSENG, S.; KASTENBAUER, T. Effect of limited joint mobility on plantar pressure in patients with type 1 diabetes mellitus. **Acta Med Austriaca**, v. 26, n. 5, p. 178–81, 1999.

SAVELBERG, H. H. C. M. et al. Redistribution of joint moments is associated with changed plantar pressure in diabetic polyneuropathy. **BMC Musculoskelet Disord**, v. 10, n. 16, 2009.

SAWACHA, Z. et al. Abnormal muscle activation during gait in diabetes patients with and without neuropathy. **Gait & Posture**, v. 25, p. 101–105, 2012.

SCHIEHLEN, W. Multibody system dynamics: roots and perspectives. **Multibody system dynamics**, v. 1, p. 149–188, 1997.

SIEGLERG, S.; MOSKOWITZ, G. D.; FREEDMAN, W. Passive and active components of the internal moment developed about the ankle joint during human ambulation. **Journal of Biomechanics**, v. 17, p. 647–652, 1984.

WALKER, S. M.; SCHRODT, G. R. I segment lengths and thin filament periods in skeletal muscle fibers of the rhesus monkey and the human. **The Anatomical Record**, Wiley Online Library, v. 178, n. 1, p. 63–81, 1974.

WATKINS, P. J.; THOMAS, P. K. Diabetes mellitus and the nervous system. **J Neurol Neurosurg Psychiatry**, v. 65, n. 5, p. 620–632, Nov. 1998.

WILLIAMS, D. S. B.; BRUNT, D.; TANENBERG, R. J. Diabetic neuropathy is related to joint stiffness during late stance phase. **J Appl Biomech**, v. 23, n. 4, p. 251–260, Nov 2007.

WINTER, D. A. **The Biomechanics and Motor Control of Human Gait**: Normal, elderly and pathological. Waterloo: University of Waterloo, 1991.

____. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. [S.l.]: Wiley, 2005.

YASHKIN, A. P.; PICONE, G.; SLOAN, F. Causes of the change in the rates of mortality and severe complications of diabetes mellitus: 1992-2012. **Med Care**, v. 53, n. 3, p. 268–275, Mar 2015.

YAVUZER, G. et al. Gait deviations of patients with diabetes mellitus: looking beyond peripheral neuropathy. **Eura Medicophys**, v. 42, n. 2, p. 127–133, Jun. 2006.

ZAJAC, F. E. Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. **Crit Rev Biomed Eng**, v. 17, p. 359–410, 1989.

____. Understanding muscle coordination of the human leg with dynamical simulations. **J Biomech**, v. 35, n. 8, p. 1011–1018, Aug. 2002.

____.; NEPTUNE, R. R.; KAUTZ, S. A. Biomechanics and muscle coordination of human walking: part ii: lessons from dynamical simulations and clinical implications. **Gait & Posture**, v. 17, n. 1, p. 1–17, Feb. 2003.

ZIMNY, S.; SCHATZ, H.; PFOHL, M. The role of limited joint mobility in diabetic patients with an at-risk foot. **Diabetes Care**, v. 27, n. 4, p. 942–946, 2004.

APÊNDICE A – DERIVAÇÃO DAS EQUAÇÕES DO MOVIMENTO

Os sete segmentos inferiores estudados e seus respectivos ângulos de rotação foram nomeados da seguinte forma:

a) Corpo 1: HAT. Ângulo: $_1$

b) Corpo 2: coxa direita. Ângulo: $_2$

c) Corpo 3: perna direita. Ângulo: $_3$

d) Corpo 4: pé direito. Ângulo: $_4$

e) Corpo 5: coxa esquerda. Ângulo: $_5$

f) Corpo 6: perna esquerda. Ângulo: $_6$

g) Corpo 7: pé esquerdo. Ângulo: $_7$

A relação entre os deslocamentos angulares das articulações e os ângulos dos corpos são as seguintes:

$$_1 \quad q_3 \tag{39}$$

$$_2 \quad q_3 \quad q_4 \tag{40}$$

$$_3 \quad q_3 \quad q_4 \quad q_5 \tag{41}$$

$$_4 \quad q_3 \quad q_4 \quad q_5 \quad q_6 \tag{42}$$

$$_5 \quad q_3 \quad q_7 \tag{43}$$

$$_6 \quad q_3 \quad q_7 \quad q_8 \tag{44}$$

$$_7 \quad q_3 \quad q_7 \quad q_8 \quad q_9 \, . \tag{45}$$

O vetor de posições x_p do sistema inclui as posições horizontal e vertical de cada corpo do sistema multicorpo, respectivamente e o ângulo de cada corpo, como representado na Eq. 46.

$$x_p \quad \begin{matrix} x_{cm1} \\ y_{cm1} \\ x_{cm2} \\ y_{cm2} \\ y_{cm3} \\ \vdots \\ 5 \\ 6 \\ 7 \end{matrix} \quad . \tag{46}$$

A derivada do vetor de posição em relação ao tempo pode ser calculada utilizando a matriz Jacobiana J e o vetor de velocidade generalizadas $\dot{q}$ como segue:

$$\dot{x}_p \quad J\dot{q} \, . \tag{47}$$

Derivando novamente o vetor de velocidades $\dot{x}_p$, obtém-se o vetor de acelerações :

$$\ddot{x}_p \quad J\ddot{q} \quad \dot{J}\dot{q} \, . \tag{48}$$

A matriz Jacobiana J pode sr calculada da seguinte forma:

$$J \quad \begin{matrix} \frac{x_{cm1}}{q_1} & & \frac{x_{cm1}}{q_9} \\ \frac{y_{cm1}}{q_1} & & \frac{y_{cm1}}{q_9} \\ \frac{x_{cm2}}{q_1} & & \frac{x_{cm2}}{q_9} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \frac{7}{q_1} & & \frac{7}{q_9} \end{matrix} \quad . \tag{49}$$

A derivada da matriz Jacobiana é a seguinte:

$$\dot{J} \quad \frac{J}{q}\dot{q} \, . \tag{50}$$

Através da aplicação do Teorema do Movimento do Baricentro (TMB) e do Teorema do Movimento Angular (TMA) para cada corpo, pode-se calcular a seguinte equação:

$$\overline{\overline{M}}\ddot{x}_p \quad F^e \quad F^v \, . \tag{51}$$

A substituição de 47 em 51 resulta em:

$$\overline{\overline{M}}J\ddot{q} \quad \overline{K}\dot{q} \quad F^e \quad F^v \,. \tag{52}$$

O sistema é esclerônomo, ou seja, suas equações de restrição não possuem o tempo como uma variável explícita. Assim, a segunda derivada parcial das coordenadas generalizadas em função do tempo da Eq. 52 é:

$$\frac{^2q}{t^2} \quad 0 \,. \tag{53}$$

A matriz de massa e inércia $\overline{\overline{M}}$ para do sistema com os 7 corpos k é a seguinte:

$$\overline{\overline{M}} \quad \begin{matrix} m_1 & 0 & 0 & & 0 & 0 \\ 0 & m_1 & 0 & & 0 & 0 \\ 0 & 0 & m_2 & & 0 & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots \\ 0 & 0 & 0 & & j_6 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & & 0 & j_7 \end{matrix} \,. \tag{54}$$

A matriz $\overline{K}$ é a seguinte:

$$\overline{K} \quad \overline{\overline{M}}\dot{J} \,. \tag{55}$$

O vetor de forças e momentos externos (não vinculares) aplicados no sistema F^e é formado pelas componentes horizontal e vertical das forças (aplicadas no centro de massa) F_{xcmk} e F_{ycmk} e momentos aplicados em cada corpo M_{oTk}:

$$F^e \quad \begin{matrix} F_{xcm1} \\ F_{ycm1} \\ F_{xcm2} \\ F_{ycm2} \\ F_{xcm3} \\ \vdots \\ M_{oT5} \\ M_{oT6} \\ M_{oT7} \end{matrix} \,. \tag{56}$$

Segundo o princípio do trabalho virtual, o vetor de forças e momentos vinculares F^v não precisa ser calculado, pois a seguinte equação é válida:

$$J^T F^v \quad 0 \, . \tag{57}$$

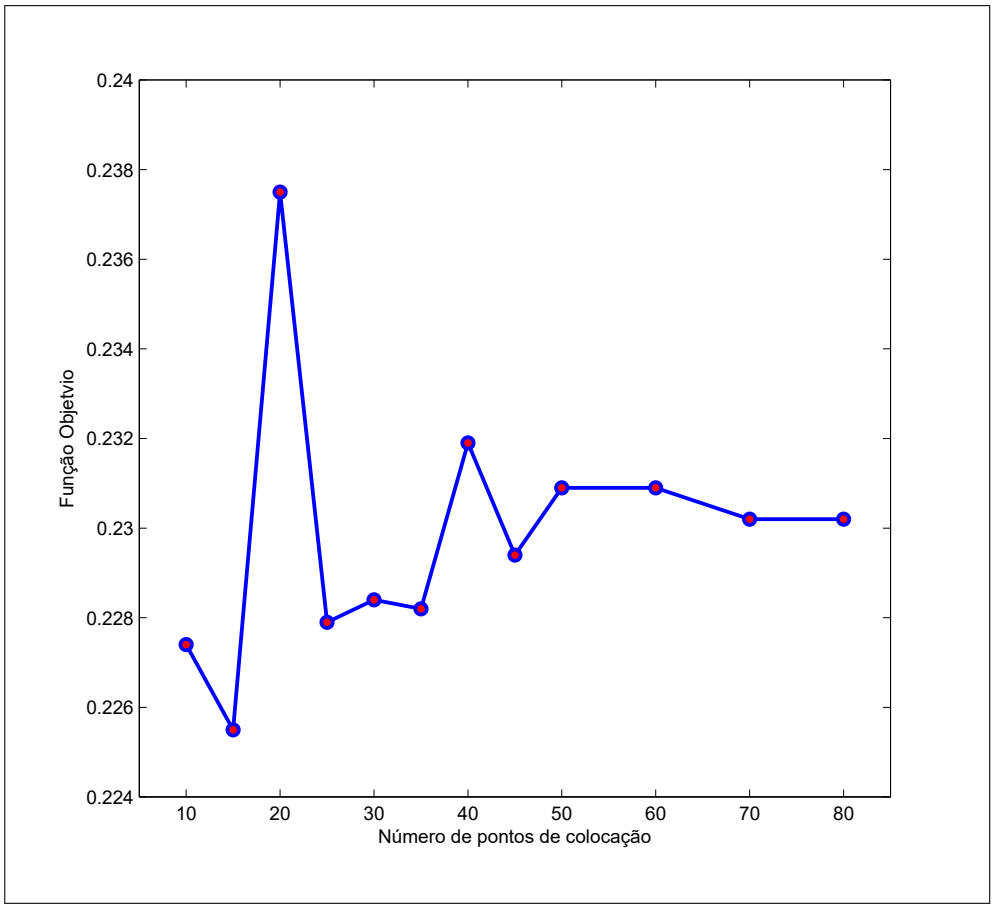
Assim, as equações do movimento podem ser calculadas da seguinte maneira:

$$J^T \overline{\overline{M}} J\ddot{q} \quad J^T \overline{K}\dot{q} \quad J^T F^e \, . \tag{58}$$

APÊNDICE B – ANÁLISE DE REFINAMENTO DE MALHA

Foram feitas varias simulações da condição de referência, ou seja, W_a 1, W_{TR} 0,1, p 2 e $_m$ 1 e valores normais de rigidez do tornozelo e força isométrica máxima dos músculos distais. Foi modificado apenas o número de pontos de colocação n, com valores entre 10 e 80. Todas as simulações tiveram a mesma simulação com chute inicial. A Fig. 35 mostra o valor obtido da função objetivo em função do número de pontos de colocação.

Figura 35 – Valor da função objetivo em função do número de pontos de colocação



Fonte: Autor

É possível observar que a partir de n 50 ocorre uma estabilização do valor da função objetivo. A Tab. 7 mostra o número de pontos de colocação, o valor da função objetivo e o tempo gasto nas simulações da Fig. 35.

Tabela 7 – Resultado da análise de refinamento de malha

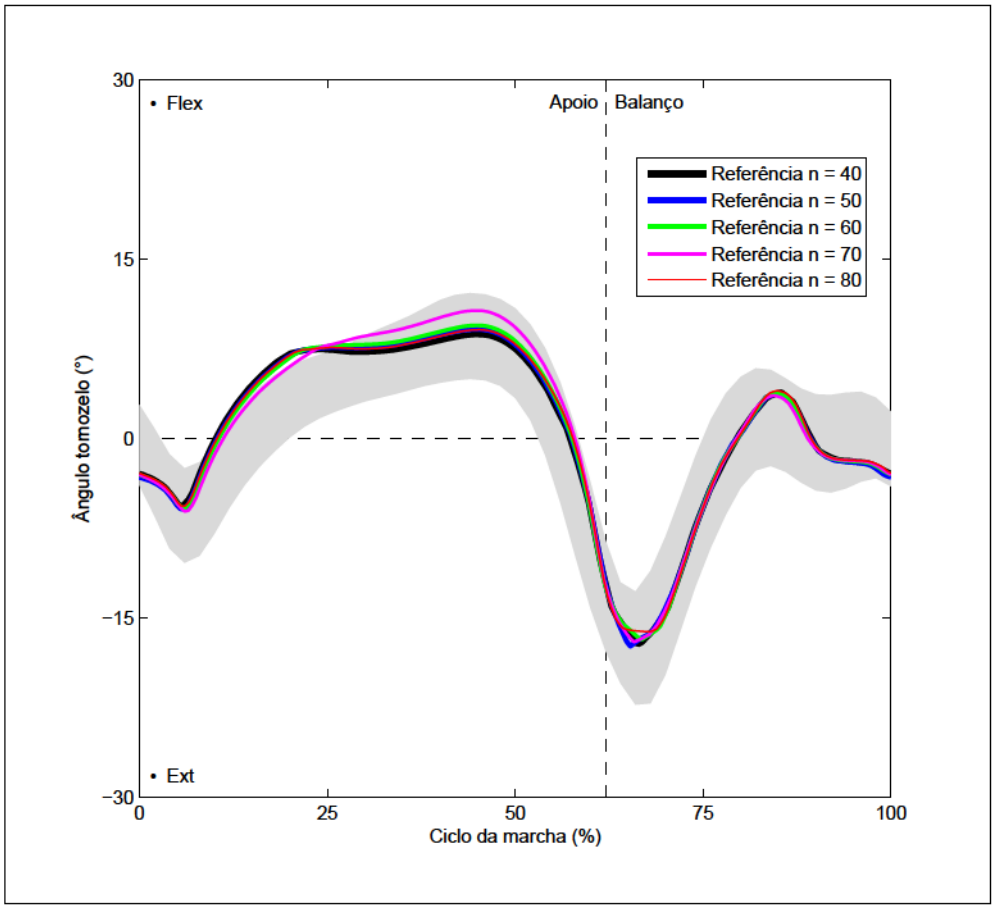
n	Valor Função Obj.	Tempo Simulação (mim)
10	0,2274	15,98
15	0,2255	16,47
20	0,2375	19,70
25	0,2279	13,86
30	0,2284	21,91
35	0,2282	31,12
40	0,2319	36,80
45	0,2294	32,79
50	0,2309	22,31
60	0,2309	67,23
70	0,2302	139,24
80	0,2302	160,08

Fonte: Autor

A partir de n 50, o tempo de simulação cresce consideravelmente e o valor da função objetivo varia pouco. Desta forma, foi escolhido esse valor de n para as simulações utilizadas na discussão do trabalho.

A Fig. 36 mostra o ângulo da articulação do tornozelo para diferentes n. Apenas um resultado (n 70) apresentou maiores desvios em relação aos outros.

Figura 36 – Ângulo do tornozelo para diferentes números de ponto de colocação



Fonte: Autor

Legenda: ângulo do tornozelo simulado para diferentes números de ponto de colocação. A área sombreada do gráfico representa a média ± 1 desvio padrão dos dados usados como referência no termo de *tracking* (WINTER, 1991). Setas indicam as direções do movimento de flexão (Flex) e extensão (Ext)

APÊNDICE C – RESULTADOS PARA DIFERENTES PARÂMETROS

São apresentados a seguir diferentes Casos de modificações de parâmetros. Todas as simulações foram realizadas com n 40 e são comparadas uma condição de referência, uma modificação da força isométrica máxima dos músculos do tornozelo e três modificações de rigidez do tornozelo. A Tab. 8 resume as modificações dos Casos C, D, E, F e G.

Tabela 8 – Parâmetros das simulações para os Casos C, D, E, F e G de acordo com Eq. 5

Versão	**c_3 do M_{pj} do Tornozelo**	**Tríceps Sural**	**Tibial Anterior**
Referência	Valor normal	Valor normal	Valor normal
F_{max} -30% TS -20% TA	Valor normal	30% de F_{max}	20% de F_{max}
Rigidez 1	50% de c_3	Valor normal	Valor normal
Rigidez 3	150% de c_3	Valor normal	Valor normal
Rigidez 4	300% de c_3	Valor normal	Valor normal

Fonte: Autor

No Caso C, as simulações foram realizadas com os mesmos parâmetros das simulações que foram apresentadas nos resultados do trabalho, exceto o número de pontos de colocação. O Caso D apresenta o resultado das simulações com 3 pontos de reação do solo em cada pé (Fr 3). Já no Caso E, estão descritas as simulações com $_m$ V_m considerando o volume muscular e W_{TR} 0,005. No Caso F, foi utilizado o p 3. E no Caso G, foram utilizados na simulação o p 3 e W_{TR} 0,05.

A Tab. 9 resume todas as modificações de parâmetros apresentadas no trabalho.

Tabela 9 – Parâmetros modificados em cada Caso estudado

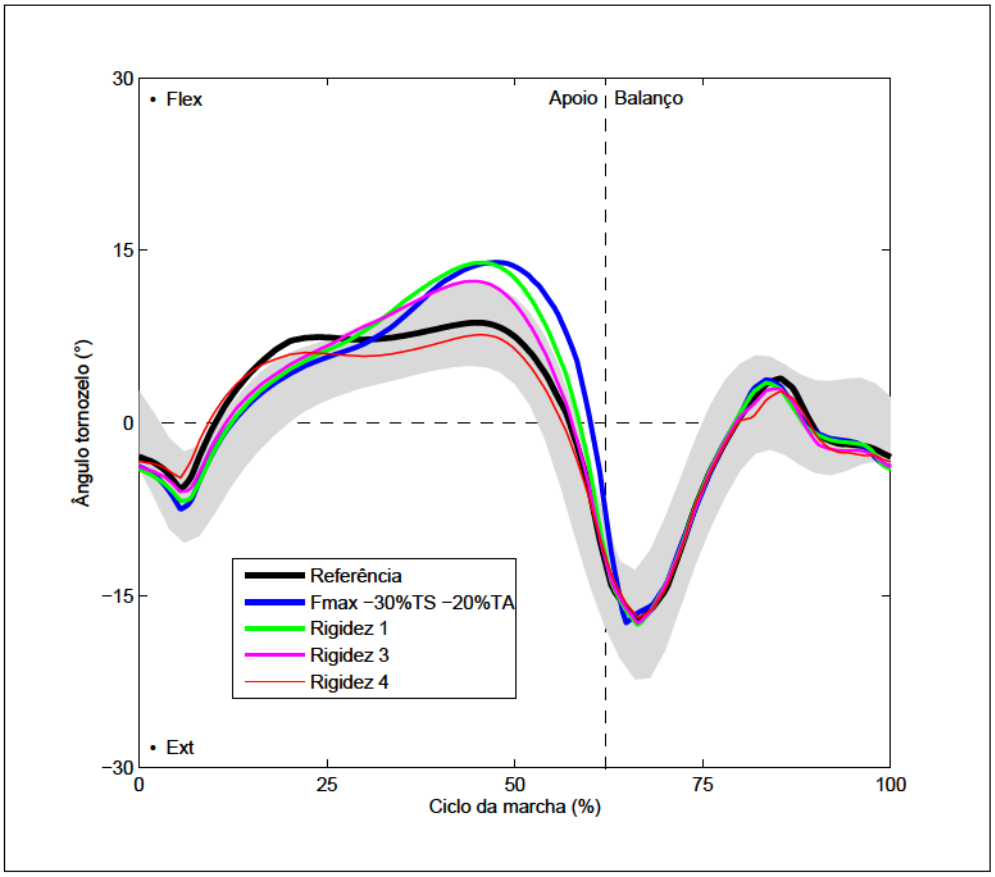
Casos	Fr	n	p	W_{TR}	$_m$
Caso A	2	50	2	0,1	1
Caso B	2	50	2	0,1	1
Caso C	2	40	2	0,1	1
Caso D	3	40	2	0,1	1
Caso E	2	40	2	0,005	V_m
Caso F	2	40	3	0,1	1
Caso G	2	40	3	0,05	1

Fonte: Autor

C.1 PARÂMETROS E RESULTADOS DO CASO C

No Caso C, foram feitas simulações com dois pontos de reação do solo em cada pé, $n = 40$, $p = 2$, $W_{TR} = 0{,}1$ e $\omega_m = 1$.

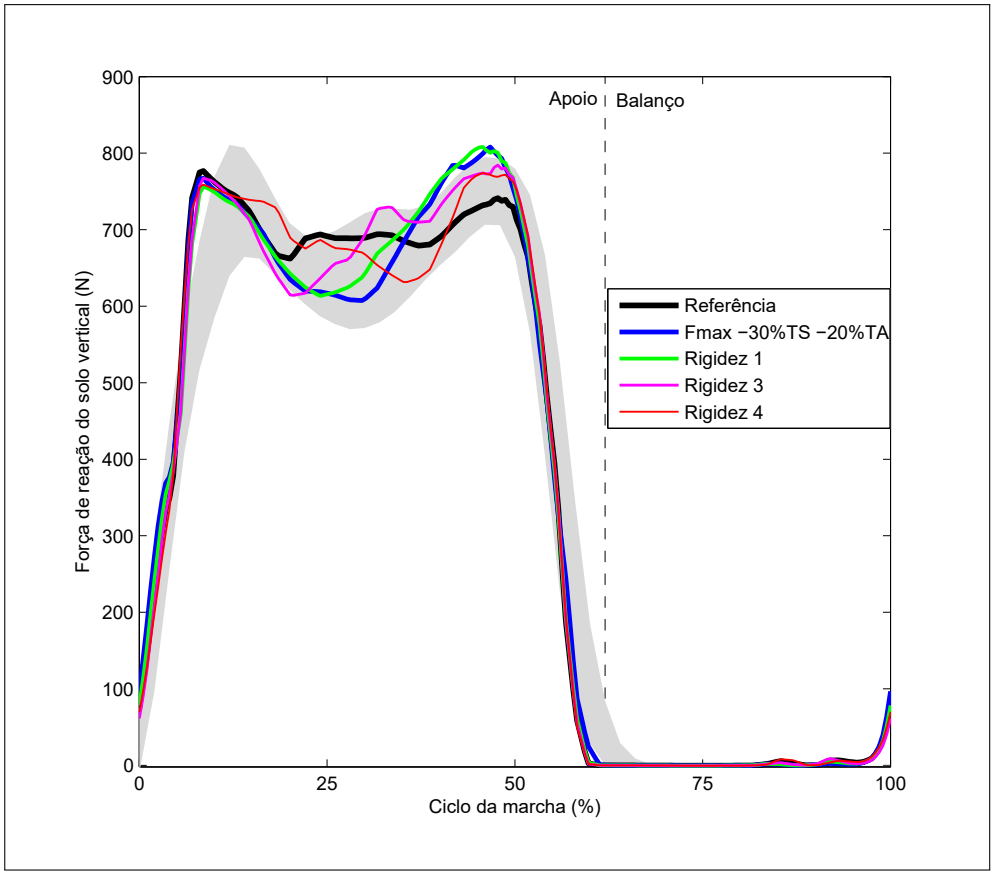
Figura 37 – Ângulo do tornozelo do Caso C



Fonte: Autor

Legenda: ângulo do tornozelo simulado para as diferentes curvas de rigidez do tornozelo ilustradas na Fig. 10 e redução da força isométrica máxima dos músculos distais do Caso C. A área sombreada do gráfico representa a média $\pm$ 1 desvio padrão dos dados usados como referência no termo de *tracking* (WINTER, 1991). Setas indicam as direções do movimento de flexão (Flex) e extensão (Ext)

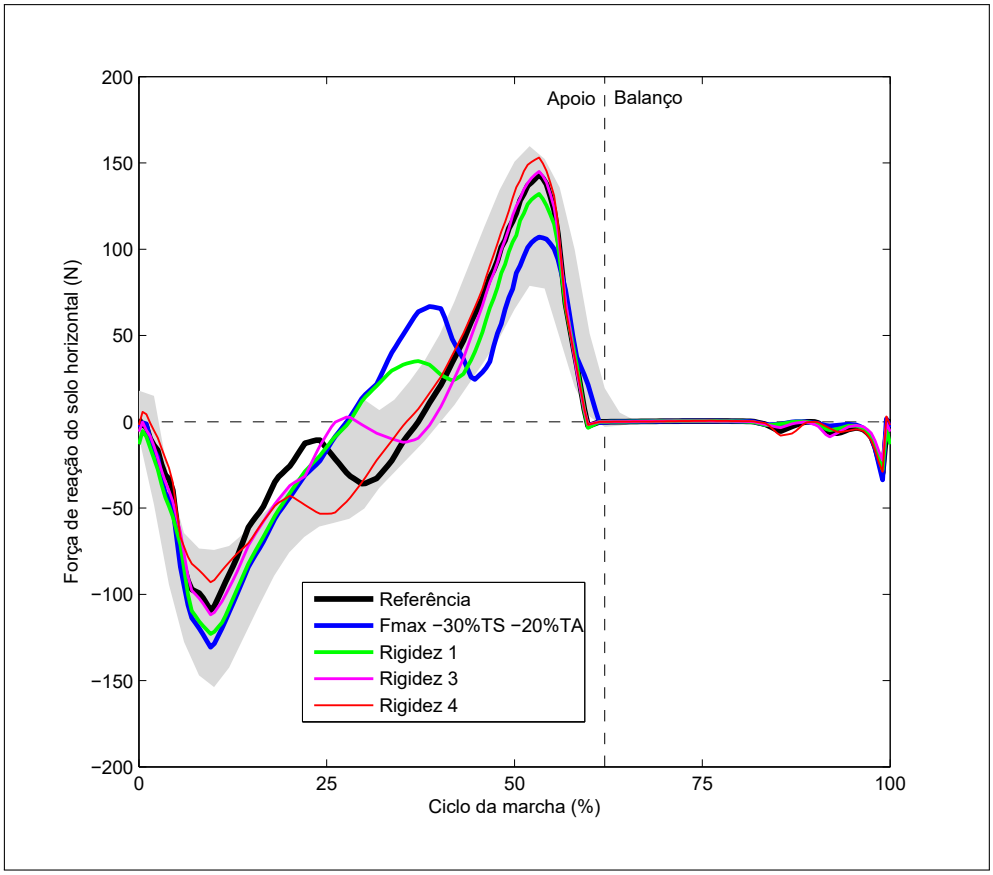
Figura 38 – Força de reação no solo vertical do Caso C



Fonte: Autor

Legenda: força de reação no solo vertical para as diferentes curvas de rigidez do tornozelo ilustradas na Fig. 10 e redução da força isométrica máxima dos músculos distais do Caso C. A área sombreada do gráfico representa a média 1 desvio padrão dos dados usados no termo de *tracking* (WINTER, 1991)

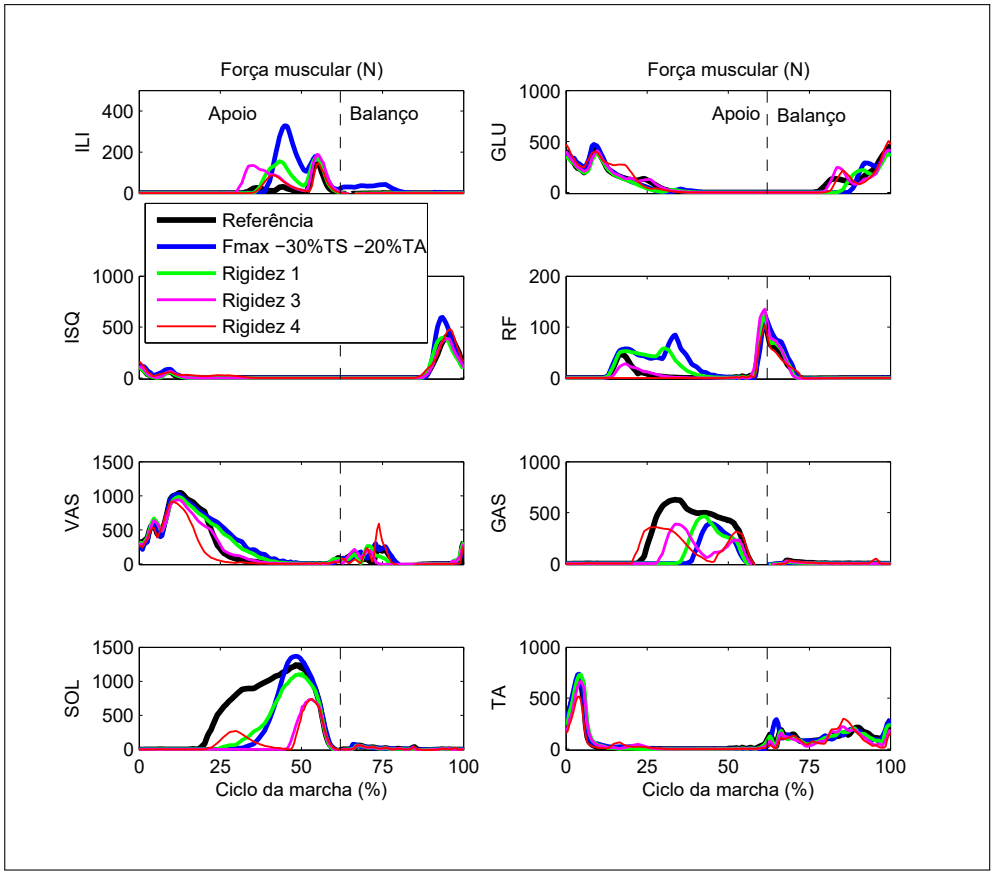
Figura 39 – Força de reação do solo horizontal do Caso C



Fonte: Autor

Legenda: força de reação do solo horizontal para as diferentes curvas de rigidez do tornozelo ilustradas na Fig. 10 e redução da força isométrica máxima dos músculos distais do Caso C. A área sombreada do gráfico representa a média 1 desvio padrão dos dados usados como referência no termo de *tracking* (WINTER, 1991)

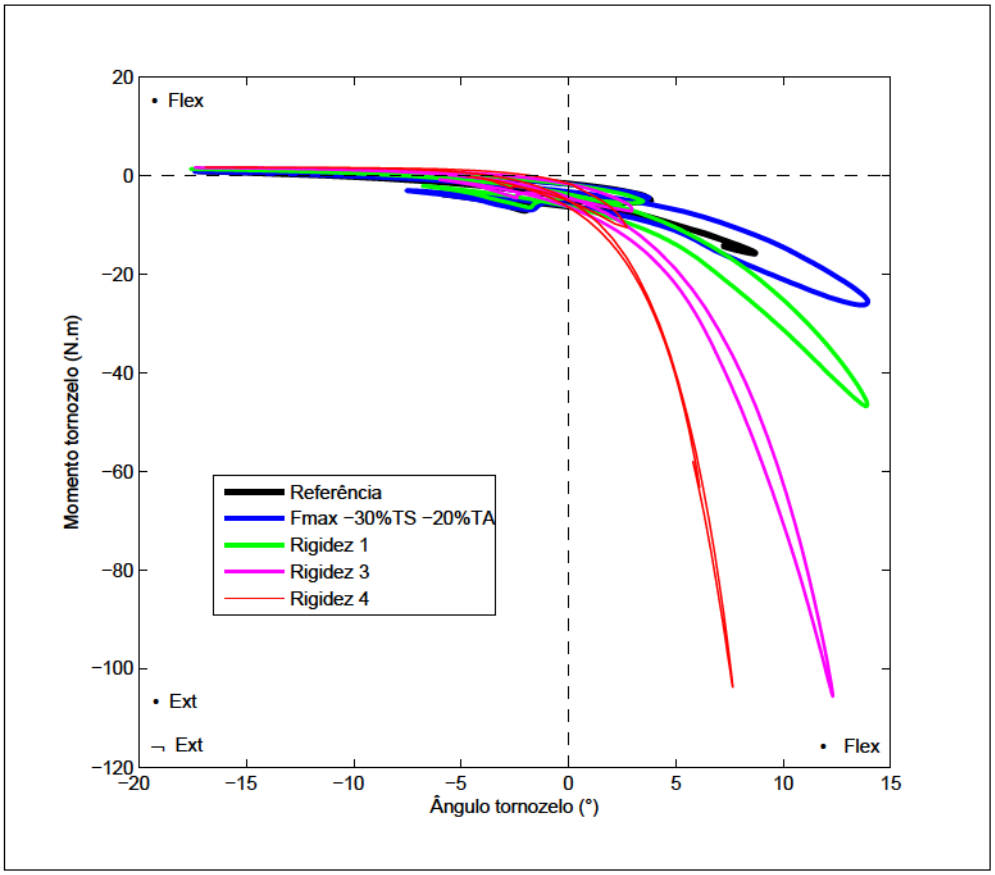
Figura 40 – Forças musculares do Caso C



Fonte: Autor

Legenda: forças musculares do iliopsoas (ILI), glúteos (GLU), isquiotibiais (ISQ), reto femoral (RF), vastos (VAS), gastrocnêmios (GAS), sóleo (SOL) e tibial anterior (TA) para as diferentes curvas de rigidez do tornozelo ilustradas na Fig. 10 e redução da força isométrica máxima dos músculos distais do Caso C

Figura 41 – Momento passivo no tornozelo do Caso C



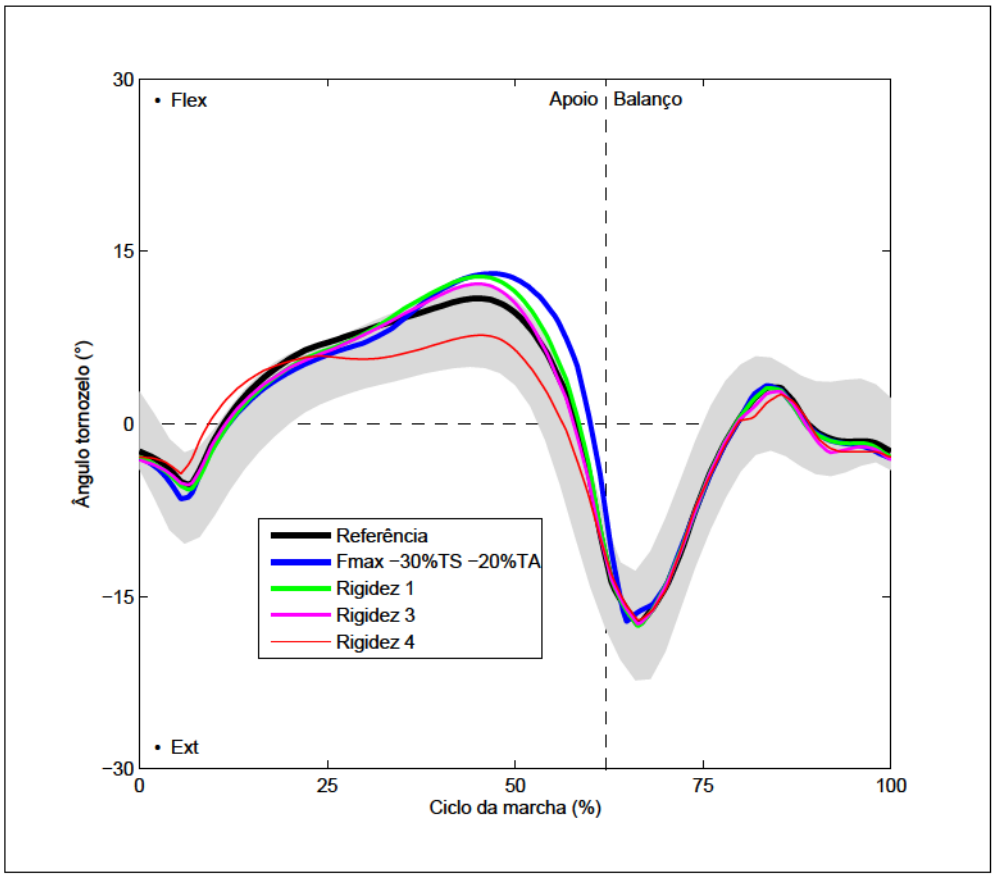
Fonte: Autor

Legenda: momento passivo no tornozelo em função do ângulo do tornozelo ao longo de todo o ciclo da marcha para as diferentes curvas de rigidez do tornozelo ilustradas na Fig. 10 e redução da força isométrica máxima dos músculos distais do Caso C

C.2 PARÂMETROS E RESULTADOS DO CASO D

No Caso D, foram feitas simulações com três pontos de reação do solo em cada pé, $n = 40$, $p = 2$, $W_{TR} = 0{,}1$ e $\omega_m = 1$.

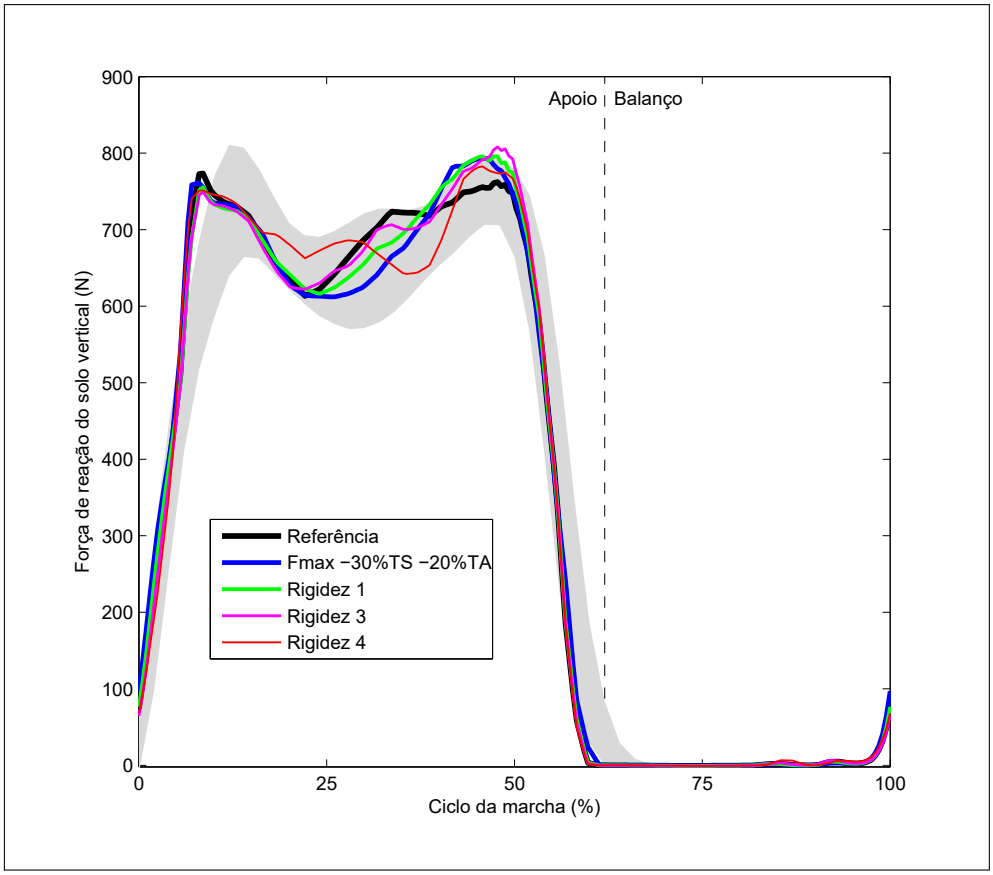
Figura 42 – Ângulo do tornozelo do Caso D



Fonte: Autor

Legenda: ângulo do tornozelo simulado para as diferentes curvas de rigidez do tornozelo ilustradas na Fig. 10 e redução da força isométrica máxima dos músculos distais do Caso D. A área sombreada do gráfico representa a média $\pm$ 1 desvio padrão dos dados usados como referência no termo de *tracking* (WINTER, 1991). Setas indicam as direções do movimento de flexão (Flex) e extensão (Ext)

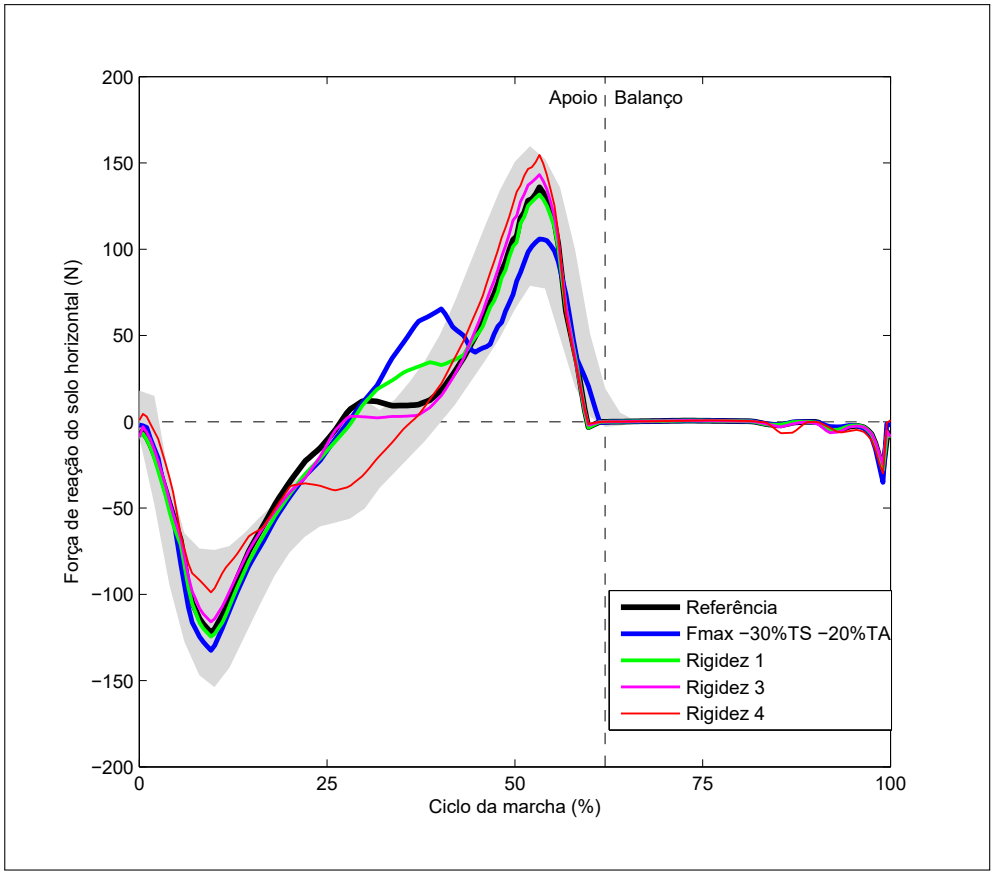
Figura 43 – Força de reação no solo vertical do Caso D



Fonte: Autor

Legenda: força de reação no solo vertical para as diferentes curvas de rigidez do tornozelo ilustradas na Fig. 10 e redução da força isométrica máxima dos músculos distais do Caso D. A área sombreada do gráfico representa a média 1 desvio padrão dos dados usados no termo de *tracking* (WINTER, 1991)

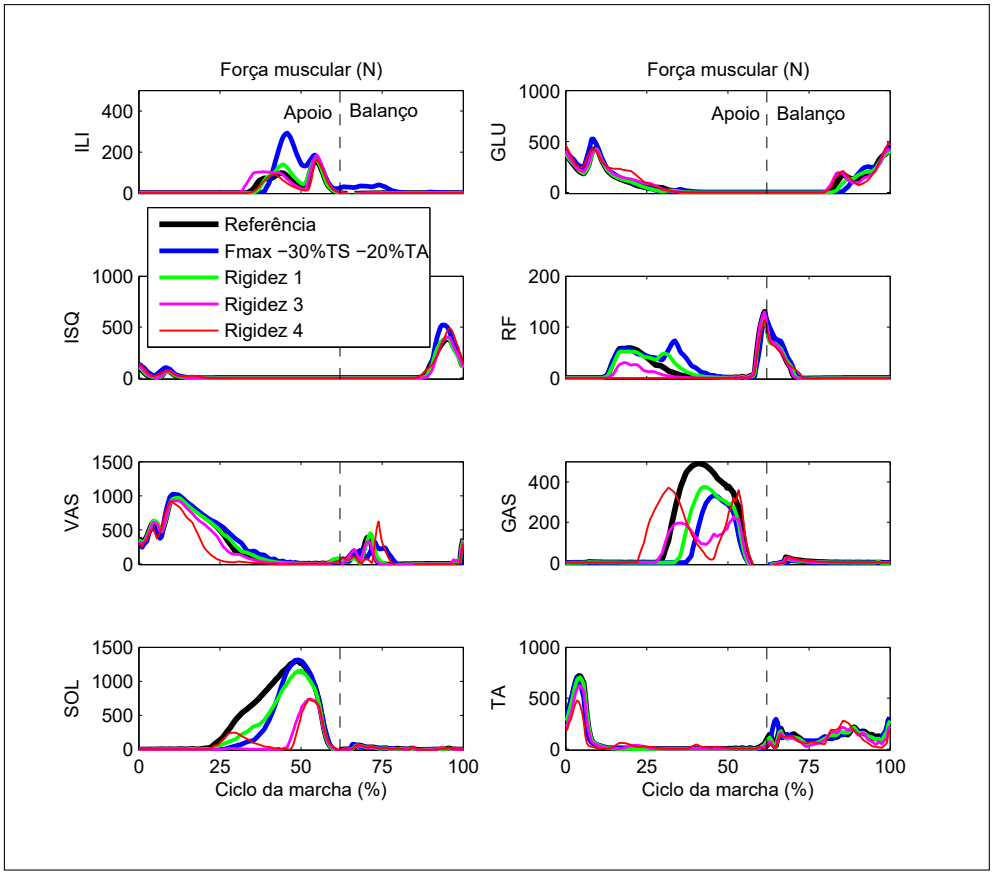
Figura 44 – Força de reação do solo horizontal do Caso D



Fonte: Autor

Legenda: força de reação do solo horizontal para as diferentes curvas de rigidez do tornozelo ilustradas na Fig. 10 e redução da força isométrica máxima dos músculos distais do Caso D. A área sombreada do gráfico representa a média 1 desvio padrão dos dados usados como referência no termo de *tracking* (WINTER, 1991)

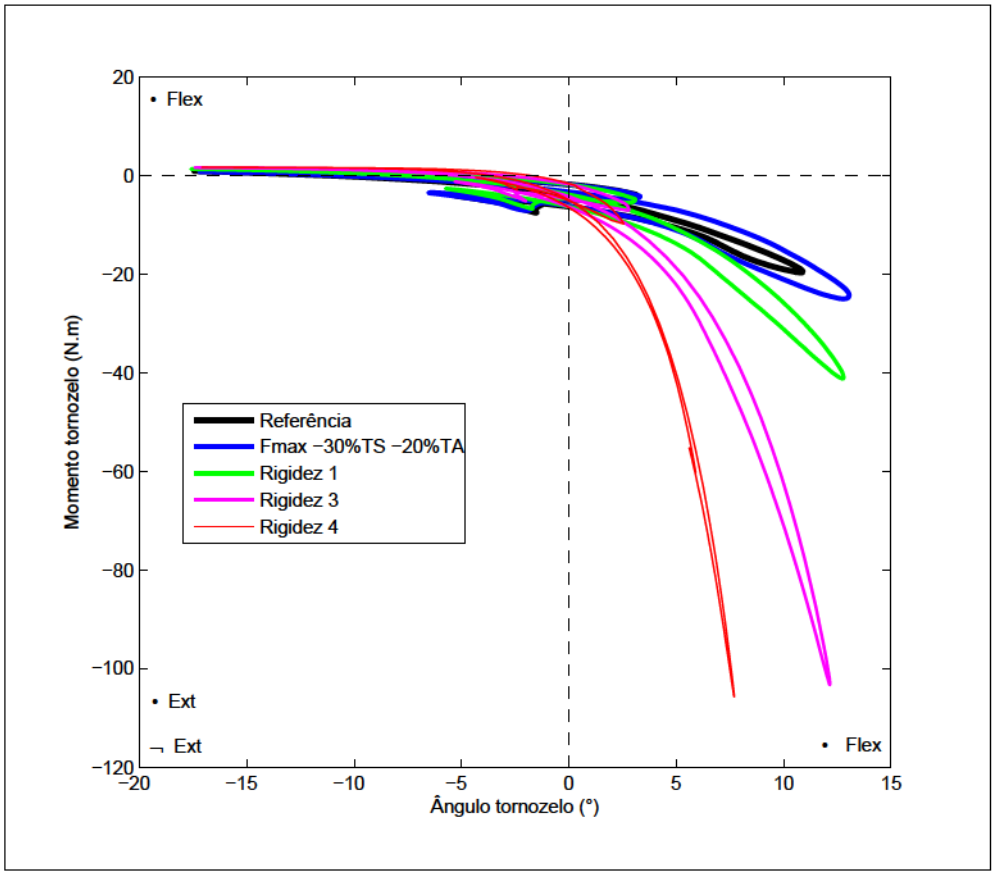
Figura 45 – Forças musculares do Caso D



Fonte: Autor

Legenda: forças musculares do iliopsoas (ILI), glúteos (GLU), isquiotibiais (ISQ), reto femoral (RF), vastos (VAS), gastrocnêmios (GAS), sóleo (SOL) e tibial anterior (TA) para as diferentes curvas de rigidez do tornozelo ilustradas na Fig. 10 e redução da força isométrica máxima dos músculos distais do Caso D

Figura 46 – Momento passivo no tornozelo do Caso D



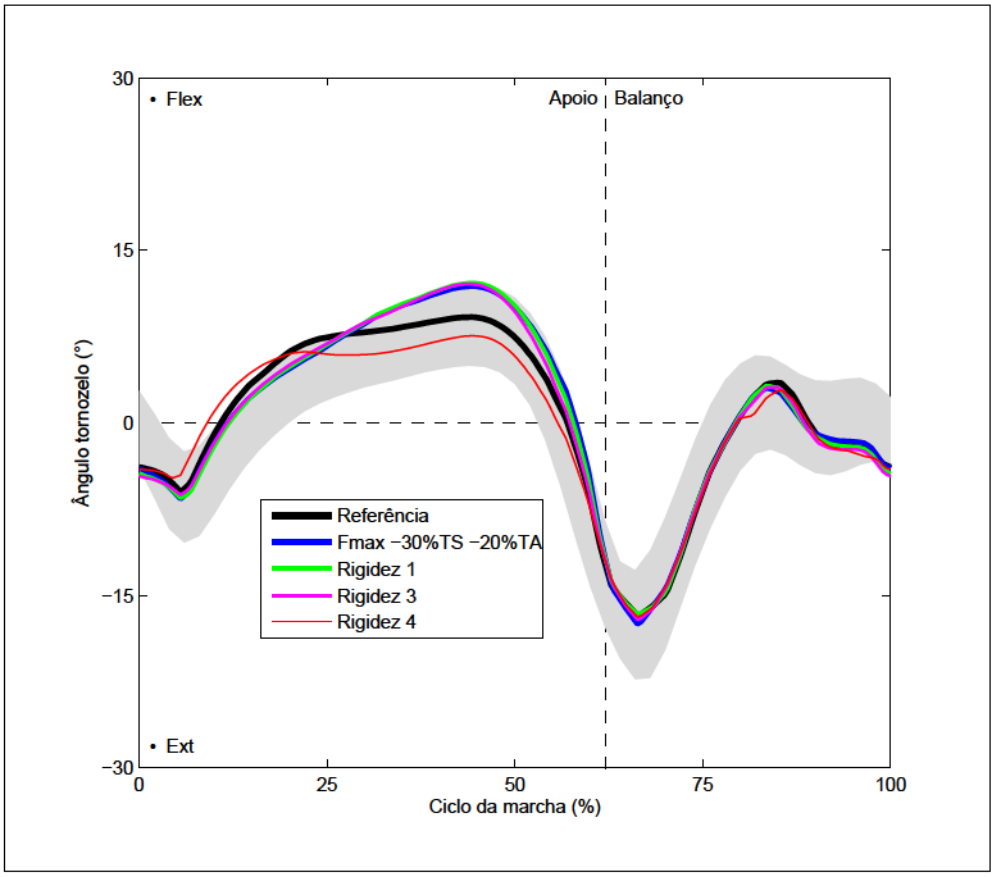
Fonte: Autor

Legenda: momento passivo no tornozelo em função do ângulo do tornozelo ao longo de todo o ciclo da marcha para as diferentes curvas de rigidez do tornozelo ilustradas na Fig. 10 e redução da força isométrica máxima dos músculos distais do Caso D

C.3 PARÂMETROS E RESULTADOS DO CASO E

No Caso E, foram feitas simulações com dois pontos de reação do solo em cada pé, $n = 40$, $p = 2$, $W_{TR} = 0{,}005$ e $\omega_m = V_m$.

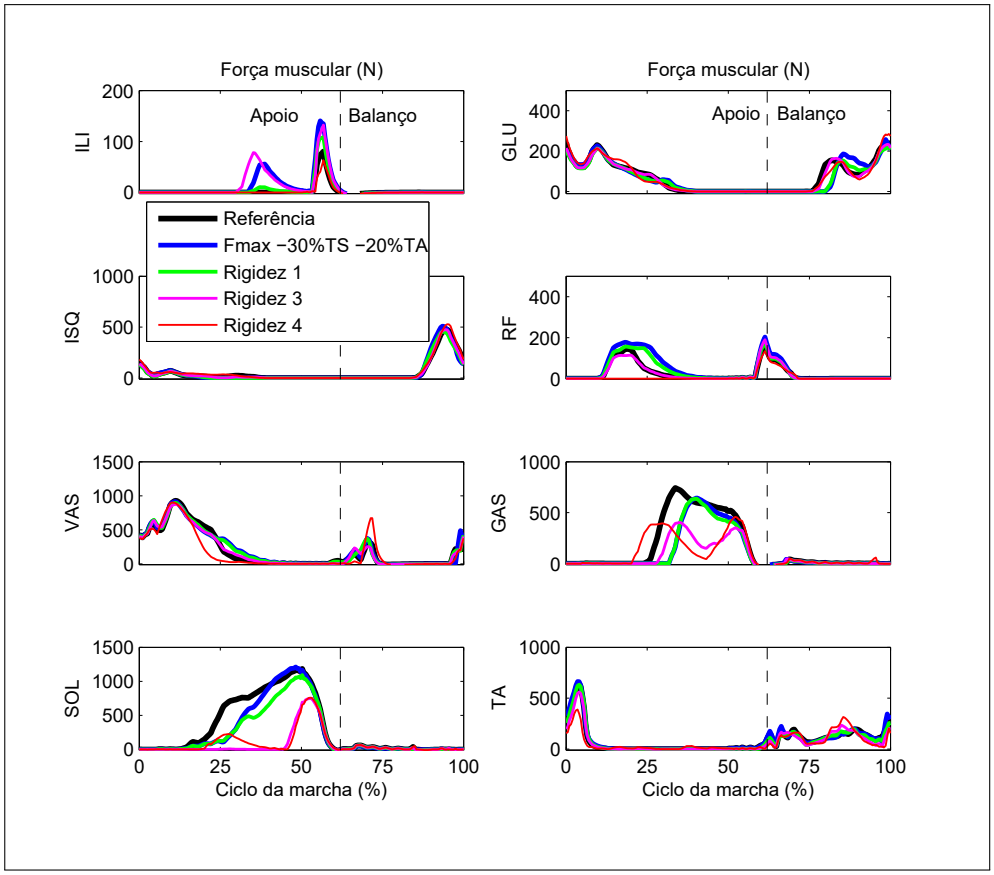
Figura 47 – Ângulo do tornozelo do Caso E



Fonte: Autor

Legenda: ângulo do tornozelo simulado para as diferentes curvas de rigidez do tornozelo ilustradas na Fig. 10 e redução da força isométrica máxima dos músculos distais do Caso E. A área sombreada do gráfico representa a média $\pm$ 1 desvio padrão dos dados usados como referência no termo de *tracking* (WINTER, 1991). Setas indicam as direções do movimento de flexão (Flex) e extensão (Ext)

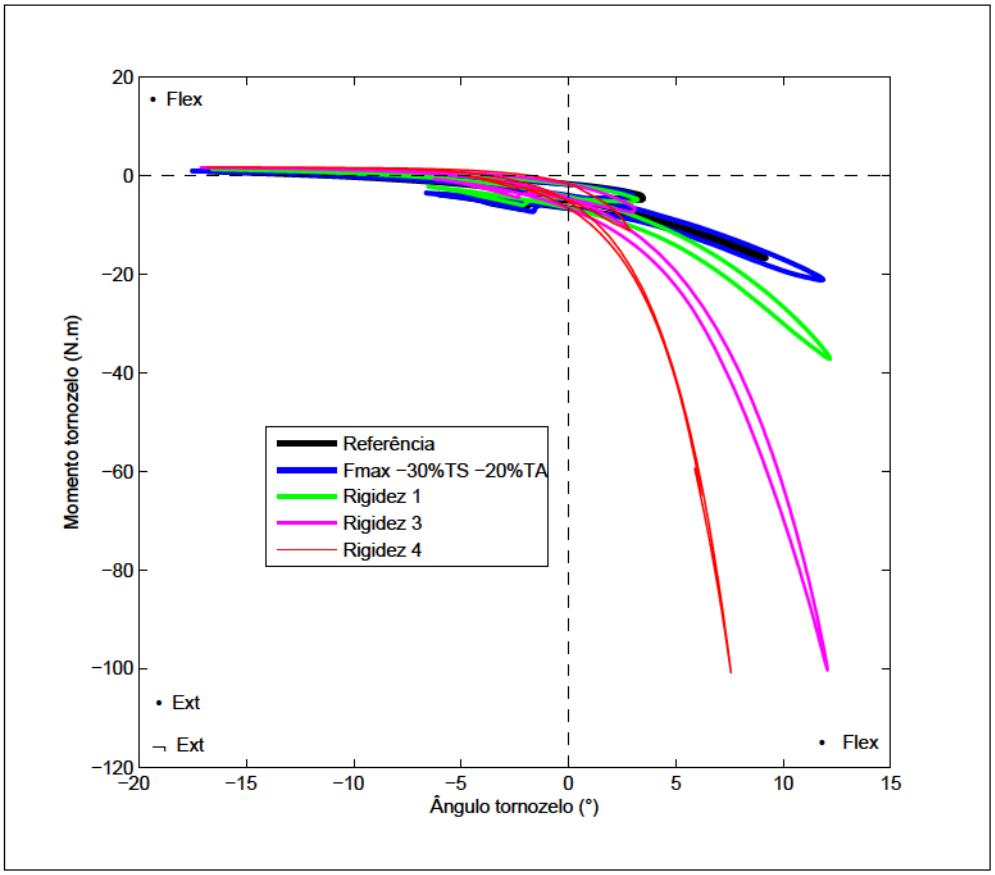
Figura 48 – Forças musculares do Caso E



Fonte: Autor

Legenda: forças musculares do iliopsoas (ILI), glúteos (GLU), isquiotibiais (ISQ), reto femoral (RF), vastos (VAS), gastrocnêmios (GAS), sóleo (SOL) e tibial anterior (TA) para as diferentes curvas de rigidez do tornozelo ilustradas na Fig. 10 e redução da força isométrica máxima dos músculos distais do Caso E

Figura 49 – Momento passivo no tornozelo do Caso E



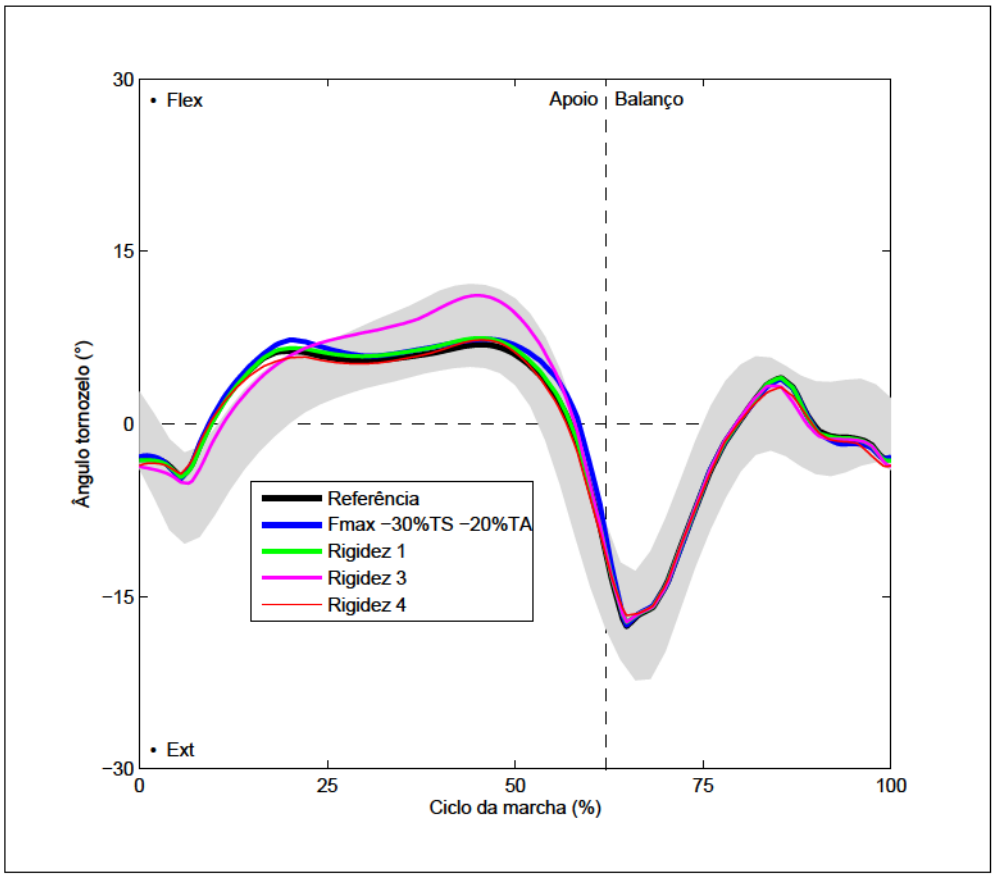
Fonte: Autor

Lengenda: momento passivo no tornozelo em função do ângulo do tornozelo ao longo de todo o ciclo da marcha para as diferentes curvas de rigidez do tornozelo ilustradas na Fig. 10 e redução da força isométrica máxima dos músculos distais do Caso E

C.4 PARÂMETROS E RESULTADOS DO CASO F

No caso F, foram feitas simulações com dois pontos de reação do solo em cada pé, $n = 40$, $p = 3$, $W_{TR} = 0{,}1$ e $\omega_m = 1$.

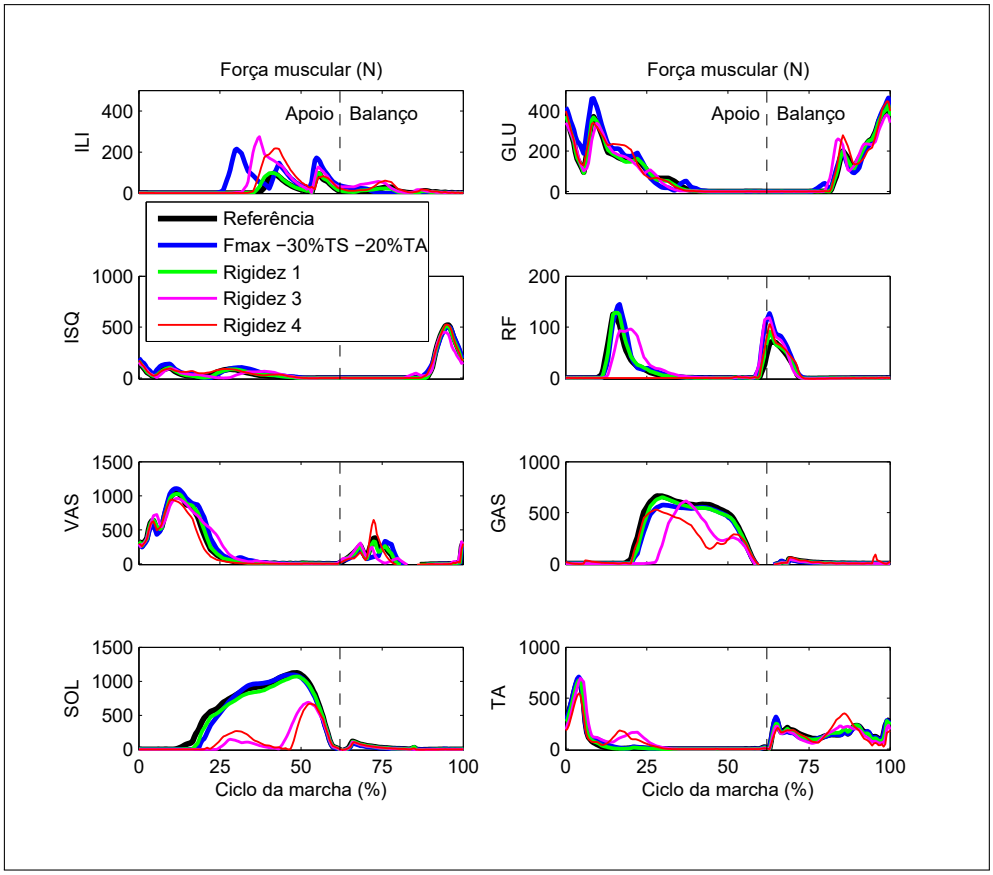
Figura 50 – Ângulo do tornozelo do Caso F



Fonte: Autor

Legenda: ângulo do tornozelo simulado para as diferentes curvas de rigidez do tornozelo ilustradas na Fig. 10 e redução da força isométrica máxima dos músculos distais do Caso F. A área sombreada do gráfico representa a média $\pm$ 1 desvio padrão dos dados usados como referência no termo de *tracking* (WINTER, 1991). Setas indicam as direções do movimento de flexão (Flex) e extensão (Ext)

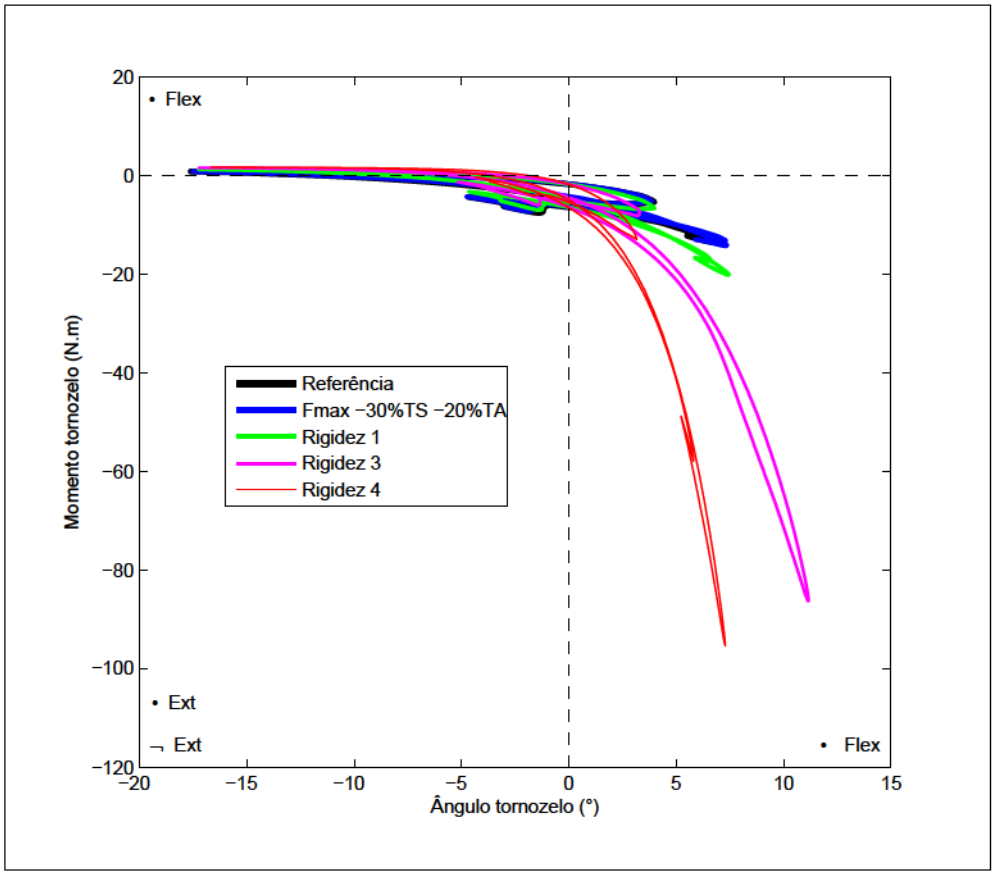
Figura 51 – Forças musculares do Caso F



Fonte: Autor

Legenda: forças musculares do iliopsoas (ILI), glúteos (GLU), isquiotibiais (ISQ), reto femoral (RF), vastos (VAS), gastrocnêmios (GAS), sóleo (SOL) e tibial anterior (TA) para as diferentes curvas de rigidez do tornozelo ilustradas na Fig. 10 e redução da força isométrica máxima dos músculos distais do Caso F

Figura 52 – Momento passivo no tornozelo do Caso F



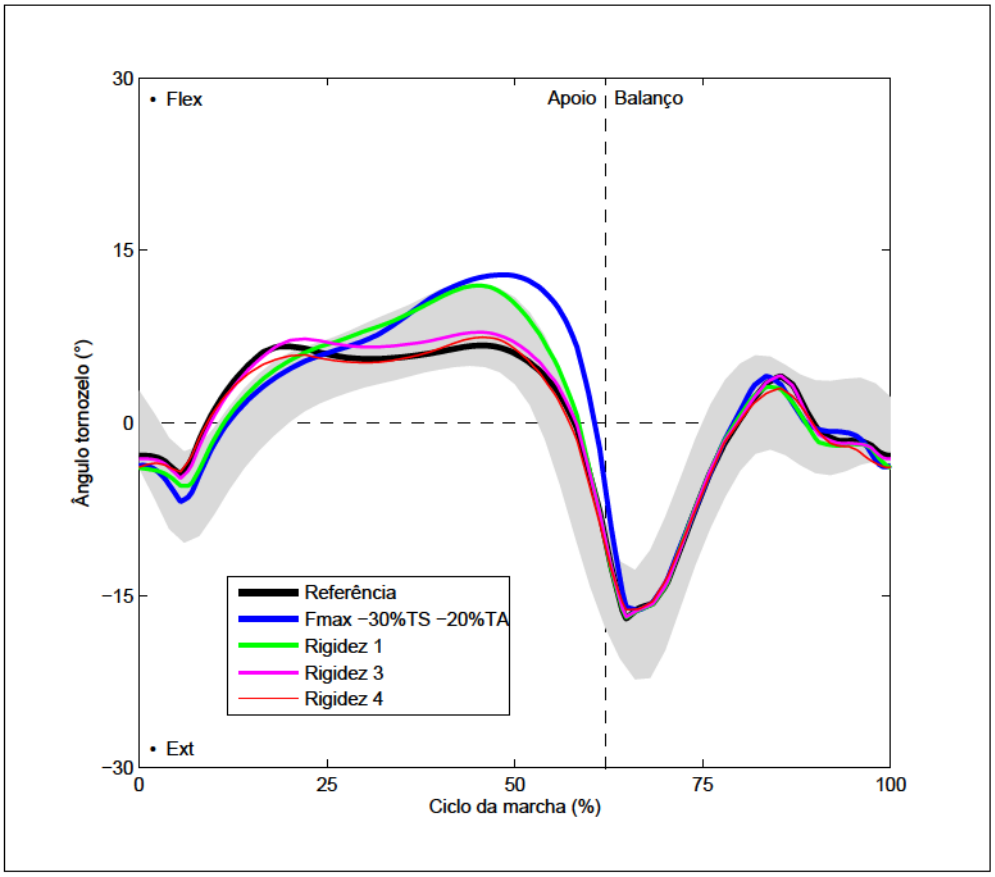
Fonte: Autor

Legenda: momento passivo no tornozelo em função do ângulo do tornozelo ao longo de todo o ciclo da marcha para as diferentes curvas de rigidez do tornozelo ilustradas na Fig. 10 e redução da força isométrica máxima dos músculos distais do Caso F

C.5 PARÂMETROS E RESULTADOS DO CASO G

No Caso G, foram feitas simulações com dois pontos de reação do solo em cada pé, $n = 40$, $p = 3$, $W_{TR} = 0{,}05$ e $\omega_m = 1$.

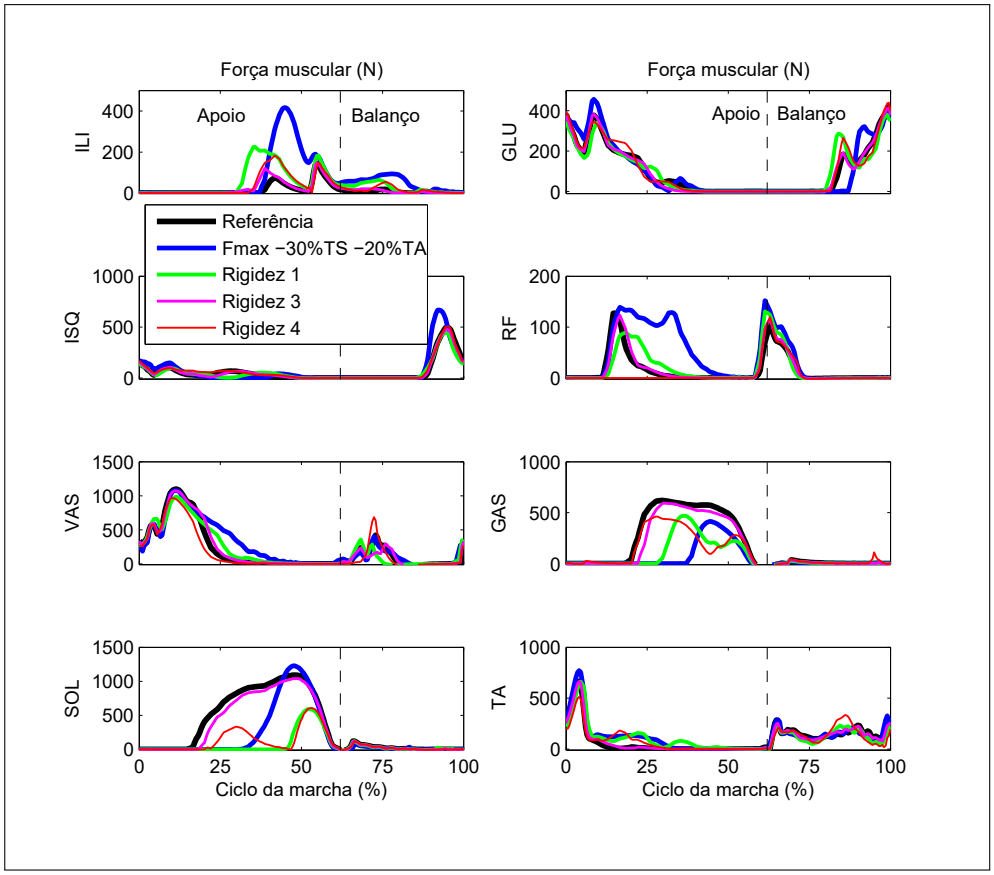
Figura 53 – Ângulo do tornozelo do Caso G



Fonte: Autor

Legenda: ângulo do tornozelo simulado para as diferentes curvas de rigidez do tornozelo ilustradas na Fig. 10 e redução da força isométrica máxima dos músculos distais do Caso G. A área sombreada do gráfico representa a média $\pm$ 1 desvio padrão dos dados usados como referência no termo de *tracking* (WINTER, 1991). Setas indicam as direções do movimento de flexão (Flex) e extensão (Ext)

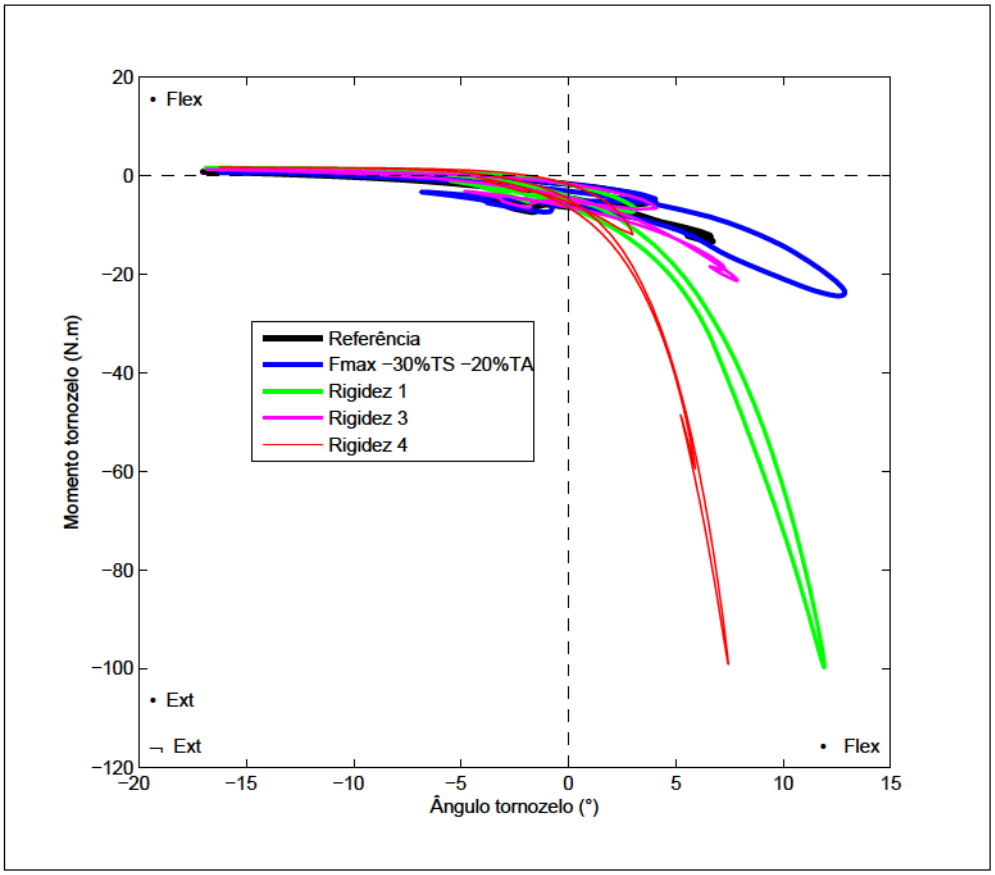
Figura 54 – Forças musculares do Caso G



Fonte: Autor

Legenda: forças musculares do iliopsoas (ILI), glúteos (GLU), isquiotibiais (ISQ), reto femoral (RF), vastos (VAS), gastrocnêmios (GAS), sóleo (SOL) e tibial anterior (TA) para as diferentes curvas de rigidez do tornozelo ilustradas na Fig. 10 e redução da força isométrica máxima dos músculos distais do Caso G

Figura 55 – Momento passivo no tornozelo do Caso G



Fonte: Autor

Legenda: momento passivo no tornozelo em função do ângulo do tornozelo ao longo de todo o ciclo da marcha para as diferentes curvas de rigidez do tornozelo ilustradas na Fig. 10 e redução da força isométrica máxima dos músculos distais do Caso G