BORIS STHEVEN SULLCAHUAMAN JAUREGUI

**Método de Estimativa de Torque da Articulação do
Joelho Baseada em EMG**

Dissertação apresentada à Escola de Engenharia de São Carlos
da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para
obtenção do título de Mestre em Ciências

Área de Concentração: Dinâmica de Máquinas e Sistemas

Orientador: Prof. Dr. Adriano A. G. Siqueira

ESTE EXEMPLAR TRATA-SE DA VERSÃO
CORRIGIDA.
A VERSÃO ORIGINAL ENCONTRA-SE
DISPONÍVEL JUNTO AO
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA
MECANICA DA EESC-USP.

AUTORIZO A REPRODUÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO,
POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS
DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

S949m Sullcahuaman Jauregui, Boris Stheven
Método de Estimativa de Torque da Articulação do
Joelho Baseada em EMG / Boris Stheven Sullcahuaman
Jauregui; orientador Adriano Almeida Gonçalves
Siqueira. São Carlos, 2016.

Dissertação (Mestrado) - Programa de Pós-Graduação
em Engenharia Mecânica e Área de Concentração em
Dinâmica de Máquinas e Sistemas -- Escola de Engenharia
de São Carlos da Universidade de São Paulo, 2016.

1. EMG. 2. Estimativa de torque. 3. Modelo de
contração muscular. 4. Reabilitação robótica. I.
Título.

FOLHA DE JULGAMENTO

Candidato: Bacharel **BORIS STEVEN SULLCAHUAMAN JAÚREGUI**.

Título da dissertação: "Método de estimativa de torque da articulação do joelho baseada em EMG".

Data da defesa: 01/04/2016.

Comissão Julgadora:

Resultado:

Prof. Associado **Adriano Almeida Gonçalves Siqueira**
(Orientador)
(Escola de Engenharia de São Carlos/EESC)

Aprovado

Prof. Dr. **Valdir Grassi Junior**
(Escola de Engenharia de São Carlos/EESC)

Aprovado

Prof. Dr. **Luciano Luporini Menegaldo**
(Universidade Federal do Rio de Janeiro/UFRJ)

APROVADO

Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica:
Prof. Associado **Gherhardt Ribatski**

Presidente da Comissão de Pós-Graduação:
Prof. Associado **Paulo César Lima Segantine**

Dedicatória

Dedico este trabalho
aos meus pais Rosa e Augusto,
los amo.

Agradecimentos

A Deus, por me dar saúde e permitir que eu concluísse minha pesquisa.

Ao meu orientador Prof. Dr. Adriano Siqueira, pela orientação neste trabalho.

A Rosa e Augusto, meus pais, pela oportunidade de estudar, nunca poderei pagar o amor infinito que me deram. A Patricia, minha irmã, pelo carinho e força nesta etapa de estudo. A minha namorada Joselyn, por todo amor e compreensão nesta fase importante da minha vida.

Aos meus novos amigos Alejandro e Karla, pela amizade e apoio em todo momento nestos dois anos.

Aos meus companheiros do Laboratório de Reabilitação Robótica.

Ao CNPq pelo financiamento durante o meu periodo de mestrado.

Epígrafe

*“Science without religion is lame,
religion without science is blind”*

A. Einstein

Resumo

SULLCAHUAMAN JAUREGUI, B.S.(2016). *Método de Estimativa de Torque da Articulação do Joelho Baseada em EMG*. Dissertação de Mestrado - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2016.

Este trabalho apresenta um método de estimativa de torque do joelho baseado em sinais eletromiográficos (EMG) durante terapia de reabilitação robótica. Os EMGs, adquiridos de cinco músculos envolvidos no movimento de flexão e extensão do joelho, são processados para encontrar as ativações musculares. Em seguida, mediante um modelo simples de contração muscular, são calculadas as forças e, usando a geometria da articulação, o torque do joelho. As funções de ativação e contração musculares possuem parâmetros limitados que devem ser calibrados para cada usuário, sendo o ajuste feito mediante a minimização do erro entre o torque estimado e o torque medido na articulação usando a dinâmica inversa. São comparados dois métodos iterativos para funções não-lineares como técnicas de otimização restrita para a calibração dos parâmetros: Gradiente Descendente e Quasi-Newton. O processamento de sinais, calibração de parâmetros e cálculo de torque estimado foram desenvolvidos no software MATLAB®; o cálculo de torque medido foi feito no software OpenSim com sua ferramenta de dinâmica inversa.

Palavras-chave: EMG, estimativa de torque, modelo de contração muscular, reabilitação robótica.

Abstract

SULLCAHUAMAN JAUREGUI, B.S.(2016). EMG-based Method of Torque Estimation for Knee Joint. Master's dissertation - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2016.

This work presents a method for knee torque estimation based on electromyographic signals (EMG) during robotic rehabilitation therapy. EMG, taken from five muscles acting during flexion and extension movements of the knee joint, are processed to get the muscle activations. Then, through a simple model of muscle contraction, the forces are computed and knee torque estimated using the joint geometry. Muscle activation and muscle contraction functions have bounded parameters to be adjusted for each user. This adjustment is made by minimizing the error between the estimated torque and the measured torque in the joint computed via inverse dynamics. Two iterative methods for constrained nonlinear optimization are compared, Descending Gradient and Quasi-Newton. Signal processing, parameters calibration and estimated torque calculation are developed in the MATLAB[®] software. Measured torque calculation is performed on OpenSim software using the dynamic inverse tool.

Keywords: EMG, torque estimation, model of muscles contraction, robotic rehabilitation

Publicações

JAUREGUI, B.S.; PEÑA, G.G.; SIQUEIRA A. A. G. (2016). An optimized EMG-driven model for patient torque estimation applied to rehabilitation robotic. In *International Congress of Mechanical Engineering*, Rio de Janeiro, Brazil.

Lista de Figuras

Figura 2.1 Organização das fibras num músculo esquelético. (WIDMAIER et al. (2011), tradução nossa)	10
Figura 2.2 Filamentos grosso e fino. (WIDMAIER et al. (2011), tradução nossa) . . .	11
Figura 2.3 Relação (a) força-comprimento e (b) força-velocidade (HAMILL E KNUTZEN (2006), tradução nossa)	12
Figura 2.4 Tipos de contração: (a) Concêntrica, (b) Isométrica e (c) Excêntrica. (HAMILL E KNUTZEN , 2006)	12
Figura 2.5 Ângulo de penação (esquerda) e arranjos de fibras (direita). (HAMILL E KNUTZEN (2006), tradução nossa)	13
Figura 2.6 Ossos da articulação do joelho. (GILROY et al. (2008), tradução nossa) .	14
Figura 2.7 CCS da articulação do joelho. (GROOD E SUNTAY (1983), tradução nossa)	14
Figura 2.8 Movimentos da articulação do joelho. ((GROOD E SUNTAY , 1983), tradução nossa)	15
Figura 2.9 Músculos envolvidos no movimento flexão/extensão da articulação do joelho. (GILROY et al. (2008), tradução nossa)	16
Figura 2.10 Componentes de um sistema de aquisição de dados. (KAMEN E GABRIEL (2010), tradução nossa)	18
Figura 2.11 Tipos de eletrodos: (a) superficiais e (b) de agulha. (KAMEN E GABRIEL (2010), tradução nossa)	18
Figura 2.12 Processamento de sinal EMG: Sinal cru, média móvel subtraída, retificado, filtrado e subtraído o valor do músculo relaxado (Reto femoral)	20
Figura 2.13 Interface OpenSim.	21
Figura 2.14 OpenSim: Simulação de movimento (Modelo: Gait2392).	22
Figura 2.15 OpenSim: Exemplo de uso da ferramenta “plot” (Model: Gait2392)	23
Figura 3.1 Modelo clássico do músculo de Hill. (HILL , 1938)	26
Figura 3.2 Modelo de músculo de Millard. (MILLARD et al. , 2013)	26

Figura 3.3 Modelo de músculo de Fleischer. (FLEISCHER E HOMMEL , 2007) . . .	28
Figura 4.1 Dinâmica direta e dinâmica inversa. ((BUCHANAN et al. , 2005), tradução nossa)	34
Figura 4.2 Atuador elástico em série para reabilitação do joelho. (DOS SANTOS E SIQUEIRA , 2014)	34
Figura 4.3 Diagrama detalhado da estimativa de torque: dinâmica direta.	35
Figura 4.4 Diagrama detalhado da estimativa de torque: dinâmica inversa.	36
Figura 4.5 Diagrama detalhado da estimativa de torque: otimização.	36
Figura 4.6 Interface usada no processo de aquisição de dados.	41
Figura 5.1 As ativações de seis músculos envolvidos no movimento flexão/extensão da perna com impedância 0 Nm/rad e 30 Nm/rad ($A=-1.5$)	44
Figura 5.2 Braços de momento em relação ao ângulo do joelho.	45
Figura 5.3 Torques medido e estimado da avaliação de parâmetros calibrados: Método Gradiente Descendente.	46
Figura 5.4 Torque medido e estimado da avaliação de parâmetros calibrados: Método Quasi-Newton BFGS.	47
Figura 5.5 Fatores otimizados	48
Figura 5.6 Torque medido e estimado da avaliação de parâmetros calibrados: Método Quasi-Newton BFGS, segundo exemplo.	49
Figura 5.7 Torque estimado, $K = 0$ Nm/rad.	50
Figura 5.8 Torque estimado, paciente ativo e $K = 30$ Nm/rad.	50
Figura 5.9 Torque estimado, paciente ativo e $K = 60$ Nm/rad.	51
Figura 5.10 Torque estimado, paciente passivo e $K = 30$ Nm/rad.	51
Figura 5.11 Torque estimado, paciente passivo e $K = 60$ Nm/rad.	51
Figura 6.1 Diagrama da estimativa de torque em tempo real.	54

Lista de Tabelas

Tabela 3.1 Limites superiores e inferiores impostos no processo de otimização com restrições	31
Tabela 4.1 Processos iterativos de otimização irrestrita	39
Tabela 5.1 Dados iniciais usados para cálculo do torque “estimado” (*: dados do Open-Sim)	43
Tabela 5.2 Iterações: Método Gradiente Descendente	46
Tabela 5.3 Iterações: Método Quasi-Newton BFGS	47
Tabela 5.4 MSE dos métodos de otimização	49

Lista de Abreviaturas e Siglas

EMG	Eletromiografia
ANN	Rede Neural Artificial, do inglês Artificial Neural Network
JCS	Sistema de Coordenadas Articular, do inglês Joint Coordinate System
CCS	Sistema de Coordenadas Cartesianas, do inglês Cartesian Coordinate System
GUI	Interface Gráfica de Usuário, do inglês Graphical User Interface
MSE	Erro Médio Quadrático, do inglês Mean Square Error
MCV	Máxima Contração Voluntária
BFGS	Broyden - Fletcher - Goldfarb - Shanno

Lista de Símbolos

$u(t)$	Sinal EMG processado
L	Função do filtro de passa-baixas
$e(t)$	Sinal cru da EMG
$\bar{e}(t)$	Média móvel do sinal cru
u_o	Sinal do músculo relaxado
A	Fator de forma da função de ativação muscular
R	Máximo valor do sinal u
a	Ativação muscular
CE	Elemento contrátil
SE	Elemento elástico em série
PE	Elemento elástico em paralelo
$f_A(\tilde{l}^m)$	Relação força ativa-comprimento do músculo
$f_P(\tilde{l}^m)$	Relação força passiva-comprimento do músculo
$f_V(\tilde{v}^m)$	Relação força-velocidade do músculo
$f_T(\tilde{l}^t)$	Relação força-comprimento do tendão
F_0^m	Força máxima do músculo
ϕ	Ângulo de penação
ϕ_0	Ângulo de penação ótimo
F^m	Força do músculo
F_A^m	Força ativa do músculo
F_P^m	Força passiva do músculo
$\tilde{l}^m$	Comprimento normalizado de fibra muscular
l^m	Comprimento de fibra muscular
l_0^m	Comprimento ótimo de fibra muscular

F^{mt}	Força do músculo-tendão
τ	Torque na articulação
r	Braço de momento do músculo
n	Número de músculos agonistas
m	Número de músculos antagonistas
l_s^t	Comprimento de folga do tendão
v_0^m	Máxima velocidade de contração do músculo
$\tau_{med.}$	Torque medido
$\tau_{est.}$	Torque estimado
S_1	Fator que modifica a A
S_2	Fator que modifica a F_0^m
S_3	Fator que modifica a l_0^m
S_4	Fator que modifica a ϕ_0
S_5	Fator que modifica ao braço de momento
S_6	Fator que modifica a $\tau^D D$
α	Fator que define o torque estimado
K	Rigidez
DD	Dinâmica direta
DI	Dinâmica inversa
P_i	Parâmetro i
M	Matriz de inércia
G	Vetor de forças gravitacionais
C	Vetor de forças de Coriolis
θ	Ângulo do joelho
$\dot{\theta}$	Velocidade do ângulo do joelho
$\ddot{\theta}$	Aceleração do ângulo do joelho
$\mathbf{X}_k, \mathbf{P}_k$	Vetor de parâmetros
$\mathbf{S}$	Vetor direção de busca
H_k	Hessiana
∇F	Gradiente da função F
λ_k^*	Passo ótimo
LI	Limite inferior

LS	Limite superior
G_i	Função de restrição
r_k	Parâmetro de penalidade
F	Função de minimização original
F^*	Função de minimização sem restrições
k	Número de iteração
ϵ	Erro máximo de convergência

Sumário

Resumo	v
Abstract	vii
Publicações	ix
Lista de Abreviaturas e Siglas	xv
Lista de Símbolos	xvii
1 Introdução	3
1.1 Motivação	3
1.2 Revisão Bibliográfica	5
1.3 Objetivos	7
1.4 Estrutura do documento	7
2 Conceitos preliminares	9
2.1 O sistema músculo-esquelético	9
2.1.1 O joelho humano	13
2.2 Eletromiografia	15
2.2.1 Equipamentos	17
2.2.2 Processamento do sinal eletromiográfico	19
2.3 OpenSim	21
3 Modelo de contração muscular	25
3.1 Modelo de contração muscular de Hill	25
3.2 Torque na articulação	28
3.3 Seleção de parâmetros	29
3.3.1 Limites	30

4	Estimativa de torque	33
4.1	Processo de estimativa de torque	33
4.1.1	Dinâmica direta (EMG-driven)	34
4.1.2	Dinâmica inversa	35
4.1.3	Otimização	36
4.2	Métodos de otimização	36
4.3	Protocolo de estimativa de torque	39
5	Resultados	43
5.1	Comparação de Métodos de Otimização	45
5.2	Análise da Interação Exoesqueleto-Paciente	49
6	Conclusão	53
6.1	Conclusões gerais	53
6.2	Trabalhos Futuros	54
	Referências Bibliográficas	55

Capítulo 1

Introdução

1.1 Motivação

Distúrbios motores de origem neurológica podem ter origem no sistema nervoso central (cérebro e medula espinhal) ou no periférico, afetando as funções motoras, como o caminhar ou dificuldades de movimentos de membro superior.

Dentre estes distúrbios, o Acidente Vascular Cerebral (AVC) é a principal causa de deficiência permanente nos países desenvolvidos e em desenvolvimento sendo a causa de dez por cento de mortes no mundo. A cada ano, quinze milhões de pessoas sofrem um AVC, delas cinco milhões morrem e cinco milhões ficam com deficiência residual (MACKAY et al. , 2004). As lesões medulares acometem de aproximadamente meio milhão de pessoas no mundo a cada ano, por acidentes de trânsito em sua maioria. Em países com baixa renda, somente quinze por cento de pessoas com este tipo de lesão tem acesso aos dispositivos de assistência que necessitam (LUKERSMITH , 2013).

A dificuldade de caminhar é uma das principais características da doença neurológica, e a perda da mobilidade é a atividade de vida diária com maior valor para os pacientes; o impacto sobre os pacientes é enorme, com ramificações negativas sobre participação nas suas atividades social, profissional e recreativas (ROBINSON et al. , 2011).

Exercícios de fortalecimento nos membros inferiores e tarefas de treinamento podem ser usados para a recuperação da capacidade de caminhar em indivíduos com distúrbios neurológicos (TEIXEIRA-SALMELA et al. , 1999; PATTON , 2004). Na prática clínica atual a restauração da marcha com dispositivo robótico é uma parte importante do programa de reabilitação de

pacientes com este tipo de distúrbio (SALE et al. , 2012).

O sucesso da terapia administrada por robô para neuro-recuperação está baseado na aprendizagem motora. Repetir o processo da terapia com alta intensidade proporciona o estímulo ao cérebro para readquirir o controle de movimento e coordenação (uma típica sessão de terapia assistida por robô envolve mais de mil movimentos, enquanto que uma típica sessão de terapia humano-administrada envolve cerca de oitenta); isto é confirmado pela observação que a participação ativa do paciente é essencial (o movimento passivo do membro de um paciente pode ajudar a melhorar a mobilidade das articulações, mas não produz melhora da função motora). A assistência administrada por robô exige contato físico e interação dinâmica com o paciente, e isso pode alterar o controle de estabilidade do robô; deve-se ter conhecimento suficientemente detalhado da dinâmica do objeto que trabalha com o robô, mas nesta aplicação, o *objeto* é uma pessoa com lesão neurológica (HOGAN , 2014).

O campo de treino assistido por robô tem evoluído significativamente nos últimos anos, e os dispositivos robóticos podem ser divididos em exoesqueletos e sistemas baseados em dispositivos operadores terminais. Em particular, as primeiras pesquisas em exoesqueletos começaram no final dos anos 1960 com o Hardiman, desenvolvido por General Electric e as forças armadas dos Estados Unidos (BOGUE , 2009).

Exoesqueletos em geral, são estruturas de vínculos rígidos montados no corpo de algum vertebrado vivo, seguindo as instruções principais e tendo as principais articulações do endoesqueleto do organismo vivo .

(VUKOBRATOVIC , 1990), traduzida pelo autor

O uso de exoesqueletos tem objetivos muito diferentes, como o uso na terapia de realibitação motora, mas o problema comum que surge é: o projeto de uma interface homem-robô capaz de entender a intenção do usuário e reagir de forma adequada para fornecer a assistência necessária. Uma metodologia amplamente investigada para atingir este objetivo baseia-se na estimativa do torque da articulação para realizar o movimento, e a provisão de uma fração constante desse torque para o usuário por meio de um robô (KONG E TOMIZUKA , 2009; RONSSE et al. , 2011). O resultado esperado é que, graças à ajuda mediada pelo robô, o sujeito possa executar a tarefa desejada com menos esforço muscular (GORDON E FERRIS , 2007).

Uma estratégia para a estimativa do torque da articulação necessário para realizar um movimento consiste em medir a ativação dos músculos envolvidos através da electromiografia (EMG).

Sinais EMG, resultante dos impulsos dos neurônios motores que ativam as fibras musculares, podem ser correlacionados com a força produzida pelos músculos e o torque resultante da articulação (BUCHANAN et al. , 2004).

1.2 Revisão Bibliográfica

Trabalhos de estimativa de torque baseados em EMG tem sido desenvolvidos para sua aplicação em análise de distúrbios neurológicos, anomalias, controlar o progresso na reabilitação e o controle de robôs em tempo real.

No trabalho de FLEISCHER (2007), que descreve a razão do uso de sinais EMG pois são detectáveis ligeiramente antes do movimento realizado pelo usuário (os músculos levam um tempo para produzir força depois de ter recebido o sinal de ativação), os sinais EMG são tomados da parte inferior do corpo para controlar um exoesqueleto, são processados e, junto à informação cinemática do exoesqueleto, são usados para calcular o torque que desenvolve o usuário com ajuda de um modelo músculo-esquelético; este modelo relaciona as ativações de um músculo com a força que ele pode gerar. O torque estimado é analisado, tendo como resultado a ação pretendida pelo usuário, a partir disso é calculada a ação de suporte que é enviado ao controle de movimento; esse controle é responsável pela execução do atuador do exoesqueleto. O modelo músculo-esquelético usado é baseado no modelo de músculo de Hill e em dados tomados de um software de simulação de movimento do corpo humano, esses dados são otimizados para cada usuário que usa o exoesqueleto. A calibração de parâmetros é baseada na minimização do erro entre as forças estimadas para cada músculo pelo sinal EMG e as forças calculadas baseadas no torque medido pelo exoesqueleto. Também o autor descreve as dificuldades na variação dos parâmetros para cada usuário como o ponto de origem e inserção de cada músculo, o peso corporal e comprimentos dos ossos e tendões. Em outro trabalho baseado em EMG (FLEISCHER et al. , 2004) o autor desenvolve uma calibração *online* de parâmetros para a estimativa de força de membro inferior (quadril e joelho) baseada em EMG, usando 4 músculos. O modelo de contração muscular usado é muito simples que tem apenas o elemento contrátil (conceito mostrado no Capítulo 3) de 4 parâmetros: um parâmetro de origem, outro de inserção e outros dois de uma função de força baseada em EMG. A calibração destes parâmetros é baseada na minimização do erro entre os movimentos do usuário (ângulo da articulação) e o movimento calculado com o algoritmo Nelder-Mead simplex.

Em BUCHANAN et al. (2005), o autor apresenta um modelo músculo-esquelético que pode estimar e prever o torque numa articulação e as forças musculares de membro inferior (tornozelo), usando 4 músculos, baseado em EMG. A estimativa de torque requer três passos: calcular a ativação do músculo, calcular a contração dinâmica muscular (cálculo de forças baseado na ativação muscular) usando o modelo de músculo de Hill, e usar a geometria para transformar as forças musculares em torques na junta. Neste caso, o modelo de contração é uma equação diferencial baseada na velocidade, comprimento, ativação e força máxima do músculo. A calibração destes parâmetros é feita pela minimização do erro entre o torque estimado e o medido pela dinâmica inversa usando câmeras de captura de movimento. Os resultados mostram que o uso de estimativas de torque baseada em EMG podem aproximar com precisão o torque desenvolvido pelo usuário; os torques possuem erros que são maiores quando o usuário executa movimentos que envolvem forças grandes, como correr ou saltar.

Em BUENO E MONTANO (2012) é usado um modelo músculo-esquelético baseado também no modelo de Hill para estimar o torque na articulação do cotovelo a partir de sinais EMG. O torque da dinâmica inversa é medido com um sensor de força no antebraço, o dispositivo é um robô LWR KUKA. Um algoritmo não-linear do *toolbox Optimization* do Matlab é usado para aproximar a curva do torque estimado pelo modelo ao torque medido mediante o método dos mínimos quadrados. Os parâmetros ajustados geram um torque estimado com boa aproximação para o movimento realizado (flexão e extensão do braço).

Uma variação do processo de estimativa do torque é mostrado em JALI et al. (2014) que estima o torque de membro superior, baseado em EMG, usando redes neurais. Depois do processamento dos sinais, é calculado um torque desejado usando uma carga e o braço de momento dessa carga em relação à junta, neste caso o cotovelo, com ajuda de um dispositivo de reabilitação. O seguinte passo é a construção e validação da rede; os dados coletados (EMG processado e torque desejado) são usados para desenvolver e avaliar a rede neural. Um algoritmo Levenberg-Marquardt de treinamento de retropropagação é implementado para estimar o torque. O resultado da estimativa de torque usando redes neurais é muito próximo ao torque desejado (o valor do erro médio quadrático entre torques é muito pequeno).

1.3 Objetivos

O objetivo deste trabalho é o desenvolvimento de um método de estimativa de torque do joelho baseada em EMG através de calibração de parâmetros usando um processo de cálculo simples para seu uso em tempo real em trabalhos futuros. Como objetivos específicos, mencionam-se:

- estudar a dinâmica direta e dinâmica inversa no processo de estimativa de torque baseado em EMG;
- estudar e escolher um modelo músculo-esquelético que relaciona os sinais EMG com a força do músculo, tendo em conta o número de parâmetros nele contido;
- estudar e escolher um método de minimização de funções não-lineares para calibrar os parâmetros do modelo;
- desenvolver um protocolo de estimativa de torque baseado no uso das ferramentas apresentadas em neste trabalho.

1.4 Estrutura do documento

No Capítulo 2 são apresentados os conceitos referentes ao sistema músculo-esquelético, fazendo uma descrição dos ossos e músculos envolvidos no movimento de flexão e extensão do joelho humano. Depois, se faz uma breve descrição da eletromiografia, dos equipamentos envolvidos no processo de aquisição e o processamento de sinais. Finalmente, é apresentado o software OpenSim e as suas ferramentas mais importantes.

O Capítulo 3 é usado para descrever o modelo de contração muscular usado neste trabalho; é apresentado uma simplificação do modelo muscular de Hill e as funções que levam ao cálculo da força muscular baseadas em sinais EMG; tendo selecionado o modelo, são mostrados os seus parâmetros e a forma que serão limitados.

A estimativa de torque é detalhada no Capítulo 4 na qual são descritos os caminhos da dinâmica inversa e direta para medir e estimar o torque na articulação. Também neste capítulo, são descritos dois métodos de minimização não-linear para ajustar os parâmetros do usuário. Finalmente, é apresentado o protocolo para estimar torque na articulação do joelho usado neste trabalho.

O Capítulo 5 apresenta os resultados da aplicação do processo de estimativa em duas pessoas, são comparados os dois métodos de otimização descritos no Capítulo 4 e é feito um breve análise da interação exoesqueleto-paciente, baseada na força externa medida por uma órtese de impedância variável.

No Capítulo 6 são apresentadas as conclusões sobre os resultados obtidos do processo de estimativa e é descrito o trabalho que está sendo desenvolvido no Laboratorio de Reabilitação para a implementação do processo de estimativa *online*.

Capítulo 2

Conceitos preliminares

Neste capítulo, apresentam-se os conceitos básicos relativos aos músculos humanos, sinais eletromiográficos e o software OpenSim usado em nosso trabalho.

2.1 O sistema músculo-esquelético

Os músculos podem ser divididos em esqueléticos, cardíacos e lisos. Os músculos esqueléticos constituem a maior parte da musculatura do corpo humano, sendo unidos ao esqueleto pelos tendões. Este tipo de músculo será tratado neste trabalho.

Um músculo é composto de fibras musculares que são agrupadas em fascículos (pacotes de fibras musculares) como se observa na Figura 2.1. Estas fibras podem ter um comprimento de cerca de 20 cm e um diâmetro entre 10 μm e 100 μm no ser humano. Cada fibra é composta de miofibrilas: filamentos embalados apertadamente que vão a partir de uma extremidade do músculo para o outro. Essas miofibrilas são os elementos contráteis dos músculos e tem um diâmetro de aproximadamente de 1 μm (WIDMAIER et al. , 2011).

Filamentos grossos e finos em cada miofibrila estão dispostas num padrão de repetição ao longo do comprimento da miofibrila; uma unidade de repetição deste padrão é conhecida como sarcômero. Filamentos grossos são compostos quase inteiramente da proteína contrátil mio-sina; os filamentos finos (que tem cerca da metade do diâmetro dos filamentos grossos) contém a proteína contrátil actina, bem como duas outras proteínas, troponina e tropomiosina, que desempenham papéis importantes na regulação da contração.

Filamentos grossos estão localizados no meio de cada sarcômero e formam uma banda escura,

Figura 2.1: Organização das fibras num músculo esquelético. (WIDMAIER et al. (2011), tradução nossa)

conhecida como banda A (Figura 2.2). Cada sarcômero contém dois conjuntos de filamentos finos, um em cada extremo; um dos extremos de cada conjunto destes filamentos está ancorado a uma rede de interligação de proteínas conhecidas como linha Z, enquanto que o outro extremo deste conjunto se sobrepõe a uma parte dos filamentos grossos; duas linhas Z sucessivas definem os limites de um sarcômero. Assim, os filamentos finos de dois sarcômeros adjacentes são ancoradas aos dois lados de cada linha Z. A banda situada entre os extremos das bandas A de dois sarcômeros adjacentes é conhecida como a banda I; esta contém porções dos filamentos finos que não se sobrepõem os filamentos grossos e é dividida pela linha Z.

A força que um sarcômero pode produzir depende do seu comprimento (distância entre as linhas Z). Quanto maior o sarcômero, menor é a sobreposição da região dos filamentos de actina e miosina, e menor é a força resultante. Se, por outro lado, o sarcômero fica mais curto, os filamentos começam a se interferir, resultando também numa força menor; então, existe um comprimento ótimo. A relação força-comprimento, mostrada na Figura 2.3(a), tem o valor máximo de força no ponto de comprimento de fibra muscular ótimo e diminui em ambas direções (DELP et al. , 1990). O comprimento acima do comprimento ótimo da fibra gera uma

Figura 2.2: Filamentos grosso e fino. (WIDMAIER et al. (2011), tradução nossa)

força passiva que aumenta progressivamente com o comprimento; esta força é o resultado da elasticidade das miofibrilas (ZAJAC , 1988).

A força muscular é influenciada pela variação de comprimento por unidade de tempo (velocidade muscular). A máxima velocidade de contração é quando o músculo não tem carga externa; quando a carga é baixa, o músculo se contrai com alta velocidade , isto é conhecido como contração concêntrica (Figura 2.4); quando a carga aumenta, a velocidade de contração diminui, tornando-se cada vez mais lento com uma carga maior. Quando a tensão de carga é igual à carga que o músculo pode suportar (contração isométrica), a velocidade torna-se zero. Quando a carga é aumentada ainda mais, o músculo se prolonga excêntrica; esta extensão é mais rápida com o aumento da carga. Na Figura 2.3(b) é mostrada a relação força-velocidade, pode se observar que a velocidade está normalizada com base na velocidade de contração máxima do músculo, que pode ser aproximada através de dez vezes o comprimento ótimo da fibra muscular por segundo (ZAJAC , 1988).

A força muscular também é influenciada pelo arranjo macroscópico das fibras musculares; quanto mais fibras musculares estão trabalhando em paralelo, mais forte é um músculo. O ângulo de penação é o ângulo formado pelas fibras e a linha de ação do músculo (Figura 2.5(a)); a relação força muscular - ângulo de penação é inversamente proporcional; quanto maior o ângulo

Figura 2.3: Relação (a) força-comprimento e (b) força-velocidade (HAMILL E KNUTZEN (2006), tradução nossa)

de penação, menor é a quantidade de fibras em paralelo e menor a força na linha de ação do músculo. Existem dois tipos básicos de arranjos de fibras encontrados nos músculos: os músculos fusiformes (ou paralelos) e peniformes. O arranjo das fibras fusiformes ocorre de forma paralela à linha de ação do músculo, de modo que a força da fibra é na mesma direção das fibras musculares. Este arranjo oferece o potencial para grandes quantidades de encurtamento e movimentos de alta velocidade. As fibras peniformes estão dispostas diagonalmente em relação à linha de ação do músculo, de modo que a força da fibra é numa direção diferente da força muscular. Dentro do arranjo peniforme têm-se três tipos: fibras unipenadas, bipenadas e multipenadas (Figura 2.5(b)).

Figura 2.4: Tipos de contração: (a) Concêntrica, (b) Isométrica e (c) Excêntrica. (HAMILL E KNUTZEN , 2006)

Figura 2.5: Ângulo de penação (esquerda) e arranjos de fibras (direita). (HAMILL E KNUTZEN (2006), tradução nossa)

2.1.1 O joelho humano

O joelho é a articulação do membro inferior que une a perna com a coxa; formada pela extremidade distal do fêmur, pela extremidade proximal da tíbia, e pela patela (Figura 2.6); é cercada por uma cápsula articular e ligamentos que dão estabilidade à articulação. O joelho é um complexo articular que possui duas articulações separadas: a fêmoro-patelar (entre fêmur e patela) e a fêmoro-tibial (entre fêmur e tíbia).

A articulação fêmoro-patelar une o extremo distal fêmur e a patela (um osso sesamóide que reside no interior do tendão do músculo anterior da coxa), e na superfície patelar na frente do fêmur, na qual ele desliza. A articulação fêmoro-tibial é a principal do joelho, une o extremo distal do fêmur e o extremo proximal da tíbia.

O Sistema de Coordenadas Articular (JCS, do inglês *Joint Coordinate System*) da articulação do joelho (GROOD E SUNTAY, 1983) é estabelecido pela aplicação do sistema de articulação de coordenada generalizada de dois corpos aos dois ossos (fêmur e tíbia) da articulação do joelho.

Na aplicação deste sistema é necessário especificar:

1. O sistema de coordenadas cartesianas fixado em cada osso.
2. O eixos fixados ao corpo do sistema de coordenadas da articulação e os eixos de referência do sistema de coordenadas da articulação usados para descrever o movimento relativo entre os dois ossos.
3. A localização do ponto de referência de translação.

O Sistema de Coordenadas Cartesianas (CCS, do inglês *Cartesian Coordinate System*) para

Figura 2.6: Ossos da articulação do joelho. (GILROY et al. (2008), tradução nossa)

cada corpo da articulação é XYZ para o fêmur e xyz para a tíbia (Figura 2.7).

Figura 2.7: CCS da articulação do joelho. (GROOD E SUNTAY (1983), tradução nossa)

A partir do CCS são definidos os seguintes planos anatômicos para a articulação fêmur-tíbia: o plano frontal (formado pelos eixos Z e X), o plano sagital (formado pelos eixos Z e Y) e o plano transversal (formado pelos eixos X e Y). A articulação do joelho permite três movimentos que são definidos por rotações que ocorrem sobre os eixos coordenados; flexão (+) e extensão (-) sobre os eixo fixo X do fêmur (movimento no plano sagital); rotação tibial externa (+) e interna (-) sobre o eixo z da tíbia; e adução (-) e abdução (+) sobre o eixo y da tíbia (Figura 2.8).

Figura 2.8: Movimentos da articulação do joelho. ((GROOD E SUNTAY , 1983), tradução nossa)

Os músculos (Figura 2.9) envolvidos no movimento flexão da articulação do joelho são : Bíceps femoral cabeça curta, Bíceps femoral cabeça longa, Semitendinoso, Semimembranoso, Gastrocnêmio cabeça lateral, Gastrocnêmio cabeça medial, Plantar, Poplíteo, Grácil e Sartório; no movimento extensão: Tensor da fáscia lata, Articularis genus, Reto femoral, Vasto medial, Vasto lateral e Vasto intermédio (GRAY , 1918).

2.2 Eletromiografia

A eletromiografia é “o estudo da função muscular por meio da investigação do sinal elétrico que os músculos emanam” (BASMAJIAN , 1962); uma técnica valiosa para estudar o movimento humano, avaliar os mecanismos que envolvem a fisiologia neuromuscular, e diagnosticar distúrbios neuromusculares (KAMEN E GABRIEL , 2010).

O músculo esquelético é organizado em grupos funcionais chamados unidades motoras, que consistem num grupo de fibras musculares que estão inervadas por um neurônio motor. A unidade motora pode consistir em apenas algumas fibras musculares ou pode ter até 2000 fibras musculares. O potencial de ação é o sinal que é transmitido a partir da medula espinhal até o músculo mediante um neurônio motor. A intensidade do potencial de ação muscular e a resultante ação muscular são proporcionais ao número de fibras na unidade motora.

Os sinais (potenciais de ação) enviados para os músculos ativam as fibras musculares, encur-

Figura 2.9: Músculos envolvidos no movimento flexão/extensão da articulação do joelho. (GIL-ROY et al. (2008), tradução nossa)

tando o músculo. Uma vez que cada músculo está ligado ao esqueleto humano em pelo menos dois pontos que abrangem uma ou mais articulações, o encurtamento gera um torque nas articulações. A ativação é devida a um processo bioquímico que permite aos filamentos de actina deslizar entre os filamentos de miosina (pela ligação ponte cruzada), a região de sobreposição aumenta, a distância entre as linhas Z (Figura 2.2), ligadas aos filamentos de actina, diminui; e o sarcômero reduz seu tamanho, e assim faz o músculo inteiro. O sarcômero pode-se reduzir cerca de 57% do seu comprimento de repouso (HAMILL E KNUTZEN , 2006).

As vantagens do uso da EMG, em geral, são as seguintes:

- Sinais EMG estão diretamente ligados ao desejo de movimento das pessoas, seja o movi-

mento executado voluntariamente ou iniciado por meio de uma resposta reflexa (exceto para as pessoas com determinadas doenças).

- Os sinais de EMG são emitidos antes da contração muscular, devido aos atrasos do sinal de propagação e porque as fibras musculares precisam de algum tempo para se contrair; e, portanto, podem ser utilizados para a predição (HERNANDEZ-ARIETA et al. , 2008).
- Sinais EMG são emitidos inconscientemente pelo operador enquanto ele ou ela está desempenhando o movimento desejado ou tenta fazê-lo.
- Não é necessário movimento dos membros: se os músculos são fracos demais ou a carga externa é muito pesada, a intenção do movimento ainda pode ser detectada, embora nenhum movimento tenha sido realizado.
- A medição dos sinais não é influenciada por ações externas temporárias como forças de contacto, em contraste com sensores de força (FLEISCHER , 2007).

O sinal EMG medido nem sempre é do sinal do músculo abaixo do eletrodo; isso devido à condutividade da pele e tecido. Sinais de músculos vizinhos podem interferir com o músculo sob observação.

2.2.1 Equipamentos

Em (KAMEN E GABRIEL , 2010) são apresentados os componentes essenciais de um sistema aquisição de dados em EMG: eletrodos, amplificador, um sinal mecânico (de força ou posição) e um processador de dados (Figura 2.10). Eletrodos convertem o potencial elétrico, gerado pelo músculo num sinal elétrico que é conduzido através de fios ao amplificador (A amplitude da EMG é geralmente medida em μV).

Existem dois tipos básicos de eletrodos: de superfície e de agulha (Figura 2.11). Eletrodos de superfície são colocados no topo da pele sobre o músculo; o potencial de ação das fibras musculares gera correntes extra celulares que se estendem a partir da membrana para o eletrodo na superfície da pele. Eletrodos de agulha são inseridos através da pele diretamente para o músculo. Ambos tipos de eletrodos são feitos de metais condutores, e desempenham a mesma função. A diferença no uso destes eletrodos é que o eletrodo de agulha precisa de um ambiente e pessoal preparado para sua inserção; o eletrodo superficial só requer da utilização de um gel de eletrólito antes de ser aplicado para reduzir a impedância entre o eletrodo e a pele, mas pode ser usado em qualquer ambiente, por exemplo um laboratório de estudo; é por isso que em nosso trabalho são usados eletrodos superficiais.

Figura 2.10: Componentes de um sistema de aquisição de dados. (KAMEN E GABRIEL (2010), tradução nossa)

Os sinais EMG estão muito ligados ao movimento do corpo; mas, pelo tipo de eletrodo escolhido, os sinais de todos os músculos não podem ser medidos; por outro lado, os sinais EMG medidos nem sempre são exclusivamente do músculo abaixo do eletrodo superficial, devido à condutividade de tecido, a pele e os sinais de músculos vizinhos podem interferir com o sinal do músculo sob observação.

As características essenciais de um amplificador são: o ganho, a impedância de entrada, a razão de rejeição em modo comum, e a resposta de frequência do amplificador em relação aos sinais adquiridos.

As recomendações feitas por (FRIDLUND E CACIOPPO , 1986) para estes componentes são:

Figura 2.11: Tipos de eletrodos: (a) superficiais e (b) de agulha. (KAMEN E GABRIEL (2010), tradução nossa)

- Ganho: Variável de 10 a 100.000; o ganho real não deve se desviar mais do que 5% do ganho ajustado.
- Impedância de entrada: por o menos 100 M Ω , tanto diferencial e em modo comum.
- Razão de rejeição em modo comum: por o menos 90 dB.
- Frequência do amplificador: por o menos 5 - 10.000 Hz com distorção harmónica total inferior a 5%.

A interface de computador envolve a conversão do sinal de EMG analógico numa forma de onda digital; logo, um programa de computador pode ser escrito para processar o sinal digital de uma forma significativa que permita a sua medição.

2.2.2 Processamento do sinal eletromiográfico

O sinal eletromiográfico é um sinal de tensão positiva e negativa. Variações na magnitude do sinal, devido a diversos fatores como os diferentes tipos de eletrodos ou a quantidade de tecido entre o eletrodo e o músculo (em eletrodos superficiais), fazem necessária a normalização da amplitude do sinal (STAUDENMANN et al. , 2010).

O processamento do sinal EMG consiste nas seguintes etapas (Figura 2.12):

1. Subtração da média móvel: Devido ao movimento dos eletrodos durante os testes ou os desvios em relação à sua configuração, existe no sinal gravado ruído de baixa frequência que é necessário remover; então, é implementado um filtro passa-alta permitindo passar os componentes de alta frequência. Em trabalhos de processamento de EMG são usados filtros de Butterworth ou filtros de média móvel.
2. O sinal corrigido do desvio é retificado: A ativação muscular leva apenas valores positivos, é por isso que se tem que ter o valor absoluto do sinal EMG em cada momento.
3. O sinal retificado é filtrado para se formar um envelope: A frequência do sinal EMG do músculo (mais de 100 Hz) é maior em comparação à frequência da força; naturalmente, o músculo esquelético faz a filtragem do sinal EMG mediante processos químicos. Portanto, para ter correlação entre o sinal e a força é importante filtrar as componentes de alta frequência usando um filtro passa baixa tipicamente Butterworth. A frequência de corte e ordem do filtro é escolhido pelo usuário, por exemplo, em FLEISCHER (2007), o filtro Butterworth usado é de segundo ordem com frequência de corte de 1.6 Hz.
4. Do sinal resultante é subtraído o valor filtrado gerado pelo músculo relaxado.

O resultado da EMG processada é apresentada na equação 2.1, sendo L a função do filtro de passa-baixas, $e(t)$ o sinal não processado da EMG, $\bar{e}(t)$ a média móvel do sinal cru, u_0 o sinal do músculo relaxado e $u(t)$ o sinal EMG pós-processado. :

$$u(t) = L(|e(t) - \bar{e}(t)|) - u_0, \quad (2.1)$$

Figura 2.12: Processamento de sinal EMG: Sinal cru, média móvel subtraída, retificado, filtrado e subtraído o valor do músculo relaxado (Reto femoral)

O valor da ativação do sinal EMG processado é (POTVIN et al. , 1996):

$$a(u) = \frac{e^{AuR^{-1}} - 1}{e^A - 1}, \quad (2.2)$$

sendo u o sinal processado, R o máximo valor do sinal u e A , um fator de forma não-linear que define a curvatura da função, restrito a $A_{\min} < A < 0$. O valor de $A_{\min}$ pode ser -3 (KARAVAS et al. , 2013; LLOYD E BESIER , 2003; BUCHANAN et al. , 2004; AHMADI-PAJOUH et al. , 2012; FLEISCHER E HOMMEL , 2007; HAYASHIBE et al. , 2009), -5 (FLEISCHER , 2007; SARTORI et al. , 2009) ou -10 (FLEISCHER et al. , 2005). Quando o valor de A é mais próximo de zero a relação torna-se linear.

O teste de contração isométrica é feito para achar o valor R (o sinal obtido quando o músculo faz contração isométrica máxima) e é realizado num teste de poucos segundos de duração. Na aquisição do valor R em nosso trabalho, os valores do sinal máximo têm uma pequena variação (vários picos de sinal), por isso, é utilizada a média desta variação para seu uso na função de ativação.

2.3 OpenSim

OpenSim é uma plataforma de código aberto para modelagem, simulação e análise do sistema neuromusculoesquelético (DELP et al. , 2007). Está escrito em C++ e possui uma interface gráfica de usuário (GUI, do inglês *Graphical User Interface*) para o análise de modelos musculoesqueléticos, gerar simulações e visualizar resultados (Figura 2.13).

Figura 2.13: Interface OpenSim.

Algumas de suas ferramentas mais úteis são:

- Escala de tamanho e de peso de um modelo músculo-esquelético.

- Realização de análise da cinemática inversa para calcular ângulos das coordenadas generalizadas a partir das posições de marcadores.
- Realização de análise da dinâmica inversa para calcular os momentos nas articulações e forças externas.
- Editar propriedades dos músculos (comprimento ótimo da fibra muscular, força máxima do músculo, etc.) e traçado de variáveis de interesse.
- Realização de análise da dinâmica direta para gerar os movimentos das articulações, com base nas ativações musculares e forças externas.

A importância do OpenSim neste trabalho se baseia no uso da informação geométrica que é gerada na simulação do movimento. Para calcular o torque da junta do joelho é preciso saber o braço de momento que tem um músculo determinado e a força que ele gera em cada instante do movimento; a força que o músculo pode desenvolver está amplamente relacionado com o comprimento de fibra muscular como discutido no próximo capítulo.

O modelo músculo-esquelético utilizado neste trabalho é o Gait2392 fornecido no software OpenSim; este modelo possui 76 músculos e é usado para simulações da parte inferior do corpo, Figura 2.14.

Figura 2.14: OpenSim: Simulação de movimento (Modelo: Gait2392).

Uma ferramenta muito importante do software usada neste trabalho é a ferramenta “plot” que gera, por exemplo, o gráfico da variação do comprimento normalizado de fibra do músculo Vasto Lateral no movimento de flexão/extensão do joelho na posição do modelo “sentado” para uma pessoa de 75,1 Kg e 1.8 m (Gait 2392), Figura 2.15 (curva vermelha). O modelo pronto do OpenSim precisa de um processo de escalonamento para ser usado pelo usuário, neste mesmo exemplo, para uma pessoa de 72.5 Kg e 1.75 m a curva do comprimento normalizado de fibra para esse mesmo músculo e o mesmo movimento é diferente, Figura 2.15 (curva azul). É importante

Figura 2.15: OpenSim: Exemplo de uso da ferramenta “plot” (Model: Gait2392)

ressaltar que neste gráfico, no caso do modelo Gait 2392, o valor quando o joelho está na posição de -120° até perto de -60° o comprimento normalizado é maior a 1; isto é, que nessa posição a força gerada pelo músculo depende das fibras musculares e da elasticidade das miofibrilas; e na posição de -60° até 10° o comprimento normalizado é menor a 1 sendo a força do músculo gerada somente pela ação da fibra muscular como é mostrado na Figura 2.3(a).

Capítulo 3

Modelo de contração muscular

Neste capítulo é apresentado o modelo básico de contração muscular usado em nosso trabalho e modelos com modificações baseadas nele. É escolhido um modelo de poucos parâmetros que precisará de ajustes para se aproximar ao torque da articulação. Os parâmetros envolvidos no processo são limitados com base nos dados usados em outros trabalhos de estimativa de torque em articulações do corpo humano.

O elemento principal no processo de estimativa, como foi visto no Capítulo 1, é o modelo de contração muscular que gera a força do músculo em função da ativação. Dois principais tipos de modelo são distinguidos para descrever a contração muscular: o modelo de Huxley e o modelo de Hill. O modelo de Huxley é um modelo de contração muscular baseado na teoria do ponte cruzada, a estimação de parâmetros deste tipo de modelo é um problema complicado; por outro lado, o modelo de Hill é muito usado nos trabalhos por ter uma fácil implementação (VAN CAMPEN, 2014). A comparação na literatura entre os dois modelos conclui que o modelo de Hill é mais adequado para descrever o comportamento muscular; o modelo de Huxley descreve também o comportamento muscular mais no nível de fibras musculares individuais.

3.1 Modelo de contração muscular de Hill

O modelo de Hill (HILL, 1938), é a base de muitos modelos de contração muscular usados na atualidade. Este modelo se baseia num atuador que representa ao conjunto músculo-tendão na forma de três elementos (Figura 3.1):

- Um elemento contrátil (CE), que representa a força gerada pelas fibras musculares ativas

usando a energia química do músculo.

- Um elemento elástico paralelo (PE) com o CE, que representa a força gerada pelo tecido conjuntivo do músculo (resistência passiva do músculo ao estiramento).
- Um elemento elástico em série (SE) com o CE, que representa a força gerada pela resistência do tendão.

Figura 3.1: Modelo clássico do músculo de Hill. (HILL , 1938)

No trabalho de MILLARD et al. (2013), Figura 3.2, (baseado no modelo de Hill), o modelo possui os três elementos CE, PE e SE, e o ângulo de penação entre o músculo e tendão (também apresentado em ZAJAC (1988)).

Figura 3.2: Modelo de músculo de Millard. (MILLARD et al. , 2013)

Neste modelo a força do músculo-tendão está em função de: a ativação muscular $a(u)$, a relação força ativa-comprimento do músculo $f_A(\tilde{l}^m)$, a relação força passiva-comprimento do músculo $f_P(\tilde{l}^m)$, a relação força-velocidade do músculo $f_V(\tilde{v}^m)$, a relação força-comprimento do tendão $f_T(\tilde{l}^t)$, a força máxima F_0^m e o ângulo de penação ϕ , da forma :

$$F^{mt} = f(a(u), f_A(\tilde{l}^m), f_V(\tilde{v}^m), f_P(\tilde{l}^m), f_T(\tilde{l}^t), F_0^m, \phi) \quad (3.1)$$

Na equação 3.1 a força está em função do comprimento e velocidade da fibra e o comprimento do tendão (o til é usado para indicar que os elementos estão normalizados). MILLARD et al. (2013) apresenta o caso do modelo de músculo com tendão rígido (substituição do tendão por um cabo inextensível), que pode ser usado no caso de movimentos relativamente lentos que não afectam o comprimento de fibra; o autor descreve esse modelo como o modelo que tem maior velocidade computacional em relação a outros modelos desenvolvidos em seu trabalho. A relação força-velocidade pode ser omitida para não ter uma superestimação da força ativa quando o músculo se contrai e uma subestimação quando o músculo se alonga (FLEISCHER (2007)), isso devido à função força-velocidade que tem um valor maior que um quando o músculo é contraído e menor que um quando o músculo se alonga.

A utilização dos recursos computacionais depende da complexidade do modelo de músculo e as variáveis nele contido. É por isso que em nossa pesquisa é usado o modelo proposto em FLEISCHER E HOMMEL (2007) que é uma variação do modelo anterior (Figura 3.3). O modelo usado é composto de dois elementos: um elemento contrátil (CE), que produz a força ativa, F_A^m , através da contração; e um elemento elástico passivo (PE), que produz a força passiva, F_P^m , quando o músculo é esticado. A força gerada pelo músculo é apresentada como:

$$F^m = F_A^m + F_P^m. \quad (3.2)$$

A força gerada pelo elemento contrátil é calculada pelo produto da ativação $a(u)$, a força isométrica máxima no ótimo comprimento da fibra muscular, l_0^m , e a função comprimento-força ativa, $f_A(\tilde{l}^m)$, que descreve a capacidade do músculo em gerar forças em diferentes comprimentos de fibra muscular (Figura 2.3(a)):

$$F_A^m = f_A(\tilde{l}^m) F_0^m a(u), \quad (3.3)$$

$$\tilde{l}^m = \frac{l^m}{l_0^m}, \quad (3.4)$$

sendo $\tilde{l}^m$ o comprimento normalizado de fibra muscular, l^m o comprimento de fibra muscular e l_0^m o comprimento ótimo de fibra muscular (comprimento da fibra em que o músculo produz a máxima força isométrica).

Figura 3.3: Modelo de músculo de Fleischer. (FLEISCHER E HOMMEL , 2007)

A força gerada pelo elemento passivo é calculada pelo produto da força isométrica máxima, F_0^m , e a função comprimento-força passiva, $f_P(\tilde{l}^m)$ (Figura 2.3(a)):

$$F_P^m = f_P(\tilde{l}^m) F_0^m. \quad (3.5)$$

A força total gerada pela unidade músculo-tendão é dada por:

$$F^{mt} = (F_A^m + F_P^m) \cos \phi, \quad (3.6)$$

sendo ϕ o ângulo de penetração calculado por:

$$\phi = \arcsen\left(\frac{l_0^m \sin \phi_0}{l^m}\right), \quad (3.7)$$

na qual ϕ_0 é o ângulo de penetração no comprimento ótimo de fibra muscular, l_0^m .

Finalmente, a força da unidade músculo-tendão, equação 3.6 , pode ser escrita da forma:

$$F^{mt} = [(f_A(\tilde{l}^m) \cdot a(u) + f_P(\tilde{l}^m)) F_0^m] \cos \phi. \quad (3.8)$$

3.2 Torque na articulação

O torque na articulação requer das forças musculares e o conhecimento dos braços de momento de cada músculo. AN et al. (1984) usa o método de deslocamento do tendão para calcular o braço de momento de um músculo em torno de uma articulação. Definindo o torque positivo na direção do movimento de extensão da perna (Figura 2.8); o cálculo do torque é a

diferença da soma dos torques gerados pelos músculos agonistas e antagonistas como:

$$\tau = \left| \sum_{i=1}^n F_i^{mt} r_i \right|_{Agonistas} - \left| \sum_{j=1}^m F_j^{mt} r_j \right|_{Antagonistas}, \quad (3.9)$$

sendo τ o torque na articulação, r o braço de momento do músculo, n o número de músculos agonistas e m o número de músculos antagonistas, atuando sobre a articulação.

O torque da equação 3.9 precisa de ajuste para se aproximar ao torque real; o ajuste é consequência de diversos fatores relacionados ao processo de estimativa, alguns destes fatores são:

- nem todos os músculos responsáveis pelo movimento de flexão e extensão numa articulação podem ser medidos pelo EMG superficial;
- na aquisição dos dados, podem ocorrer erros de medição dos sinais EMG; e
- o modelo usado pode ser muito simples.

Em função destas limitações, são escolhidos parâmetros que possam ser modificados mas só numa faixa de valores.

3.3 Seleção de parâmetros

Modelos de contração muscular estão sujeitos a muitos parâmetros que são próprios de cada indivíduo ou dependentes do instante em que os sinais forem coletados. Em VAN CAMPEN (2014) são mostrados vários modelos de contração muscular baseados no modelo de Hill; o autor descreve a seleção de parâmetros dependendo do modelo a usar; portanto, com base na equação 3.8, os parâmetros do modelo de contração muscular escolhidos para a estimativa de torque são:

- A máxima força isométrica que o músculo pode produzir, F_0^m .
- O comprimento ótimo da fibra, l_0^m , que é o comprimento da fibra em que o músculo produz a máxima força isométrica.
- O ângulo de penação no comprimento ótimo da fibra, ϕ_0 .

No processamento do sinal, a função da ativação depende do fator de forma de cada músculo A_i (equação 2.2); FLEISCHER E HOMMEL (2007) descreve esse parâmetro como importante no processo de estimativa de torque e será usado como parâmetro no presente trabalho.

A importância do braço de momento na estimativa de torque é devido a que multiplica diretamente a força muscular e uma variação nele pode gerar muita diferença no torque final do grupo muscular. INGRAM et al. (2015) mostra que o valor do braço de momento em cada instante de movimento varia dependendo do ângulo articular por ser uma variável geométrica; como este dado é tomado do software OpenSim, que usa a ferramenta “scale” para achá-lo, será usado como parâmetro também.

3.3.1 Limites

Embora seja usado um modelo complexo do conjunto músculo-tendão baseado em EMG, o processo para calcular o torque numa articulação a partir de EMG sempre precisará de ajustes nos parâmetros do modelo; por exemplo, já que o modelo de Hill é baseado num atuador, ele precisa do ponto exato de origem e inserção do músculo de cada usuário para poder calcular a força desse músculo. Na literatura, o ajuste é feito através da variação dos parâmetros do modelo em uma faixa de valores; os limites desta faixa são consequência da variação dos parâmetros usados por distintos autores em seus trabalhos (VAN CAMPEN (2014); ZAJAC (1988)). Por exemplo, em ARNOLD et al. (2010) os valores de força máxima, o comprimento ótimo de fibra e o ângulo ótimo de penação do Bíceps Femoral são 705.2 N, 0.098 m, e 2,076942 rad respectivamente, isto é, 78% da força máxima e 84% do comprimento ótimo de fibra tomados do OpenSim, e no caso do ângulo ótimo de penação o OpenSim estabelece 0.0 rad. Como os valores dos parâmetros iniciais variam de pessoa em pessoa, será usado um fator com uma faixa fixa para o parâmetro da forma:

$$S_i P_i, \tag{3.10}$$

sendo S_i o fator que modifica ao parâmetro P_i .

Estabelecendo os valores iniciais dos parâmetros aos dados do OpenSim; diferenças com os valores de força máxima (F_0^m) de músculos do membro inferior apresentados em DELP et al. (1990) mostram que este parâmetro pode variar até 1.5 vezes o valor inicial, então, a faixa deste parâmetro será +- 50% do valor inicial como limite; em comparação ao comprimento ótimo da fibra, ao ângulo de penação ótimo no comprimento ótimo da fibra, ao braço de momento, que tiveram menor faixa por serem dados geométricos (+- 30% do valor inicial como limite). O valor de A tem sido definido -3 como máximo, e será -1.5 como valor inicial.

Dos 15 músculos que estão envolvidos no movimento flexão/extensão da articulação do joelho (Capítulo 2), os sinais de muitos deles não podem ser medidos mediante eletrodos superficiais; portanto, o torque estimado pode ser maior ou menor que o torque medido mas não o mesmo. Para isso é introduzido um fator S_6 que multiplica o torque calculado do processo da dinâmica direta para achar o torque estimado desta forma:

$$\tau^{est.} = S_6 \tau, \quad (3.11)$$

$$S_6 \in [0.1, 2]$$

No total são 26 fatores que serão modificados no processo de otimização; os limites para cada conjunto de parâmetros são mostrados na Tabela 3.1.

Tabela 3.1: Limites superiores e inferiores impostos no processo de otimização com restrições

Fator	Limites	Característica	Quantidade
S_1	[0.1,2]	modifica a A , por músculo	5
S_2	[0.5,1.5]	que modifica a F_0^m , por músculo	5
S_3	[0.7,1.3]	que modifica a l_0^m , por músculo	5
S_4	[0.7,1.3]	que modifica a ϕ_0 , por músculo	5
S_5	[0.7,1.3]	que modifica ao braço de momento, por músculo	5
S_6	[0,2]	que modifica a τ , global	1

Capítulo 4

Estimativa de torque

Neste capítulo, é apresentado o método para estimativa de torque da articulação do joelho humano baseado na otimização de fatores para calibração de parâmetros selecionados do modelo de contração muscular de Hill. Estes fatores são ajustados comparando o torque estimado com o torque medido pela dinâmica inversa. Inicialmente, descreve-se o processo de estimativa de torque, são detalhadas a dinâmica direta e dinâmica inversa e como é usado o software OpenSim nas duas linhas de cálculo. Tendo os torques “estimado” e “medido”, são apresentados dois métodos usados para calibração de parâmetros. Finalmente, é mostrado o protocolo para estimar torque no joelho usado neste trabalho.

4.1 Processo de estimativa de torque

Existem duas abordagens tradicionais para estudar a biomecânica do movimento humano de acordo com BUCHANAN et al. (2005) que descreve dois caminhos que podem ser usados para achar o torque: a dinâmica direta baseada em EMG (EMG-driven) e dinâmica inversa. Qualquer abordagem pode ser utilizada para determinar a cinética na articulação. Na dinâmica direta, são usados sinais neuronais para estimar as forças musculares e calcular o torque; a transformação da ativação em força muscular é feita mediante um modelo de contração muscular; logo, com uso da geometria do músculo-esquelético (braço de momento), são calculadas as forças musculares e, somadas, no torque na articulação (Figura 4.1). Por outro lado, a dinâmica inversa começa a partir da posição e forças externas medidas e, mediante as equações de movimento, é calculado o torque na articulação. O erro no torque na articulação é usado para ajustar os fatores durante a fase de treinamento do modelo.

Figura 4.1: Dinâmica direta e dinâmica inversa. ((BUCHANAN et al. , 2005), tradução nossa)

A aquisição de dados de posição e forças externas é feito usando um dispositivo robótico mostrado na Figura 4.2, desenvolvido pelo Laboratório de Reabilitação Robótica da Escola de Engenharia de São Carlos-USP (DOS SANTOS E SIQUEIRA , 2014). O atuador é um atuador elástico em série rotacional; o encoder deste atuador foi usado para obter as medidas do ângulo do joelho e ser usadas na dinâmica inversa do processo. Com este atuador é possível ajustar a impedância mecânica da órtese ativa do joelho de 0 Nm/rad a 100 Nm/rad como máximo.

Figura 4.2: Atuador elástico em série para reabilitação do joelho. (DOS SANTOS E SIQUEIRA , 2014)

4.1.1 Dinâmica direta (EMG-driven)

Para poder explicar melhor cada linha de cálculo até o processo de otimização é apresentada a Figura 4.3. Os sinais EMG passam pelo processamento do sinal (remoção da média móvel, retificação e filtragem); o sinal processado é introduzido na função de ativação muscular e, logo, ao modelo de contração muscular; tendo as forças estimadas (setas azuis) e os braços de momento, é calculado o torque “estimado”. Do software OpenSim são adquiridos dados

predefinidos como o comprimento ótimo da fibra muscular, ângulo de penação e a força máxima de cada músculo precisados pelo modelo de contração; e as variáveis geométricas do paciente como braços de momento de cada músculo (obtidos da simulação dinâmica).

Figura 4.3: Diagrama detalhado da estimativa de torque: dinâmica direta.

4.1.2 Dinâmica inversa

Por outro lado, o software OpenSim fornece o torque “medido” pela dinâmica inversa a partir dos dados de posição e torque aplicado pelo atuador (Figura 4.4). Para isto, o OpenSim faz a escala de tamanho e peso do paciente que gera um novo modelo músculo-esquelético com uma nova distribuição da massa no modelo; isto, em conjunto com a variação do ângulo do joelho “ θ ” no tempo são introduzidos ao OpenSim para achar o torque “medido” que usa a equação de movimento dada por:

$$\tau^{med} = M(\theta)\ddot{\theta} + C(\theta, \dot{\theta}) + G(\theta), \quad (4.1)$$

sendo $M(\theta)$ a matriz de inércia, $C(\theta, \dot{\theta})$ o vetor das forças de Coriolis e centrífugas e $G(\theta)$ o vetor das forças gravitacionais correspondentes à dinâmica do sistema e τ o torque a ser calculado.

Figura 4.4: Diagrama detalhado da estimativa de torque: dinâmica inversa.

4.1.3 Otimização

Após obtidos os torques estimado e medido, o processo de otimização calibra os parâmetros A (que é introduzido na função de ativação muscular), F_0^m , l_0^m , ϕ_0 (que são introduzidas no modelo de contração) e r (que é multiplicado com a força estimada); tudo isto num processo iterativo que calcula em cada iteração um novo torque “estimado” tentando aproximar este torque ao torque “medido”. O resultado da otimização é o conjunto de parâmetros calibrados (Figura 4.5), estes parâmetros são usados depois para calcular torques da articulação só precisando dos sinais EMG.

Figura 4.5: Diagrama detalhado da estimativa de torque: otimização.

4.2 Métodos de otimização

Dois métodos, classificados como métodos de otimização para funções não lineares, são usados neste trabalho para o ajuste de fatores: o método Gradiente Descendente, baseado no cálculo da gradiente da função a minimizar; e o método Quasi-Newton baseado na gradiente e Hessiana da função a minimizar F .

Os métodos têm como equação geral iterativa:

$$\mathbf{X}_{k+1} = \mathbf{X}_k + \lambda_k^* \mathbf{S}_k \quad (4.2)$$

sendo $\mathbf{X}_k$ é o vetor de valores na iteração $\mathbf{k}$ que são usados para encontrar o mínimo da função $F(\mathbf{X})$, e são variados pela direção de busca $\mathbf{S}$. No caso do método gradiente descendente $\mathbf{S}_k = -\nabla F(\mathbf{X}_k)$; por outro lado, no método quasi-Newton $\mathbf{S}_k = -[H_k]^{-1} \nabla F(\mathbf{X}_k)$, sendo H_k a Hessiana da função F . A variável λ_k^* é conhecida como passo ótimo e é muito sensível no processo de otimização como será visto depois.

Em ambos métodos é definida a função a minimizar como o erro médio quadrático (MSE, do inglês Mean Square Error) entre os torques estimado e medido:

$$\text{minimizar } F(\mathbf{P}) = \sum_{i=1}^N \frac{(\tau^{med.} - \tau^{est.})^2}{N} \quad (4.3)$$

$$\text{Sujeito a } \mathbf{P} \in [L.I., L.S.],$$

sendo F a função a minimizar (que está em função dos fatores $\mathbf{P}$), $\tau^{med.}$ o torque gerado na articulação calculado mediante a dinâmica inversa e $\tau^{est.}$ o torque da articulação estimado baseado no EMG, i e N são os números de amostras inicial e final respectivamente; L.I. (Limite Superior) e L.S. (Limite Inferior) são os vetores de valores mínimos e máximos respectivamente usados como restrição.

Nos problemas de minimização restrita, um dos métodos indiretos é o método de penalidade interior o qual transforma o problema restrito a outro irrestrito redefinindo a função de custo F (função a minimizar); a solução da minimização da função de custo nova (F^*) converge para a do problema restrito (função de custo original F).

A função a minimizar é a modificação da equação 4.3, redefinida como:

$$\text{minimizar } F^*(\mathbf{P}, r_k) = F(\mathbf{P}) + r_k \sum_{i=1}^N G_i[g_i(\mathbf{P})] \quad (4.4)$$

Na qual G_i é a função de restrição para $g_i(\mathbf{P})$ ($g_i(\mathbf{P})$ é a função de restrição para cada limite) com $g_i(\mathbf{P}) \leq 0$, e é escolhida como uma equação típica de penalidade interior:

$$G_i = -\frac{1}{g_i(\mathbf{P})} \quad (4.5)$$

Na equação 4.4 r_k é uma constante definida positiva conhecida como “parâmetro de penalidade” na iteração k , que tem que ser escolhida adequadamente, e é diminuído nas interações da forma:

$$r_{k+1} = cr_k, \quad (4.6)$$

sendo $c < 1$ e pode ser 0.1, 0.2 ou 0.5 (RAO (2009)).

A equação 4.2, definida para nosso trabalho, terá o vetor de fatores $\mathbf{P}$ que será modificado da seguinte forma:

$$\mathbf{P}_{k+1} = \mathbf{P}_k - \lambda_k^* S_k, \quad (4.7)$$

onde λ^* é o passo ótimo que minimiza $F^*(\mathbf{P}_k - \lambda_k^* S_k)$ em cada iteração.

O processo iterativo para minimização da função F^* (sem restrições) é:

1. Começar com um ponto $\mathbf{P}$ que satisfaça todas as restrições e um valor inicial $r_1 > 0$ ($k=1$)
2. Minimizar a função $F^*(\mathbf{P}, r_k)$ usando qualquer dos métodos de otimização irrestrita (processos mostrados na Tabela 4.1) e obtenha $\mathbf{P}^*$ (resultado do método usado).
3. Testar se $\mathbf{P}^*$ é a solução ótima. Se $\mathbf{P}^*$ é ótimo parar o processo. Caso contrário, ir ao passo seguinte.
4. Atualizar o valor do seguinte parâmetro de penalidade r_{k+1} como mostrado na equação 4.6, com $c < 1$.
5. Definir o novo número de iteração $k = k + 1$, tomar o novo ponto $\mathbf{P} = \mathbf{P}^*$ e ir para o passo 2.

A resposta ótima do método usado é selecionado mediante o critério de convergência:

$$\left\| \frac{F^*(\mathbf{P}_k) - F^*(\mathbf{P}_{k-1})}{F^*(\mathbf{P}_k)} \right\| \leq \epsilon \quad (4.8)$$

onde ϵ é o erro máximo de convergência e é um valor pequeno.

Tabela 4.1: Processos iterativos de otimização irrestrita

Passo	Gradiente Descendente	Passo	Quasi-Newton BFGS
1	Começar com um ponto $\mathbf{P}$ que esteja dentro dos limites.	1	Começar com um ponto $\mathbf{P}$ que esteja dentro dos limites.
2	Encontrar a direção de busca $\mathbf{S}$ definido pelo negativo do gradiente $\mathbf{S} = -\nabla F^*(\mathbf{P}_k)$. O gradiente $\nabla F^*(\mathbf{P}_k)$ é calculado pela aproximação de diferenças finitas ascendentes.	2	Encontrar a direção de busca $\mathbf{S}$ definido pelo negativo da multiplicação da Hessiana e o gradiente $\mathbf{S} = -[\mathbf{H}_k]^{-1}\nabla F^*(\mathbf{P}_k)$. Usar uma matriz identidade para a Hessiana $\mathbf{H}_k$ inicial e calcular o gradiente $\nabla F^*(\mathbf{P}_k)$ pela aproximação de diferenças finitas ascendentes.
3	Determinar o passo ótimo λ^* na direção $\mathbf{S}$ e fazer a atualização de $\mathbf{P}_{k+1}$ como está na equação 4.7.	3	Determinar o passo ótimo λ^* na direção $\mathbf{S}$ e fazer a atualização de $\mathbf{P}_{k+1}$ como mostra a equação 4.7.
4	Testar o ponto $\mathbf{P}_{k+1}$. Se $\mathbf{P}_{k+1}$ é ótimo parar o processo. Caso contrário, ir ao passo seguinte.	4	Testar o ponto $\mathbf{P}_{k+1}$. Se $\mathbf{P}_{k+1}$ é ótimo parar o processo. Caso contrário, ir ao passo seguinte.
5	Definir o novo número de iteração $k = k + 1$ e ir para o passo 2.	5	Atualizar a matriz Hessiana $\mathbf{H}_{k+1}$ por aproximação usando o método de Broyden - Fletcher - Goldfarb - Shanno (BFGS), método de aproximação de Hessiana escolhido neste trabalho.
-	-	6	Definir o novo número de iteração $k = k + 1$ e ir para o passo 2.

4.3 Protocolo de estimativa de torque

O protocolo de estimativa possui duas partes que envolvem todas as ferramentas descritas anteriormente. A primeira parte é, basicamente, o processo para gerar dados iniciais da geometria e propriedades dos músculos, e é a seguinte:

1. Os dados de peso e medidas aproximadas da perna (fémur e tibia) do usuário serão introduzidos ao software OpenSim que, com uso da ferramenta “scale”, fornecerá o modelo músculo-esquelético escalonado usando como base o modelo Gait 2392 na posição sentado (Figura 2.14).
2. Do modelo escalonado são tomados dados que são fixos no movimento como: força máxima,

comprimento ótimo e ângulo de penação ótimo de cada músculo; e dados variáveis no movimento como: força ativa, força pasiva, comprimento normalizado de fibra e braço de momento; o ângulo de penação também é variável no movimento, mas não se precisa deste dado já que ele está em função do comprimento de fibra (Eq. 3.7). O OpenSim gera estes dados usando a faixa de movimentos da articulação do joelho de -120° (flexão) até 10° (extensão), sendo 0° a posição da perna horizontal (fémur e tibia). Todos os dados são salvos em um arquivo *.txt* para sua leitura e uso como parâmetros iniciais.

3. Usando o arquivo *.txt* são gerados, no software Matlab, ajustes das curvas para obter os valores, descritos no item anterior, em função do ângulo do joelho. O resultado deste item é o conjunto de coeficientes das curvas listadas acima. As curvas são introduzidas no processo de otimização desenvolvido anteriormente.

Depois de realizar todos estes passos, só falta achar o valor EMG da Máxima Contração Voluntária (MCV), variável R da equação 2.2 ; para isso, é necessário usar o equipamento de aquisição de sinal e fazer os testes que são explicados na segunda parte do protocolo:

1. O usuário estará sentado numa posição na qual a perna possa desenvolver o movimento de flexão/extensão de forma livre.
2. Os eletrodos superficiais são localizados nos pontos recomendados para a coleção de sinais EMG de cada músculo da perna (HERMENS et al. , 1999). Em nosso procedimento serão tomadas amostras de cinco músculos: Bíceps Femoral, Semitendinoso, Vasto Medial, Vasto Lateral e Reto Femoral. O sistema de aquisição de EMG é um *Trigno Wireless EMG* (Delsys Inc.), de eletrodos superficiais. Os sinais são amostrados a 2000Hz com resolução de 16 bits e largura de banda de 20 a 450Hz.
3. Tendo pronto o equipamento a usar, a pessoa desempenhará a primeira tarefa que consiste na aquisição do valor da MCV. Para isso, o usuário executará a máxima força de flexão/extensão numa posição bloqueada de -45° (extensão) e -90° (flexão) aproximadamente; essas posições podem ser também de outros ângulos no momento de máxima força de cada músculo (dados que podem ser tomados do OpenSim). O usuário terá que efetuar a maior força possível na posição indicada por ao menos 3 segundos. A tarefa é realizada 4 vezes para cada movimento (8 tarefas em total); o valor da MCV de cada músculo será a média dos máximos dos sinais EMG de cada movimento.

4. É acoplada a órtese (Figura 4.2) na perna que já tem localizados os eletrodos.
5. Com a órtese ajustada numa impedância fixa, o usuário sentado realizará movimentos de flexão e extensão seguindo uma trajetória fixada pelo computador que é usada como *feedback* visual (Figura 4.6 caixa vermelha) a qual é uma função senoidal, enquanto o equipamento adquire os sinais EMG, o ângulo do joelho, forças externas e o tempo. A tarefa é realizada para cada impedância ajustada.

Figura 4.6: Interface usada no processo de aquisição de dados.

6. Os dados adquiridos nas tarefas desenvolvidas são usados para ajuste e avaliação de parâmetros calibrados; por exemplo, se a pessoa faz 6 movimentos flexão/extensão, os dados dos 3 primeiros movimentos serão usados para o ajuste dos fatores e os outros 3 movimentos como avaliação do ajuste. Portanto, neste item, os dados adquiridos são separados em dois grupos e unidos com as outras tarefas com distinta impedância.
7. Na etapa de ajuste de fatores é introduzido o torque medido na dinâmica inversa (usando o OpenSim), o torque estimado mediante a dinâmica direta (desenvolvida no Matlab) e os valores iniciais dos parâmetros tomados do modelo escalonado (OpenSim). Esta etapa tem como resultado os parâmetros calibrados para o usuário.
8. Finalmente, se o resultado é satisfatório, podem ser usados num processo on-line de estimativa de torque.

Capítulo 5

Resultados

Neste capítulo são apresentados os resultados da aplicação do método de estimativa de torque considerando dados de dois voluntários. Também serão utilizados e comparados os dois métodos de estimativa descritos no Capítulo 4, apresentando a avaliação dos parâmetros calibrados. Finalmente, é apresentada uma breve análise da interação entre o usuário e o exoesqueleto.

O primeiro exemplo de cálculo de estimativa de torque se faz com um voluntário de 72,5 kg e 1.75 m de altura; os dados iniciais usados para o cálculo do torque estimado, usados como primeira aproximação no processo de otimização, são mostrados na Tabela 5.1. Estes dados são tomados do OpenSim depois do escalonamento do modelo.

Tabela 5.1: Dados iniciais usados para cálculo do torque “estimado” (*: dados do OpenSim)

Músculo	$F_0^m(N)^*$	$l_0^m(m)^*$	$\phi_0^*(rad.)^*$	A
Vasto Medial	1294	0.1104	0.087	-1.5
Vasto Lateral	1871	0.1037	0.087	-1.5
Reto Femoral	1169	0.1440	0.087	-1.5
Bíceps Femoral (cabeça longa)	896	0.1277	0.0	-1.5
Semitendinoso	410	0.2324	0.087	-1.5

O Vasto Intermédio desenvolve uma percentagem importante de torque na contração isométrica do joelho de 39.6% - 51.8% do torque total (ZHANG et al. , 2003). Esse músculo será usado também no processo de estimativa de torque; já que ele não fica na superfície da perna, a ativação do Vasto Intermédio é calculada como a média das ativações dos músculos Vasto Lateral e Vasto Medial (LLOYD E BESIÉR (2003), MENEGALDO et al. (2014)). Os dados do OpenSim para esse músculo são: $F_0^m(N) = 1365.0$, $l_0^m(m) = 0.1086$ e $\phi_0^*(rad.) = 0.05235$.

Tendo os sinais processados é calculada a ativação muscular quando o voluntário desenvolve movimentos de flexão/extensão para duas impedâncias distintas, uma de 0 Nm/rad e outra de 30 Nm/rad.

Figura 5.1: As ativações de seis músculos envolvidos no movimento flexão/extensão da perna com impedância 0 Nm/rad e 30 Nm/rad ($A=-1.5$)

Os braços de momento, também gerados pelo OpenSim, variam no tempo com relação à variação do ângulo do joelho, Figura 5.2. Nesta figura pode ser visto que os braços de momento dos músculos do grupo extensor têm muita aproximação entre eles ao contrário do grupo flexor; pois as inserções dos quatro músculos do grupo extensor ficam na patela e as inserções dos músculos flexores estão em cada lado da tíbia; a inserção do Bíceps femoral fica perto da fíbula e a inserção do Semitendinoso fica no lado oposto desta. Os quatro músculos do grupo extensor e os dois músculos do grupo flexor são apresentados como valores positivos e negativos respectivamente

pelo OpenSim.

Figura 5.2: Braços de momento em relação ao ângulo do joelho.

Usando o modelo de contração muscular escolhido, descrito no Capítulo 3 (Figura 3.3), e do braço de momento, são calculadas as forças e, finalmente, o torque estimado.

5.1 Comparação de Métodos de Otimização

Os parâmetros iniciais, $\mathbf{P}$, do processo de otimização são mostrados na Tabela 5.1 com $\lambda_1^* = 1$ (eq. 4.7) e $c = 0.1$ (eq. 4.6). O processo iterativo será interrompido quando o erro na convergência, ϵ , for menor a 0.5 (eq. 4.8).

Otimização de fatores usando o método Gradiente Descendente

Seguindo o processo iterativo de otimização usando o método gradiente descendente para minimizar a função $\mathbf{F}^*$, obtém-se o resultado das iterações como mostrado na Tabela 5.2, que

contém avaliações do método quando é modificado o parâmetro de penalidade r_k . É visto que os valores de $\mathbf{F}^*$ e $\mathbf{F}$ convergem quando o valor de r_k diminui.

Tabela 5.2: Iterações: Método Gradiente Descendente

r_k	Iterações	$\mathbf{F}^*$	$\mathbf{F}$	Observação
$1.0 \cdot 10^{-1}$	14	31.4534	16.4590	3 fatores violados
$1.0 \cdot 10^{-2}$	5	3.8174	2.0349	0 fatores violados
$1.0 \cdot 10^{-3}$	33	2.1246	1.9462	0 fatores violados
$1.0 \cdot 10^{-4}$	31	1.9336	1.9157	Solução ótima

É chamada “solução ótima” ao vetor $\mathbf{P}$ quando o valor de $\mathbf{F}^*$ satisfaz o critério de convergência (eq. 4.8) e todos os fatores satisfazem os limites definidos na Tabela 3.1.

A avaliação deste método se faz usando a segunda metade dos dados adquiridos; nesta avaliação só se precisa dos sinais EMG adquiridos nas tarefas e, usando os parâmetros calibrados, se obtém o torque estimado. Na Figura 5.3 é mostrado o torque estimado junto ao torque medido.

Figura 5.3: Torques medido e estimado da avaliação de parâmetros calibrados: Método Gradiente Descendente.

Otimização de fatores usando o método Quasi-Newton BFGS

O resultado do processo de otimização usando o método Quasi-Newton BFGS é mostrado na Tabela 5.3; a solução ótima se obtém quando r_k é $1.0 \cdot 10^{-4}$.

Tabela 5.3: Iterações: Método Quasi-Newton BFGS

r_k	Iterações	$\mathbf{F}^*$	$\mathbf{F}$	Observação
$1.0 \cdot 10^{-1}$	5	19.4837	3.2429	0 fatores violados
$1.0 \cdot 10^{-2}$	2	4.8670	3.2429	0 fatores violados
$1.0 \cdot 10^{-3}$	3	2.9705	2.8067	0 fatores violados
$1.0 \cdot 10^{-4}$	8	2.2451	2.2285	Solução ótima

A avaliação dos parâmetros calibrados usando este método é mostrado na Figura 5.4.

Figura 5.4: Torque medido e estimado da avaliação de parâmetros calibrados: Método Quasi-Newton BFGS.

A diferença nos resultados de ajuste dos fatores dos dois métodos mostra que o valor final de $\mathbf{F}$ usando o método Gradiente Descendente é 1.9157 e usando o método Quasi-Newton é 2.2285. Estes valores são próximos e correspondem a mínimos locais da função não linear. A Figura 5.5 contém a relação de fatores otimizados usando os dois métodos; os fatores têm quase a mesma tendência mas todos ficam dentro do limites impostos; o fator que mais varia é o τ , isso é algo esperado já que o torque do joelho é estimado usando somente 6 músculos.

Outra diferença observada refere-se à maior quantidade de iterações (83 no total) necessárias para a convergência utilizando o método Gradiente Descendente, sendo uma desvantagem em comparação ao uso do método Quasi-Newton que precisa de só 18 iterações. Este método tem

Figura 5.5: Fatores otimizados

ordem de convergência maior em comparação com o Gradiente Descendente (LUENBERGER E YE (2008)). Os resultados da Tabela 5.4 mostram o erro médio quadrático da avaliação dos parâmetros calibrados (Figuras 5.3 e 5.4); nesta tabela o método Gradiente Descendente tem um menor MSE (2.9676) em comparação ao método Quasi-Newton BFGS (3.8960). Embora o método Quasi-Newton BFGS tenha um maior MSE, o número de iterações é muito menor; uma menor quantidade de iterações diminui o tempo de cálculo e o uso de recursos computacionais; é por isso, que para trabalhos futuros será escolhido o método de minimização Quasi-Newton BFGS no processo de estimativa de torque.

A Figura 5.6 mostra os resultados de otimização utilizando o Método Quasi Newton para o segundo voluntário, uma pessoa de 72 kg. e 1.82 m. de altura. É realizado o protocolo com 6 músculos (com aproximação do Vasto Intermédio). Neste caso, a órtese é ajustada em 0 Nm/rad, 30 Nm/rad e 60 Nm/rad. Na aquisição de dados deste exemplo de cálculo, a órtese e os eletrodos de EMG estavam muito pertos e a aquisição não foi completamente controlada,

Tabela 5.4: MSE dos métodos de otimização

Método	MSE	iterações
Gradiente Descendente	2.9676	83
Quasi-Newton BFGS	3.8960	18

isso tem como consequência um fraco desempenho do processo de estimativa.

Figura 5.6: Torque medido e estimado da avaliação de parâmetros calibrados: Método Quasi-Newton BFGS, segundo exemplo.

5.2 Análise da Interação Exoesqueleto-Paciente

Nesta seção, a influência do torque gerado pelo exoesqueleto, considerado na dinâmica inversa como força externa, é analisada. O torque do exoesqueleto contém informação da interação do exoesqueleto e o paciente (pessoa que usa a órtese), esse torque é medido com ajuda de um sensor de força localizado no eixo do joelho do exoesqueleto. Na Figura 5.7 é mostrado o ângulo do joelho na tarefa de flexão/extensão desenvolvida no último exemplo de cálculo, sendo 80° o ângulo da perna em total extensão e 0° quando a perna está flexionada; são mostrados também o torque estimado (EMG-driven) e o torque do exoesqueleto. Para este experimento, os parâmetros do controle de impedância foram ajustados para $K = 0 \text{ Nm/rad}$ e $B = 1 \text{ Nm.s/rad}$ (DOS SANTOS E SIQUEIRA, 2014). Pode ser visto que quando a pessoa desenvolve maior velocidade de

movimento na flexão da perna, o torque do exoesqueleto é máximo; e na maior velocidade de extensão, o torque do exoesqueleto é mínimo, evidenciando o efeito do amortecimento gerado pelo parâmetro B .

Figura 5.7: Torque estimado, $K = 0$ Nm/rad.

Para os demais testes, a impedância da órtese foi ajustada para $K = 30$ Nm/rad e $K = 60$ Nm/rad, mantendo-se o valor de B . Também foi solicitado ao usuário que se comportasse de forma ativa ou passiva em cada experimento. As Figuras 5.8 e 5.9 mostram os resultados para a condição em que o voluntário se comportou de forma ativa, ou seja, aplicou torque tentando seguir a trajetória desejada. Neste caso, o torque do exoesqueleto é baixo, pois o erro de acompanhamento de trajetória é baixo, e todo o esforço está sendo feito pelo usuário.

Figura 5.8: Torque estimado, paciente ativo e $K = 30$ Nm/rad.

As Figuras 5.10 e 5.11 mostram o torque do exoesqueleto e o torque do joelho estimado mediante EMG para a condição em que o paciente se comportou de forma passiva. Neste caso, o exoesqueleto aplica o torque necessário para seguir a trajetória. O torque estimado do paciente é menor que no caso ativo, mas ainda está presente, principalmente devido aos movimentos reflexos.

Figura 5.9: Torque estimado, paciente ativo e $K = 60$ Nm/rad.

Figura 5.10: Torque estimado, paciente passivo e $K = 30$ Nm/rad.

Figura 5.11: Torque estimado, paciente passivo e $K = 60$ Nm/rad.

Capítulo 6

Conclusão

6.1 Conclusões gerais

Neste trabalho foi desenvolvido um método de estimativa de torque do joelho a partir de sinais EMG. Foi estudado o processo de estimativa mediante uso da dinâmica direta e inversa descritos na literatura. Na dinâmica direta um modelo de músculo foi usado para relacionar os EMG e a força muscular; os dados geométricos do músculo foram tomados de um software de modelagem do sistema neuromusculoesquelético. Na dinâmica inversa foi usada uma órtese desenvolvida no Laboratório de Reabilitação Robótica EESC/USP para comparar o torque da dinâmica direta. A diferença entre o torque da dinâmica direta e inversa foi definido como o erro a minimizar.

A estimativa de força foi baseada numa variação do modelo de músculo de Hill. O modelo de Hill precisa de alguns dados que só podem ser medidos diretamente do músculo (por exemplo comprimento das fibras musculares), mas o objetivo deste trabalho não é estimar força; é por isso que foi usado um modelo simples de músculo de Hill que junto aos dados geométricos do software OpenSim pode ser estimado o torque. Parâmetros geométricos e do modelo de músculo foram selecionados, com ajuda da literatura, para o processo de otimização.

Um protocolo de estimativa foi definido baseado nas ferramentas descritas neste trabalho e foi aplicado em duas pessoas. Dois métodos de minimização não-linear foram usados para calibrar os parâmetros selecionados: o método Gradiente Descendente e o método Quasi-Newton que aproxima a Hessiana mediante o método BFGS.

Os resultados da aplicação do protocolo permitem concluir que a estimativa de torque base-

ada em sinais EMG pode ser uma metodologia útil para estimar torque na articulação do joelho. O resultado da estimativa depende muito do controle no processo de aquisição de dados, como a calibração dos sensores de EMG, a correta posição dos eletrodos e a sincronização dos dados todos (forças externas, ângulo do joelho, sinais EMG).

Os resultados da comparação dos dois métodos de otimização para estimativa de torque sugerem que o uso do método Quasi-Newton BFGS diminui o uso de recursos computacionais tendo um maior ordem de convergência em comparação com o Gradiente Descendente.

6.2 Trabalhos Futuros

Atualmente no Laboratório de Reabilitação Robótica EESC/USP está sendo implementando o processo de estimativa de torque para seu uso em tempo real. A estimativa *online* possui duas partes: a primeira começa com a primeira parte do protocolo, as curvas e valores dos dados iniciais são carregados em uma placa de aquisição e processamento de dados NI-DAQmx de National Instruments. O usuário faz a tarefa para calcular o valor EMG da máxima contração voluntária, desenvolve a tarefa de impedância variável e, paralelamente, é medido o torque externo com a órtese; todos estes dados são introduzidos no processo de otimização, Figura 6.1(a). O ajuste de fatores é feito num processo *offline* usando o método Quasi-Newton BFGS.

Na segunda parte, os parâmetros calibrados são introduzidos no processo de estimativa baseada em EMG e é estimado o torque na articulação em tempo real, Figura 6.1(b).

Figura 6.1: Diagrama da estimativa de torque em tempo real.

Referências Bibliográficas

- AHMADI-PAJOUH, M. A.; TOWHIDKHAH, F.; MORADI, M. H. (2012). Estimation of time-varying human arm stiffness using electromyogram signal. In: *Biomedical Engineering (ICBME), 2012 19th Iranian Conference of.* 2012, p. 26–30. IEEE.
- AN, K.; TAKAHASHI, K.; HARRIGAN, T.; CHAO, E. (1984). Determination of muscle orientations and moment arms. *Journal of biomechanical engineering*, v.106, n.3, p.280–282.
- ARNOLD, E. M.; WARD, S. R.; LIEBER, R. L.; DELP, S. L. (2010). A model of the lower limb for analysis of human movement. *Annals of biomedical engineering*, v.38, n.2, p.269–279.
- BASMAJIAN, J. V. (1962). Muscles Alive. Their Functions Revealed by Electromyography. *Academic Medicine*, v.37, n.8, p.802.
- BOGUE, R. (2009). Exoskeletons and robotic prosthetics: a review of recent developments. *Industrial Robot: An International Journal*, v.36, n.5, p.421–427.
- BUCHANAN, T. S.; LLOYD, D. G.; MANAL, K.; BESIER, T. F. (2004). Neuromusculoskeletal modeling: estimation of muscle forces and joint moments and movements from measurements of neural command. *Journal of applied biomechanics*, v.20, n.4, p.367.
- BUCHANAN, T. S.; LLOYD, D. G.; MANAL, K.; BESIER, T. F. (2005). Estimation of muscle forces and joint moments using a forward-inverse dynamics model. *Medicine and Science in Sports and exercise*, v.37, n.11, p.1911.
- BUENO, D. R.; MONTANO, L. (2012). An optimized model for estimation of muscle contribution and human joint torques from sEMG information. In: *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE.* 2012, p. 3364–3367. IEEE.

- DELP, S. L.; ANDERSON, F. C.; ARNOLD, A. S.; LOAN, P.; HABIB, A.; JOHN, C. T.; GUENDELMAN, E.; THELEN, D. G. (2007). OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, v.54, n.11, p.1940–1950.
- DELP, S. L.; LOAN, J. P.; HOY, M. G.; ZAJAC, F. E.; TOPP, E. L.; ROSEN, J. M. (1990). An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, v.37, n.8, p.757–767.
- DOS SANTOS, W. M.; SIQUEIRA, A. A. (2014). Impedance Control of a Rotary Series Elastic Actuator for Knee Rehabilitation.
- FLEISCHER, C. (2007). *Controlling exoskeletons with EMG signals and a biomechanical body model*. Tese (Doutorado), Scuola Superiore Sant'Anna.
- FLEISCHER, C.; HOMMEL, G. (2007). Calibration of an EMG-Based Body Model with six Muscles to control a Leg Exoskeleton. In: *Robotics and Automation, 2007 IEEE International Conference on*. 2007, p. 2514–2519. IEEE.
- FLEISCHER, C.; KONDAK, K.; REINICKE, C.; HOMMEL, G. (2004). Online calibration of the EMG to force relationship. In: *Intelligent Robots and Systems, 2004.(IROS 2004). Proceedings. 2004 IEEE/RSJ International Conference on*. 2004, volume 2, p. 1305–1310. IEEE.
- FLEISCHER, C.; REINICKE, C.; HOMMEL, G. (2005). Predicting the intended motion with emg signals for an exoskeleton orthosis controller. In: *Intelligent Robots and Systems, 2005.(IROS 2005). 2005 IEEE/RSJ International Conference on*. 2005, p. 2029–2034. IEEE.
- FRIDLUND, A. J.; CACIOPPO, J. T. (1986). Guidelines for human electromyographic research. *Psychophysiology*, v.23, n.5, p.567–589.
- GILROY, A. M.; MACPHERSON, B. R.; ROSS, L. M.; SCHÜNKE, M.; SCHULTE, E.; SCHUMACHER, U.; BROMAN, J.; JOSEPHSON, A.; VOLL, M.; WESKER, K. (2008). *Atlas of anatomy*. Thieme Stuttgart.
- GORDON, K. E.; FERRIS, D. P. (2007). Learning to walk with a robotic ankle exoskeleton. *Journal of biomechanics*, v.40, n.12, p.2636–2644.
- GRAY, H. (1918). *Anatomy of the human body*. Lea & Febiger.

-
- GROOD, E. S.; SUNTAY, W. J. (1983). A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *Journal of biomechanical engineering*, v.105, n.2, p.136–144.
- HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. (2006). *Biomechanical basis of human movement*. Lippincott Williams & Wilkins.
- HAYASHIBE, M.; GUIRAUD, D.; POIGNET, P. (2009). EMG-to-force estimation with full-scale physiology based muscle model. In: *Intelligent Robots and Systems, 2009. IROS 2009. IEEE/RSJ International Conference on*. 2009, p. 1621–1626. IEEE.
- HERMENS, H. J.; FRERIKS, B.; MERLETTI, R.; STEGEMAN, D.; BLOK, J.; RAU, G.; DISSELHORST-KLUG, C.; HÄGG, G. (1999). European recommendations for surface electromyography. *Roessingh Research and Development*, v.8, n.2, p.13–54.
- HERNANDEZ-ARIETA, A.; DAMIAN, D.; DERMITZAKIS, K.; LUNGARELLA, M.; PFEIFER, R. (2008). *Sensory-motor coupling in rehabilitation robotics*. INTECH Open Access Publisher.
- HILL, A. (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society of London B: Biological Sciences*, v.126, n.843, p.136–195.
- HOGAN, N. (2014). Robot-Aided Neuro-Recovery. *Mechanical Engineering-CIME*, p. 3–4.
- INGRAM, D.; ENGELHARDT, C.; FARRON, A.; TERRIER, A.; MÜLLHAUPT, P. (2015). Muscle moment-arms: a key element in muscle-force estimation. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, v.18, n.5, p.506–513.
- JALI, M. H.; IZZUDDIN, T. A.; BOHARI, Z. H.; SULAIMA, M. F.; SARKAWI, H. (2014). Predicting EMG Based Elbow Joint Torque Model Using Multiple Input ANN Neurons for Arm Rehabilitation. In: *UKSim-AMSS 16 th International Conference on Modelling and Simulation*. 2014.
- KAMEN, G.; GABRIEL, D. (2010). *Essentials of electromyography*. Human Kinetics.
- KARAVAS, N.; AJOUDANI, A.; TSAGARAKIS, N.; SAGLIA, J.; BICCHI, A.; CALDWELL, D. (2013). Tele-impedance based stiffness and motion augmentation for a knee exoskeleton device. In: *Robotics and Automation (ICRA), 2013 IEEE International Conference on*. 2013, p. 2194–2200. IEEE.

- KONG, K.; TOMIZUKA, M. (2009). Control of exoskeletons inspired by fictitious gain in human model. *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, v.14, n.6, p.689–698.
- LLOYD, D. G.; BESIER, T. F. (2003). An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo. *Journal of biomechanics*, v.36, n.6, p.765–776.
- LUENBERGER, D. G.; YE, Y. (2008). *Linear and nonlinear programming*, volume 116. Springer Science & Business Media.
- LUKERSMITH, S. (2013). *International perspectives on spinal cord injury*. World Health Organization.
- MACKAY, J.; MENSAH, G.; MENDIS, S.; GREENLUND, K. (2004). *The atlas of heart disease and stroke*. World Health Organization.
- MENEGALDO, L. L.; DE OLIVEIRA, L. F.; MINATO, K. K. (2014). EMGD-FE: an open source graphical user interface for estimating isometric muscle forces in the lower limb using an EMG-driven model. *Biomed. Eng. Online*, v.13p.37.
- MILLARD, M.; UCHIDA, T.; SETH, A.; DELP, S. L. (2013). Flexing computational muscle: modeling and simulation of musculotendon dynamics. *Journal of biomechanical engineering*, v.135, n.2, p.021005.
- PATTON, J. L. (2004). Robot-assisted adaptive training: custom force fields for teaching movement patterns. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, v.51, n.4, p.636–646.
- POTVIN, J.; NORMAN, R.; MCGILL, S. (1996). Mechanically corrected EMG for the continuous estimation of erector spinae muscle loading during repetitive lifting. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, v.74, n.1-2, p.119–132.
- RAO, S. S. (2009). *Engineering optimization: theory and practice*. John Wiley & Sons.
- ROBINSON, C. A.; SHUMWAY-COOK, A.; CIOL, M. A.; KARTIN, D. (2011). Participation in community walking following stroke: subjective versus objective measures and the impact of personal factors. *Physical Therapy*, v.91, n.12, p.1865–1876.
- RONSSSE, R.; VITIELLO, N.; LENZI, T.; VAN DEN KIEBOOM, J.; CARROZZA, M. C.; IJSPEERT, A. J. (2011). Human–robot synchrony: flexible assistance using adaptive oscillators. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, v.58, n.4, p.1001–1012.

-
- SALE, P.; FRANCESCHINI, M.; WALDNER, A.; HESSE, S. (2012). Use of the robot assisted gait therapy in rehabilitation of patients with stroke and spinal cord injury. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, v.48,p.111–121.
- SARTORI, M.; LLOYD, D. G.; REGGIANI, M.; PAGELLO, E. (2009). A stiff tendon neuromusculoskeletal model of the knee. In: *IEEE Workshop on Advanced Robotics and its Social Impacts*. 2009, p. 132–138.
- STAUDENMANN, D.; ROELEVELD, K.; STEGEMAN, D. F.; VAN DIEËN, J. H. (2010). Methodological aspects of SEMG recordings for force estimation—a tutorial and review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.20, n.3, p.375–387.
- TEIXEIRA-SALMELA, L. F.; OLNEY, S. J.; NADEAU, S.; BROUWER, B. (1999). Muscle strengthening and physical conditioning to reduce impairment and disability in chronic stroke survivors. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, v.80, n.10, p.1211–1218.
- VAN CAMPEN, A. (2014). Identification of the Subject-Specific Parameters of a Hill-type Muscle-tendon Model for Simulations of Human Motion. *status: published*.
- VUKOBRATOVIC, M. (1990). *Biped locomotion*. Springer-Verlag New York, Inc.
- WIDMAIER, E. P.; RAFF, H.; STRANG, K. T. (2011). *Vander's human physiology: the mechanisms of body function*. McGraw-Hill Higher Education.
- ZAJAC, F. E. (1988). Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Critical reviews in biomedical engineering*, v.17, n.4, p.359–411.
- ZHANG, L.-Q.; WANG, G.; NUBER, G. W.; PRESS, J. M.; KOH, J. L. (2003). In vivo load sharing among the quadriceps components. *Journal of orthopaedic research*, v.21, n.3, p.565–571.