Renato Naville Watanabe

Simulação computacional do sistema
neuromuscular para o estudo da variabilidade
do torque exercido durante uma flexão plantar

São Paulo

2012

Renato Naville Watanabe

Simulação computacional do sistema neuromuscular para o estudo da variabilidade do torque exercido durante uma flexão plantar

Dissertação apresentada à Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, para o Exame de Defesa, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Área de Concentração: Sistemas Eletrônicos

Orientador: Prof. Dr. André Fabio Kohn

São Paulo

2012

FICHA CATALOGRÁFICA

Watanabe, Renato Naville

Simulação computacional do sistema neuromuscular para o estudo da variabilidade do torque exercido durante uma flexão plantar / R.N. Watanabe. -- São Paulo, 2012.

75 p.

Dissertação (Mestrado) - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia de Telecomunicações e Controle.

1.Biomecânica 2.Controle motor 3.Neurociências 4.Modelos matemáticos I.Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia de Telecomunicações e Controle II.t.

Agradecimentos

Ao Prof. Dr. André Fabio Kohn, orientador dessa dissertação, pela confiança depositada e dedicada orientação na realização desse trabalho.

Aos colegas Leonardo Abdala Elias e Vitor Martins Chaud pela colaboração com ideias e no desenvolvimento do simulador ReMoto, sem a qual este trabalho não teria sido possível.

Aos colegas Fernando Henrique Magalhães, Rinaldo Mezzarane e Diana Rezende de Toledo pela colaboração com ideias no decorrer do trabalho.

Aos técnicos Fernando Rangel e Sandro Miqueleti pelo pronto auxílio sempre que necessário.

Aos meus pais, Luiz Tatsuo Watanabe e Denise Naville Watanabe, pelo apoio e compreensão tão importantes para a realização desse mestrado.

À Maysa Malfiza Garcia de Macedo, namorada, que me apoiou e me ajudou muito durante a realização desse trabalho.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pela concessão da bolsa durante o primeiro ano do trabalho aqui apresentado.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) pela concessão da bolsa (processo nº 2010/12934-0) e dos demais recursos durante o segundo ano do trabalho aqui apresentado.

Resumo

A variabilidade da força muscular, geralmente em uma tarefa de força constante e isométrica, tem sido estudada tanto de forma experimental quanto com o uso de ferramentas computacionais. No entanto, a maioria dos estudos utilizando simulações computacionais tem sido feita em tarefas que utilizam apenas um músculo, geralmente da mão. Até onde se tem conhecimento, não foi feito um estudo, nem experimental nem teórico, abrangendo o comportamento da variabilidade do torque durante a flexão plantar de uma forma geral. Considerando isso, esse trabalho tem como objetivo estudar a variabilidade do torque de flexão plantar por meio de simulações e de modelos matemáticos, comparando os resultados com os obtidos em experimentos realizados localmente. Uma primeira tentativa foi feita utilizando um modelo de contração muscular do tipo Hill ativado pela envoltória dos sinais de eletromiograma captados de cada um dos três músculos do tríceps sural. Essa abordagem não foi bem sucedida em termos da reprodução dos resultados experimentais obtidos de variabilidade do torque em humanos, embora tenha reproduzido bem o valor médio do torque da flexão plantar. Essa impossibilidade em reproduzir os dados experimentais de variabilidade do torque com um modelo ativado por envoltória do eletromiograma provavelmente deveu-se à perda de informação no eletromiograma sobre os disparos dos motoneurônios. Em uma segunda tentativa, os disparos individuais dos motoneurônios foram obtidos de um simulador desenvolvido localmente, chamado de ReMoto, capaz de fornecer os instantes de disparos de todos os modelos de motoneurônios que ativam cada músculo, além de ser capaz de fornecer a força produzida por esse músculo, calculada a partir da força produzida pelas unidades motoras individualmente. No entanto, a versão original do ReMoto foi parametrizada quase que totalmente utilizando dados de gatos e, por isso, foi necessário modificar diversos parâmetros (como amplitude dos abalos e amplitude do potencial de ação da unidade motora) e modelos (como limiar de recrutamento e saturação da força) antes de utilizar o simulador para o estudo da variabilidade do torque. Também foi adicionado um segundo modelo de gerador de força, que consegue reproduzir melhor as características temporais dos abalos das unidades motoras. Adicionalmente, um modelo do tipo Hill também foi modificado para ser ativado pelo conjunto de motoneurônios do simulador ReMoto. Novas simulações foram feitas com a nova versão do simulador (adaptada a dados de humanos) e os resultados foram condizentes com os dados experimentais (variabilidade do torque e do eletromiograma), indicando que os modelos no simulador são uma representação razoável do que acontece no ser humano.

Palavras-chave: controle motor, simulação, variabilidade de força.

Abstract

The muscle force variability, usually in a constant and isometric force task, has been studied both experimentally and using computational tools. However, most studies using computer simulations have been made on tasks that use only one muscle, usually in the hand. As far as is known, no study has analyzed, either theoretically or experimentally, the overall behavior of the torque variability during plantar flexion. Therefore, this work aims to study the plantar flexion torque variability by means of mathematical models and simulations, comparing the results with those obtained in human experiments carried out locally. A first attempt was made using a Hill-type muscle contraction model activated by the electromyogram obtained from each of the three triceps surae muscles. This approach was not successful in terms of reproducing the torque variability results obtained from humans, although it estimated well the average value of plantar flexion torque. This inability to reproduce the torque variability found in experimental data was probably due to the information loss in the electromyogram of the spike times of motoneurons. In a second approach, the firing of individual motoneuron were obtained from a neuromuscular simulator developed locally, called ReMoto, capable of providing the spike times of all motoneuron models that activate each muscle and the respective muscle force. The latter is generated in the simulator from the forces generated by each motor unit that composes the muscle. However, the ReMoto original version was almost completely parameterized using data from cats and, hence, it was necessary to modify various parameter values (such as motor unit twitches and action potential amplitudes) and models (such as the recruitment threshold and force saturation) before using the simulator to study torque variability in humans. Besides the second order twitch model already implemented in the original version of the simulator, two other models were implemented in this work. One was a more refined twitch model and the second was a Hill-type model modified to be activated by the ReMoto simulator motoneuron pool. New simulations were run with the new version of the simulator (adapted to human data) and the fittings to the experimental data (torque and electromyogram envelope variability) were good, suggesting that the models in the simulator are a reasonable representation of what occurs in the living human being.

Keywords: motor control, simulation, force variability.

Lista de Figuras

1.1	Músculos do TS	16
1.2	Exemplo de abalo	17
1.3	Visão geral da estrutura do ReMoto	18
1.4	Diagrama dos neurônios envolvidos no controle dos músculos SOL e TA . .	19
1.5	Exemplos de sinais gerados pelo simulador ReMoto	20
1.6	Instantes de disparos das UMs	20
1.7	Efeito da periodicidade dos disparos na variabilidade da força	21
1.8	Efeito da sincronização dos disparos na variabilidade da força	22
1.9	Importância da escala logarítmica na análise da relação variabilidade x média	23
1.10	Causas da linearidade da relação variabilidade x média da força	24
1.11	Modelo da dinâmica da contração muscular	25
1.12	Visão geral do modelo da contração muscular	26
3.1	Modelo de geração de torque do TS	30
3.2	Exemplo do sinal u obtido após o processamento do EMG	30
3.3	Exemplo de torque	32
3.4	Torques durante a MVC obtidos com modelo e experimental	33
3.5	Médias dos torques em 8 níveis de contração	33
3.6	Desvio padrão dos torques em 8 níveis de contração	34
3.7	Exemplo de torques estimados total e do SOL, GM e GL	35
3.8	Contribuição de cada músculo do TS ao torque total	35
4.1	Relação entre o sinal de ativação e a força de uma UM	36
4.2	Modelo da dinâmica da contração muscular	38

4.3	Superfícies força-comprimento-velocidade	39
4.4	Processo de obtenção dos sinais $a_S(t)$ e $a_F(t)$ utilizando os instantes de disparo das UMs	42
4.5	Limiar de recrutamento	46
4.6	Limiar de recrutamento	47
4.7	Unidade motora saturando	48
4.8	Unidade motora saturando utilizando o novo modelo de saturação	49
4.9	Comparação dos dados experimentais com simulação feita no ReMoto usando como comando descendente processos de Poisson	50
4.10	ISIs dos motoneurônios	51
4.11	Histograma dos ISIs dos INs tendo como entrada processos de Poisson	51
4.12	ISIs dos motoneurônios	52
4.13	Comparação dos dados experimentais com simulação feita no ReMoto usando como comando descendente processos Gama	52
4.14	Estimativa da variabilidade do torque dos músculos do TS	53
4.15	Comparação dos dados experimentais com simulação feita no ReMoto usando como comando descendente processos Gama com órgão tendinoso de Golgi	54
4.16	Comparação dos dados experimentais com simulação feita no ReMoto usando o modelo de Raikova e Aladjov (2002) como gerador de abalo	54
4.17	Comparação de dados experimentais com simulados da variação de propriedades do EMG do SOL com a variação do torque total	55
4.18	Comparação de dados experimentais com simulados da variação de propriedades do EMG do GM com a variação do torque total	56
4.19	Comparação de dados experimentais com simulados da variação de propriedades do EMG do GL com a variação do torque total	56
B.1	Sinais obtidos experimentalmente	72
B.2	Variabilidade (σ) do torque em função da média do torque	73
B.3	Média da envoltória do EMG em função da média do torque	74

Lista de Tabelas

3.1	Parâmetros utilizados no modelo para simulação da flexão plantar	31
3.2	Valores de R e L^{MT} para JE e JF em metros	31
3.3	Estimativas das contribuições médias (%) dos músculos do TS para JE e JF	35
4.1	Parâmetros utilizados nas curvas força-velocidade	40
4.2	Parâmetros utilizados no modelo para simulação da flexão plantar	42
4.3	Parâmetros F_{MU} , T_c e T_{hr} das UMs	45
4.4	Quantidade de UMs nos músculos do TS	45
4.5	Forças máximas de cada músculo obtidas no ReMoto	45
4.6	Amplitudes dos MUAPs	46
4.7	Limiares de recrutamento dos motoneurônios	47
4.8	Frequências de saturação das unidades motoras	48
A.1	Faixa de variação de AA, SA e KA	69
A.2	Parâmetros utilizados na estimativa dos braços-de-momento dos músculos .	70
A.3	Parâmetros utilizados na estimativa dos comprimentos dos músculos	71
B.1	Contribuição de cada músculo ao torque total em três diferentes níveis de contração	74

Lista de Siglas

AA	ângulo do tornozelo
EMG	eletromiograma
FF	unidade motora de contração rápida e fadiga rápida
FR	unidade motora de contração rápida e resistente à fadiga
GL	gastrocnêmio lateral
GM	gastrocnêmio medial
GTO	órgão tendinoso de Golgi
IN	interneurônio
ISI	intervalos entre disparos
JE	joelho estendido a 180°
JF	joelho flexionado a 90°
KA	ângulo do joelho
LEB	Laboratório de Engenharia Biomédica
MN	motoneurônio
MUAP	potencial de ação da unidade motora
MVC	contração voluntária máxima
PA	potencial de ação
S	unidade motora de contração lenta
SA	ângulo da articulação subtalar
SOL	sóleo

TA	tibial anterior
TS	tríceps sural
UM	unidade motora

Lista de Símbolos

a	sinal de ativação muscular
a_F	sinal de ativação das fibras tipo F
a_{MAX}	sinal de ativação máximo
a_S	sinal de ativação das fibras tipo S
A_{MUAP}	amplitude do MUAP
α	ângulo de penação
b	inclinação da reta em um gráfico em escala logarítmica
B	amortecimento do elemento viscoso
CV	coeficiente de variação
fl	relação força-comprimento
F	força
F^B	força no elemento viscoso
F^I	força no elemento inercial
F^M	força muscular
F_0^M	força máxima gerada pelo músculo
F_{MU}	força de uma unidade motora
F_{MU}^{MAX}	amplitude do abalo da unidade motora
F^{PE}	força no elemento elástico
F^T	força aplicada no tendão
F_{tet}	força tetânica de uma unidade motora
k^{PE}	elasticidade do componente elástico em paralelo
k^T	elasticidade do tendão
L^M	comprimento do músculo
L_0^M	comprimento ótimo do músculo
L^{MT}	comprimento do atuador músculo-tendíneo
L^{ST}	comprimento do tendão relaxado
L^T	comprimento do tendão
L^T	comprimento do tendão
M	momento gerado pelo músculo
M_M	massa do músculo

μ	média
r	coeficiente de correlação
R	braço-de-momento do músculo
σ	desvio padrão
t	tempo
T_c	tempo de subida
T_{hr}	tempo de descida
τ_c	parâmetro de escala de tempo
u	sinal de excitação neural
v_a^M	velocidade de alongamento da fibra muscular
v_e^M	velocidade de encurtamento da fibra muscular
v^M	velocidade da fibra muscular
V_{max}	velocidade máxima de contração da fibra muscular
v^{MT}	velocidade do atuador músculo-tendíneo

Sumário

1	Introdução	15
1.1	Tríceps Sural	15
1.2	Modelos de abalos	16
1.3	Simulador neuromuscular ReMoto	17
1.4	Variabilidade da força	19
1.5	Modelo da mecânica da contração muscular	25
1.6	Órgão tendinoso de Golgi	26
2	Objetivos	28
3	Uso de sinais de EMG como entrada para um modelo de contração	29
3.1	Modelo de contração muscular para simular a flexão plantar	29
3.2	Implementação do modelo de contração muscular para simular a flexão plantar	31
3.2.1	Contribuição de cada músculo do TS ao torque total	34
4	Uso dos instantes de disparo como entrada para um modelo de contração	36
4.1	Utilização dos instantes de disparo como entrada de um modelo de tipo Hill	37
4.1.1	Dedução das equações diferenciais do modelo	37
4.1.2	Obtenção do sinal de ativação muscular a a partir dos instantes de disparo das UMs	41
4.1.3	Parâmetros do modelo de contração	42
4.2	Um modelo de abalo alternativo	43

4.3	Reparametrização e alteração de modelos do ReMoto	43
4.3.1	Obtenção do valor da força durante a contração voluntária máxima	44
4.3.2	Parametrização dos abalos das unidades motoras	44
4.3.3	Alteração das amplitudes dos MUAPs no modelo de EMG	45
4.3.4	Alteração do modelo de limiar do motoneurônio	46
4.3.5	Mudança na saturação da força das unidades motoras	47
4.4	Simulações da variabilidade do torque em contrações isométricas	48
4.4.1	Influência do comando descendente na variabilidade da força	49
4.4.2	Influência do reflexo inibitório de aferentes Ib	53
4.4.3	Influência do modelo de abalo	54
4.4.4	Comparação dos eletromiogramas simulados com os obtidos experimentalmente	55
5	Discussão	57
5.1	Considerações finais	58
	Referências Bibliográficas	60
	Apêndice A – Obtenção dos valores dos braços-de-momento e dos comprimentos dos músculos	69
	Apêndice B – Dados experimentais disponíveis	72
B.1	Variabilidade do torque produzido pelo TS	72
B.2	Contribuição de cada músculo do TS ao torque total	74

1 Introdução

Quando um indivíduo tenta gerar uma força isométrica fixa, seja com músculos da mão, braço ou perna, a força exercida pelo membro não é constante, ela varia em torno do valor médio. Por exemplo, ao segurar um ovo com os dedos da mão, uma variação excessiva na força exercida pelos dedos pode resultar na queda do ovo ou na quebra do mesmo. Outro exemplo pode ser associado à postura ereta quieta, em que variações no torque exercido pelos flexores plantares levam a oscilações posturais, ao passo que uma variação muito grande no torque produzido pelo tríceps sural (TS) pode resultar em uma queda. Dessa forma, neste trabalho propõe-se estudar como a variabilidade do torque produzido pelo tríceps sural (TS) acontece e, particularmente, como cada músculo do TS contribui para essa variabilidade. Vale enfatizar que o termo variabilidade tem muitos significados, porém nesse trabalho, quando se mencionar variabilidade, deve-se entender como o desvio-padrão σ do torque. Esse estudo envolverá a utilização de dados coletados no Laboratório de Engenharia Biomédica (LEB) (MELLO, 2011) e a utilização de ferramentas computacionais. Nas seções seguintes serão apresentados alguns conceitos básicos que servirão de fundamentação para a metodologia proposta para esse estudo.

1.1 Tríceps Sural

O TS, visto na Fig. 1.1, é o principal responsável pela geração do torque de uma flexão plantar. É composto pelo sóleo (SOL), gastrocnêmio medial (GM) e pelo gastrocnêmio lateral (GL).

Como pode ser visto na Fig. 1.1, os três músculos têm um tendão em comum no calcanhar. O SOL tem o outro ponto de inserção na tíbia e na fíbula. O GM e o GL têm o outro ponto de inserção no fêmur.

Mais detalhes podem ser encontrados em Sobotta et al. (2006) e em Palastanga, Field e Soames (2006).

Figura 1.1: Músculos do TS (imagem obtida com o OpenSim)

1.2 Modelos de abalos

A propriedade contrátil básica de uma unidade motora (UM) - o conjunto de fibras musculares innervada por um único motoneurônio (MN) - é o abalo. O abalo é a força produzida pela UM em resposta a um único potencial de ação (PA) (ENOKA, 2008). Na Fig. 1.2 está um exemplo de abalo, estando também indicados a amplitude F_{MU}^{MAX} do abalo, o tempo de subida T_c , que é o intervalo de tempo que o abalo leva para atingir a força F_{MU}^{MAX} , e o tempo de descida T_{hr} , o intervalo de tempo que leva para o abalo atingir $F_{MU}^{MAX}/2$ após ter atingido a força máxima. Mais informações sobre abalos produzidos pelas UMs podem ser encontradas em Bear et al. (2006), Kandel, Schwartz e Jessell (2000) e Enoka (2008).

O modelo de abalo mais simples é a resposta impulsiva de um sistema de segunda-ordem criticamente amortecido, apresentado por Milner-Brown, Stein e Yemm (1973a) e Milner-Brown, Stein e Yemm (1973b). De acordo com esse modelo a força produzida por uma UM em resposta a um PA é:

$$F_{MU}(t) = \frac{F_{MU}^{MAX}t}{T_c} e^{(1-\frac{t}{T_c})} \quad (1.1)$$

Esse modelo é utilizado na maioria dos trabalhos que estimam forças musculares por meio de simulações computacionais (FUGLEVAND; WINTER; PATLA, 1993; YAO; FUGLE-

Figura 1.2: Exemplo de abalo com amplitude F_{MU}^{MAX} , tempo de subida T_c e tempo de descida T_{hr}

VAND; ENOKA, 2000; JONES; HAMILTON; WOLPERT, 2002; TAYLOR; CHRISTOU; ENOKA, 2003; HAMILTON; JONES; WOLPERT, 2004; MORITZ et al., 2005) .

O modelo de segunda-ordem, no entanto, apresenta o tempo de descida T_{hr} em torno de 1,7 vezes maior que o tempo de subida T_c (MILNER-BROWN; STEIN; YEMM, 1973a), enquanto o que se observa experimentalmente no TS é que T_{hr} é menor que T_c (TODD; GORMAN; GANDEVIA, 2004).

Existem outros tipos de modelo de abalo de UM, mais complexos mas que conseguem reproduzir melhor os resultados experimentais, como modelos não-lineares (RAIKOVA; ALADJOV, 2002) e soma de exponenciais (COGGSHALL; BEKEY, 1970). Porém o modelo de segunda-ordem normalmente é preferido por ser um modelo muito simples e que consegue reproduzir uma grande quantidade de observações experimentais.

1.3 Simulador neuromuscular ReMoto

O ReMoto é um simulador *web-based* da circuitaria da medula espinhal responsável pelo controle muscular (CISI, 2007; CISI; KOHN, 2008), que pode ser acessado livremente no endereço <http://remoto.leb.usp.br>. Foi desenvolvido em nosso laboratório em um trabalho de doutorado por Cisi (2007).

O ReMoto contém uma representação de quatro núcleos motores que comandam os músculos da perna (tibial anterior (TA), SOL, GM e GL). Essa estrutura básica do

ReMoto pode ser vista na Fig. 1.3.

Figura 1.3: Visão geral da estrutura do ReMoto (CISI; KOHN, 2008)

É possível configurar diferentes estímulos para esses núcleos motores. Os estímulos podem ser um comando descendente do encéfalo, corrente injetada nos neurônios ou estimulação elétrica nos nervos (Nervo Tibial e Nervo Fibular).

É possível alterar os parâmetros dos MNs, UMs, interneurônios (INs), sinapses e outros elementos do circuito neuronal. Na Fig. 1.4, como exemplo, é apresentado um diagrama mostrando todos os neurônios envolvidos no controle do SOL e do TA. No ReMoto é possível realizar simulações com todos ou apenas alguns desses elementos presentes, possibilitando simulações variadas. Os detalhes da modelagem dos componentes do simulador ReMoto podem ser encontrados em Cisi (2007) e Cisi e Kohn (2008).

Cada um dos músculos representados no ReMoto é composto de um número de UMs definido pelo usuário. Essas UMs são de três tipos diferentes: de contração lenta (S), de contração rápida e resistente à fadiga (FR) e de contração rápida e fadiga rápida (FF).

Quando um PA é gerado em um MN é gerado um abalo. O modelo de abalo empregado no ReMoto é uma resposta impulsiva de um sistema de segunda-ordem criticamente amortecido (MILNER-BROWN; STEIN; YEMM, 1973a, 1973b).

Na Fig. 1.5(a) é mostrado um exemplo da força gerada por apenas uma UM simulada no ReMoto com disparos a aproximadamente 13 Hz. Além do sinal da força, são fornecidos os sinais de eletromiograma (EMG) e os instantes de ativação da unidade motora, como pode ser observado na Fig. 1.5(b). Todos esses sinais também são fornecidos na forma de arquivos de texto, possibilitando assim que esses dados sejam processados externamente.

Figura 1.4: Diagrama dos neurônios envolvidos no controle dos músculos SOL e TA (ilustração gentilmente cedida por Leonardo Abdala Elias)

Em simulações em que múltiplas UMs são ativadas, pode-se obter do simulador os instantes de disparos de todas as UMs, como exemplificado na Fig. 1.6. Esses instantes de disparo podem ser gravados em arquivos de texto e serem usados externamente ao ReMoto.

Desde a publicação de Cisi e Kohn (2008), diversos novos modelos foram implementados no ReMoto pelos alunos do LEB. Entre eles estão modelos de fuso neuromuscular, órgão tendinoso de Golgi (GTO), dendrito ativo e processos aleatórios pontuais com intervalos tendo distribuição Gama.

1.4 Variabilidade da força

Variabilidade da força, visto de uma maneira abrangente, não é necessariamente algo prejudicial ao comportamento. A variabilidade de um movimento pode ser, por exemplo, uma maneira do corpo adquirir informação sobre si mesmo e sobre o ambiente em que se encontra (SLIFKIN; NEWELL, 1999). Nesse trabalho, entretanto, variabilidade da força tem um significado bem mais restrito, e todas as vezes em que o termo variabilidade for empregado a partir daqui, entenda-se desvio-padrão da força ou do torque($\sigma(F)$), ou uma grandeza derivada dele, o coeficiente de variação (CV).

Figura 1.5: (a)Exemplo da força gerada por uma UM no ReMoto (b)Sinais de EMG e instantes de disparo da UM

Figura 1.6: Instantes de disparos das UMs

A variabilidade é inevitável no comportamento motor de qualquer ser vivo, sendo que ela pode se originar de diferentes fontes: ruído sensorial, ruído celular e ruído motor (FAISAL; SELEN; WOLPERT, 2008).

Existem diversos fatores que influenciam na variabilidade da força muscular, como tipo de contração, músculo utilizado na tarefa, idade e atividades diárias do sujeito (YOSHITAKE et al., 2004).

A variabilidade da força em contrações isométricas, no sentido restrito usado nessa dissertação, normalmente é quantificada utilizando duas grandezas: o desvio padrão σ e o coeficiente de variação $CV = \sigma/\mu$ (com μ sendo a média da força) (ENOKA, 2008; ENOKA

et al., 2003).

Basicamente, são três mecanismos os responsáveis pela variabilidade da força gerada pelas fibras musculares (FAISAL; SELEN; WOLPERT, 2008). Primeiramente, mesmo que o MN dispare de modo perfeitamente periódico, acontecerá uma variação natural devido aos abalos não fundidos, como mostrado na Fig. 1.7(a). Segundo, os MNs estão sujeitos às mesmas fontes de ruído celular que qualquer neurônio, o que faz com que os PAs disparem mais irregularmente, fazendo com que a força produzida pelo MN varie mais, como pode ser visto na Fig. 1.7(b). E terceiro, cada abalo gerado por uma UM pode apresentar diferentes amplitudes e duração, o que faz com que a variabilidade da força produzida pela UM aumente.

Figura 1.7: (a) MN disparando de modo perfeitamente periódico e força gerada pela UM (b) MN disparando de modo não-periódico e força gerada pela UM

Adicionalmente, a sincronização dos disparos de diferentes UMs de um mesmo músculo é um fator de influência na variabilidade da força, quanto maior a sincronização das UMs, maior será a variabilidade da força produzida pelo músculo (YAO; FUGLEVAND; ENOKA, 2000). Isso acontece porque com o aumento da sincronização dos disparos, os picos e os vales da força de cada UM tendem a ocorrer no mesmo instante, o que provoca uma maior variação da força total. Na Fig. 1.8, onde estão resultados de duas simulações feitas no ReMoto, pode-se observar esse efeito. Percebe-se facilmente que a força mostrada na Fig. 1.8(a) tem uma variabilidade menor ($\sigma = 1,60$) que a da força mostrada na Fig. 1.8(b) ($\sigma = 2,33$). Esse resultado se deu porque a sincronização dos disparos da Fig. 1.8(b) é maior que no caso da Fig. 1.8(a), como se pode perceber pelos instantes de disparos das duas UMs (no caso da Fig. 1.8(b), as duas UMs disparam ao mesmo tempo).

Harris e Wolpert (1998) e Hamilton e Wolpert (2002) propuseram um modelo de controle ótimo do movimento que supõe que exista um ruído no comando motor que tem seu desvio-padrão aumentando linearmente com o aumento da intensidade do comando

Figura 1.8: (a) Duas UMs com baixa sincronização ($\sigma = 1,60$) (b) Duas UMs com alta sincronização ($\sigma = 2,33$)

motor. No entanto, eles não especificaram o que seria o sinal de controle, o que dificultou a verificação desse modelo de controle experimentalmente (STEIN; GOSSEN; JONES, 2005). Diversos trabalhos (JONES; HAMILTON; WOLPERT, 2002; HAMILTON; JONES; WOLPERT, 2004; KEENAN; VALERO-CUEVAS, 2007) mostraram que o desvio padrão da força gerada segue uma proporção aproximadamente linear com a média da força gerada em diversas porcentagens diferentes da contração voluntária máxima (MVC) durante contrações isométricas. Esses estudos foram feitos em contrações que utilizam apenas um músculo, como por exemplo o flexor longo do polegar. O resultado experimental que tem sido encontrado é que a variabilidade da força tem uma relação linear com a média da força, ou seja:

$$\sigma(F) = k\mu(F)^b \quad (1.2)$$

onde F é a força desenvolvida pelo músculo, k é uma constante de proporcionalidade entre σ e μ e b é o expoente de μ com $b = 1$ (relação linear).

Aplicando logaritmo dos dois lados da relação, tem-se:

$$\log[\sigma(F)] = \log[k\mu(F)^b] \longrightarrow \log[\sigma(F)] = \log(k) + b \log[\mu(F)] \quad (1.3)$$

Portanto, numa escala logarítmica a inclinação b da reta se aproxima de 1 quando a relação se aproxima de uma relação linear. A utilização da escala logarítmica é útil pois muitas vezes utilizando uma escala linear para plotar o gráfico, não é possível verificar se a relação entre $\sigma(F)$ e $\mu(F)$ é linear ou não. Isso pode ser visto na Fig. 1.9, de Jones, Hamilton e Wolpert (2002). Na Fig. 1.9(a), tanto uma função linear quanto uma

função raiz quadrática se ajustam bem aos dados. Com os mesmos dados em uma escala logarítmica, mostrados na Fig. 1.9(c), se conclui facilmente que a relação segue uma raiz quadrada, já que a inclinação b da reta se aproxima de 0,5. Já na Fig. 1.9(b), uma função linear se ajusta bem aos dados, o que pode ser visto melhor em uma escala logarítmica, mostrada na Fig. 1.9(d), na qual a inclinação b da reta se aproxima de 1.

Figura 1.9: (a) Relação quadrática entre $\sigma(F)$ e $\mu(F)$ mostrada em escala linear (b) Relação linear entre $\sigma(F)$ e $\mu(F)$ mostrada em escala linear (c) Relação quadrática entre $\sigma(F)$ e $\mu(F)$ mostrada em escala logarítmica (d) Relação linear entre $\sigma(F)$ e $\mu(F)$ mostrada em escala logarítmica; (JONES; HAMILTON; WOLPERT, 2002)

A fonte dessa relação linear está em como o recrutamento das UMs acontece, seguindo o princípio do tamanho (HENNEMAN, 1957; MILNER-BROWN; STEIN; YEMM, 1973c). Bem simplificada, tal princípio diz que as UMs são recrutadas por ordem de tamanho, da menor para a maior. Assim as UMs que geram menos força são recrutadas antes daquelas que geram mais força (GUSTAFSSON; PINTER, 1985). Dessa maneira, inicialmente são recrutadas UMs que geram baixa força e conseqüentemente geram baixa variabilidade. Conforme são recrutadas UMs que geram força maior, a variabilidade da força produzida por essas UMs naturalmente será maior (STEIN; GOSSEN; JONES, 2005).

Essa influência do recrutamento na relação entre a variabilidade e a média da força

foi demonstrada pelo uso de simulações computacionais feitas por Jones, Hamilton e Wolpert (2002), onde é utilizado o modelo de recrutamento de UMs e geração de força de Fuglevand, Winter e Patla (1993). Na Fig. 1.10 estão alguns resultados desse trabalho. Na Fig. 1.10(a) está mostrada a influência da diferença entre a força produzida pelas diferentes UMs. Quando as UMs produzem forças praticamente iguais entre uma e outra, ou seja, quando a faixa de forças dos abalos é baixa, o parâmetro b não se aproxima de 1, ou seja, a relação entre $\sigma(F)$ e $\mu(F)$ não é linear. Na Fig. 1.10(b) está mostrada a influência da faixa de limiar de recrutamento das UMs. Quando todas as UMs são recrutadas próximas umas das outras o parâmetro b fica distante de 1, ou seja, a relação entre $\sigma(F)$ e $\mu(F)$ não é linear. Na Fig. 1.10(c) está mostrada a influência da ordem de recrutamento das UMs no parâmetro b . O parâmetro b só se aproxima de 1 quando o recrutamento é feito de maneira ordenada. Quando o recrutamento é feito em ordem reversa ou de forma aleatória, a relação entre $\sigma(F)$ e $\mu(F)$ fica muito distante de 1.

Figura 1.10: (a) Dependência do parâmetro b da faixa de força de abalos das UMs (b) Dependência do parâmetro b da faixa de limiar de recrutamento das UMs (c) Dependência do parâmetro b na ordem de recrutamento das UMs ($\triangle$ Recrutamento reverso, $\square$ Recrutamento aleatório, $\circ$ Recrutamento ordenado); (JONES; HAMILTON; WOLPERT, 2002)

A variabilidade da taxa de disparo se mostrou um outro fator determinante para que a variação nas flutuações de força produzidas por um músculo tenha esse comportamento linear em relação às médias das forças (MORITZ et al., 2005). Nesse trabalho, foi mostrado que o CV do intervalo entre disparos decai com o aumento da força gerada, e a existência desse comportamento contribui significativamente para a relação entre a variabilidade e a média da força ser linear.

Quanto ao TS, o único trabalho encontrado especificando a relação linear entre a variabilidade e a média da força foi Shinohara et al. (2006), que mostrou que em contrações de 2,5% a 10% da MVC, o desvio padrão do torque gerado durante uma flexão plantar também aumenta de modo aproximadamente linear com o torque total gerado. Dados

obtidos localmente, descritos em Mello e Kohn (2009a), Mello e Kohn (2009b), Mello (2011) e Mello, Magalhaes e Kohn (2011), descritos no Apêndice B, mostraram que esse comportamento linear também ocorre de 10% a 80% da MVC.

1.5 Modelo da mecânica da contração muscular

Desde a apresentação do modelo para simular a mecânica da contração muscular por Hill (1938), Wilkie (1956) e Ritchie e Wilkie (1958), muitos trabalhos foram apresentados utilizando variações desses modelos (BUCHANAN et al., 2004; CHENG; BROWN; LOEB, 2000; DING; WEXLER; BINDER-MACLEOD, 2002; ERDEMIR et al., 2007; INBAR; ADAM, 1976; LLOYD; BESIER, 2003; MANAL et al., 2002; WEXLER; DING; BINDER-MACLEOD, 1997; WINTERS; STARK, 1985).

O modelo da contração muscular que será usado neste trabalho tem como ponto de partida o modelo utilizado em Menegaldo e Oliveira (2009), que consiste em uma modificação do modelo encontrado em Zajac (1989), e está mostrado na Fig 1.11. Resumidamente, o modelo consiste em um elemento contrátil C , um elemento elástico k^{PE} e um elemento viscoso B paralelos e um elemento elástico k^T , representando o tendão do músculo.

Figura 1.11: Modelo da dinâmica da contração muscular (adaptado de Menegaldo e Oliveira (2009))

O modelo de Menegaldo e Oliveira (2009) tem como entrada o sinal de ativação u neural, que representa a excitação neural que chega no músculo, normalmente estimado pela envoltória de um sinal de EMG de superfície. O sinal u passa pela dinâmica de ativação, que representa o processo de geração da despolarização da membrana muscular com a chegada de um PA (MENEGALDO, 2001), gerando assim o sinal de ativação do músculo a . Esse sinal passa pela dinâmica de contração e tem como saída o sinal da força

F^T produzida pelo músculo (Fig. 1.12).

Figura 1.12: Visão geral do modelo da contração muscular

Porém, como será mostrado adiante, esse modelo com o sinal de ativação estimado a partir da envoltória do EMG não consegue reproduzir os dados experimentais de variabilidade de força, tendo sido necessário realizar modificações no modelo.

Mais detalhes desse modelo podem ser encontrados em Menegaldo e Oliveira (2009).

1.6 Órgão tendinoso de Golgi

O órgão tendinoso de Golgi, usado a seguir com a sigla em inglês GTO, é um mecanoreceptor que monitora a força realizada pelo músculo (JAMI, 1992; LIN; CRAGO, 2002). Os GTOs enviam informações ao sistema nervoso central a respeito da força que o músculo correspondente àquele GTO está exercendo. O GTO inerva as fibras aferentes Ib e participa de diversos mecanismos de reflexo, como o reflexo inibitório (KANDEL; SCHWARTZ; JESSELL, 2000).

Em uma versão mais recente do ReMoto, está implementado o modelo de GTO apresentado em Lin e Crago (2002). Esse modelo consiste em três componentes. O primeiro é uma não-linearidade estática:

$$R_{gn} = G_g \ln (F^T/G_f + 1) \quad (1.4)$$

com $G_g = 60$ impulsos/s e $G_f = 4$ N constantes e F^T a força sentida pelo tendão do músculo.

O segundo componente é uma dinâmica linear:

$$H_g(s) = \frac{40(1,7s^2 + 2,58s + 0,4)}{s^2 + 2,2s + 0,4} = \frac{R_{gf}(s)}{R_{gn}(s)} \quad (1.5)$$

onde s é a variável complexa da transformada de Laplace. A saída desse sistema passa por outra não-linearidade estática, que tem como função não deixar com que a saída do modelo de GTO seja negativa:

$$R_{gt} = \begin{cases} R_{gf} & \text{se } R_{gf} > 0 \\ 0 & \text{se } R_{gf} \leq 0 \end{cases} \quad (1.6)$$

2 Objetivos

Este trabalho tem como objetivo geral:

Verificar a possibilidade de reproduzir dados de variabilidade do torque do TS humano utilizando simulação computacional.

Como objetivos específicos estão:

1. Verificar se modelo de contração muscular tipo Hill ativado por EMG reproduz variabilidade do torque do TS humano.
2. Verificar a aplicabilidade do simulador neuromuscular ReMoto (CISI; KOHN, 2008) a estudos de seres humanos, tendo como base a geração de força isométrica.
3. Sugerir alterações nos valores de certos parâmetros do ReMoto para melhorar sua aplicabilidade a seres humanos e sugerir a alteração em alguns dos modelos matemáticos adotados no simulador.
4. Utilizar o simulador ReMoto no estudo da variabilidade do torque gerado pelo TS.

3 Uso de sinais de EMG como entrada para um modelo de contração

O estudo da variabilidade do torque exercido pelo TS durante uma flexão plantar será baseado principalmente em dados experimentais obtidos no LEB, apresentados em Mello e Kohn (2009a), Mello e Kohn (2009b), Mello (2011), e Mello, Magalhaes e Kohn (2011) (alguns desses resultados são descritos no Apêndice B). Parte desses dados consiste em sinais de EMG de superfície dos três músculos do TS coletados enquanto os sujeitos realizavam uma flexão plantar, com joelho estendido (JE) e com joelho flexionado (JF). Esses sinais serão utilizados como entrada de um modelo de contração muscular, do mesmo tipo do desenvolvido por Hill (1938) (conforme apresentado em Menegaldo e Oliveira (2009)) e assim poderá se estudar a contribuição de cada músculo do TS ao torque total. Os resultados obtidos nesse capítulo foram apresentados resumidamente em Watanabe e Kohn (2011).

3.1 Modelo de contração muscular para simular a flexão plantar

Com o intuito de simular a flexão plantar, foi implementado o modelo apresentado em Menegaldo e Oliveira (2009) para cada um dos três músculos do TS. Uma visão geral do modelo do TS é vista na Fig. 3.1.

Na Fig. 3.1, os blocos que recebem as entradas u são o modelo de contração da Seção 1.5. Os parâmetros utilizados são os mesmos utilizados em Menegaldo e Oliveira (2009) e apresentados em Hoy, Zajac e Gordon (1990) e Schutte, Rodgers e Zajac (1993). Esses valores são apresentados na Tab. 3.1. A força F^T gerada por esse modelo é multiplicada pelo braço-de-momento de cada músculo, resultando no momento M . Os valores dos braços-de-momento R foram calculados utilizando equações apresentadas por Menegaldo,

Figura 3.1: Modelo de geração de torque do TS

Fleury e Weber (2004), que são explicadas no Âpêndice A.

As entradas u foram estimadas a partir dos sinais de EMG obtidos experimentalmente, descritos no Apêndice B. Esses sinais foram filtrados por um filtro passa-banda de 10 Hz a 500 Hz, retificados, filtrados por um filtro de Butterworth de 3^a ordem com fase-zero, passa-baixa com frequência de corte em 2 Hz e normalizados em relação à média da envoltória do EMG na MVC. Um exemplo desse sinal está na Fig. 3.2.

Figura 3.2: Exemplo do sinal u obtido após o processamento do EMG

Tabela 3.1: Parâmetros utilizados no modelo para simulação da flexão plantar

Parâmetros	SOL	GM	GL
L_0^M (m)	0,03	0,045	0,064
B (N.s/m)	225	225	225
k^{PE} (N/m)	1500	1500	1500
α (°)	25	17	8
L^{ST} (m)	0,268	0,408	0,385
τ_c (s)	0,1	0,1	0,1
F_0^M (N)	2839	1113	488

(HOY; ZAJAC; GORDON, 1990; SCHUTTE; RODGERS; ZAJAC, 1993)

Tabela 3.2: Valores de R e L^{MT} para JE e JF em metros

Parâmetros	JE	JF
R_{SO}	0,0413	0,0413
R_{GM}	0,0418	0,0418
R_{GL}	0,0429	0,0429
L_{SO}^{MT}	0,2907	0,2907
L_{GM}^{MT}	0,4511	0,4275
L_{GL}^{MT}	0,4481	0,4238

Como a força máxima exercida pelos músculos é um dos parâmetros mais sensíveis nos modelos de Hill (SCOVIL; RONSKY, 2006), os parâmetros F_0^M são normalizados de acordo com o torque obtido experimentalmente em MVC disponível para cada sujeito.

Nessa análise serão usadas duas posições para o ângulo do joelho (KA) (com o ângulo do tornozelo (AA) fixo em 0 graus): JE, correspondendo a KA=0° e JF, correspondendo a KA=-90°. Os valores de braço-de-momento e comprimento do músculo para essas duas posições do joelho, obtidos utilizando as equações apresentadas no Apêndice A estão na Tab. 3.2.

3.2 Implementação do modelo de contração muscular para simular a flexão plantar

Foi implementado em Matlab o modelo descrito na Seção 3.1. Um exemplo de torque previsto por esse modelo é visto na Fig. 3.3.

Como pode ser visto pela Fig. 3.3, a média do torque gerado pelo modelo é próxima da média do torque obtido experimentalmente. A variabilidade, no entanto, é muito

Figura 3.3: Exemplo do torque previsto pelo modelo comparado com o torque obtido experimentalmente

maior para o torque do modelo. Isso pode ser visto nas Fig. 3.4, Fig. 3.5 e Fig. 3.6. Na Fig. 3.4 são mostrados os torques durante a MVC em N.m. Nas Fig. 3.5 e Fig. 3.6 são apresentadas as médias da média (Fig.3.5) e do desvio padrão (Fig. 3.6) dos torques normalizados (% MVC). Nas três figuras, os dados são de uma flexão plantar com JE e com JF obtidos experimentalmente e utilizando esse modelo para 11 sujeitos em MVC (Fig.3.4) e 8 níveis de torque diferentes.

Na Fig. 3.4 são mostrados os valores de torque máximo em N.m obtidos experimentalmente e através do modelo, com JE e JF. A relação entre os dois valores segue aproximadamente uma reta para os dois casos com $r = 0,9942$ para JE e $r = 0,9994$ para JF.

A relação entre as porcentagens medidas e as encontradas pelo modelo, mostradas na Fig. 3.5, segue aproximadamente uma reta para as duas posições de joelho, com coeficiente de correlação $r = 0,9953$ para JE e $r = 0,9997$ para JF. As estimativas de torque nos níveis mais baixos estão ligeiramente maiores que os valores obtidos experimentalmente, principalmente na condição JF. Talvez seja necessário realizar algum tipo de ajuste nos sinais de ativação, como o feito por Manal e Buchanan (2003), para obter resultados mais

Figura 3.4: (a) Torques durante a MVC (N.m) obtidos experimentalmente e com o modelo para JE ($r = 0,9942$) (b) Torques durante a MVC (N.m) obtidos experimentalmente e com o modelo para JF ($r = 0,9994$)

precisos.

Figura 3.5: (a) Médias dos torques experimental e do modelo ($r = 0,9953$) para JE (b) Médias dos torques experimental e do modelo ($r = 0,9997$) para JF

Na Fig. 3.6, percebe-se que a relação entre σ e μ obtidos através do modelo ($\sigma(M) = 0,05906\mu(M) - 0,10991$ no caso de JE e $\sigma(M) = 0,081775\mu(M) - 0,59978$ no caso de JF) é uma reta com inclinação consideravelmente maior que a reta obtida dos dados experimentais ($\sigma(M) = 0,012276\mu(M) + 0,33048$ no caso de JE e $\sigma(M) = 0,013803\mu(M) + 0,26146$ no caso de JF).

Esse resultado mostra que esse modelo é muito bom para estimar o torque médio produzido durante uma flexão plantar. No entanto, para o estudo da variabilidade do torque, o modelo apresentado em Menegaldo e Oliveira (2009), não é adequado. Na verdade existem indícios que esse tipo de modelo não é adequado para o estudo da variabilidade

Figura 3.6: (a) Desvio padrão dos torques experimental e do modelo para JE (b) Desvio padrão dos torques experimental e do modelo para JF

de contrações isométricas (BOBET; STEIN, 1998; SELEN; BEEK; DIEEN, 2005; RAIKOVA; ALADJOV, 2005). Isso provavelmente é resultado de o sinal de EMG não conter informações sobre recrutamento das UMs (FARINA, 2008) e não ser um bom estimador do sinal de ativação u (FARINA; MERLETTI; ENOKA, 2004; FARINA et al., 2010).

3.2.1 Contribuição de cada músculo do TS ao torque total

Um dado que pode ser estimado utilizando esse modelo e que não é possível de ser obtido experimentalmente é a contribuição de cada um dos três músculos do TS ao torque total. Na Fig. 3.7 pode ser observado um exemplo de estimativa dos torques gerados pelos SOL, GM e GL.

Utilizando dados dos mesmos 11 sujeitos, foi feita uma estimativa da participação de cada músculo no torque total, em 8 diferentes níveis de torque, com JE e JF, mostrados na Fig. 3.8.

Na Fig. 3.8(a) é possível ver que para JE o SOL tem a maior participação no torque total, seguido do GM e depois do GL. Para o caso de JF a participação do GM e do GL cai muito. Na Tab. 3.3 estão as contribuições médias dos músculos do TS no torque total nas duas posições do joelho. Os resultados obtidos para JE estão de acordo com os obtidos por Oliveira e Menegaldo (2010b), mostrados no Apêndice B.

Esses resultados são explicados pelo fato de que com JF, os comprimentos do GM e do GL diminuem enquanto o comprimento do SOL permanece inalterado (notar na Fig. 1.1 que só o GM e o GL dependem do ângulo do joelho), fazendo com que a relação força-comprimento (Seção 4.1) desses músculos tenham valores menores (SHINOHARA et

Figura 3.7: Exemplo de torques estimados total e do SOL, GM e GL

(a)

(b)

Figura 3.8: (a) Contribuição de cada músculo ao torque total durante uma flexão plantar com JE (b) Contribuição de cada músculo ao torque total durante uma flexão plantar com JF

Tabela 3.3: Estimativas das contribuições médias (%) dos músculos do TS para JE e JF

Músculo	JE	JF
SOL	61	84
GM	25	7
GL	13	9

al., 2006). Além disso, o nível de ativação desses músculos diminui (Apêndice B). Esses dois fatores resultam em uma queda grande na contribuição do GM e do GL no torque total.

4 Uso dos instantes de disparo como entrada para um modelo de contração

Como foi mostrado no Cap. 3, o modelo de Menegaldo e Oliveira (2009) não é próprio para estudar a variabilidade em contrações isométricas. Entretanto, como mostrado na Seção 1.4, parece que considerar o comportamento das UMs individualmente é importante para o estudo da variabilidade do torque. Considerando isso, propõe-se a utilização do simulador ReMoto (apresentado na Seção 1.3), que disponibiliza os instantes de disparos de cada UM, para analisar o comportamento das UMs dos músculos do TS de forma individual. Isso se fundamenta na observação feita por Farina et al. (2010) de que a envoltória do EMG não acompanha a média dos disparos da UM, exemplificada na Fig. 4.1.

Figura 4.1: (a) Sinal de força (—) e média de disparos (—) da UM (b) Envoltória do EMG (—) e média de disparos (—) da UM (FARINA et al., 2010)

Como se pode observar na Fig. 4.1(a), o sinal da força acompanha o sinal de média móvel dos disparos enquanto na Fig. 4.1(b) a envoltória do EMG não acompanha esse sinal, o que indica que a envoltória do EMG não é um bom estimador do sinal de ativação.

Nesse capítulo é desenvolvida, na Seção 4.1, uma modificação do modelo de contração

do tipo Hill de Menegaldo e Oliveira (2009), que tem como entrada um sinal obtido a partir dos disparos individuais das UMs e não mais a envoltória de um sinal de EMG. Para gerar esse sinal de entrada é utilizado, primeiramente, o modelo de segunda-ordem criticamente amortecido, da mesma forma que em Cisi e Kohn (2008). Em um segundo momento é utilizado um outro modelo, apresentado na Seção 4.2, para gerar o sinal de entrada do modelo de Hill modificado, o modelo de Raikova e Aladjov (2002). Os dois modelos para gerar o sinal de entrada do modelo de Hill, resultaram em torques consideravelmente próximos dos encontrados experimentalmente por Mello (2011), sendo que o modelo de Raikova e Aladjov (2002) apresentou resultados ligeiramente melhores (resultados mostrados na Seção 4.4). Antes dessas simulações serem realizadas, foi necessário realizar mudanças em alguns parâmetros e modelos contidos no ReMoto, descritas na Seção 4.3, para que o simulador representasse melhor o comportamento humano. Além do torque, também foram comparados os sinais de EMG obtidos pelas simulações com os dados experimentais de Mello (2011). Os sinais de EMG obtidos nas simulações, mostrados na Seção 4.4, também se mostraram condizentes com os dados experimentais.

4.1 Utilização dos instantes de disparo como entrada de um modelo de tipo Hill

Como mostrado no Cap.3, utilizar o sinal de EMG para estimar o sinal de ativação não consegue reproduzir a variabilidade da força gerada por um músculo. Com isso, o modelo de Menegaldo e Oliveira (2009) foi modificado para utilizar os instantes de disparo para gerar o sinal de ativação, diferenciando fibras do tipo S e fibras do tipo F. A dinâmica da contração (Fig. 4.2) consiste em dois elementos contráteis C_S e C_F ao invés de um, representando, respectivamente, o comportamento ativo das fibras lentas e das rápidas, um elemento elástico k^{PE} e um elemento amortecedor B , representando o comportamento passivo do músculo. Além disso, o modelo possui um elemento elástico em série k^T representando o comportamento elástico do tendão. Foi acrescentado também um elemento inercial M_M , com o intuito de deixar o modelo numericamente estável (MILEUSNIC et al., 2006).

4.1.1 Dedução das equações diferenciais do modelo

Aqui são desenvolvidas as deduções das equações diferenciais do modelo de contração muscular mostrado na Fig. 4.2.

Figura 4.2: Modelo da dinâmica da contração muscular

Neste modelo, os símbolos assinalados com $\sim$ indicam que aquela grandeza (tanto do músculo quanto do tendão) foi normalizada em relação à força máxima F_0^M , comprimento ótimo L_0^M e parâmetro de escala de tempo τ_c da seguinte forma: $\tilde{B} = \frac{BL_0^M}{F_0^M\tau_c}$, $\tilde{M}_M = \frac{M_M L_0^M}{F_0^M\tau_c^2}$, $\tilde{k} = \frac{kL_0^M}{F_0^M}$, $\tilde{L} = \frac{L}{L_0^M}$ e $\tilde{t} = \frac{t}{\tau_c}$.

O ponto de partida é o modelo de contração de Menegaldo e Oliveira (2009), apresentado na Seção 1.5. Entretanto, muitas modificações foram feitas para que o modelo servisse ao propósito do trabalho.

Uma das modificações em relação ao modelo de Menegaldo e Oliveira (2009) é a separação entre as fibras de contração lenta (tipo S) e de contração rápida (tipo F), sendo que para isso foi utilizada a curva força-velocidade da mesma forma que em Brown, Cheng e Loeb (1999), com os parâmetros disponibilizados em Cheng, Brown e Loeb (2000). Para isso são obtidos dois sinais de ativação: a_s e a_f , com $0 \leq a_s + a_f \leq 1$.

Outra modificação feita foi o acréscimo de uma massa ao modelo, com o intuito de tornar o sistema numericamente estável (BROWN; SCOTT; LOEB, 1996; MILEUSNIC et al., 2006). Essa massa não tem, necessariamente, relação com a massa real do músculo. O valor da massa do modelo é o valor mínimo necessário para deixar o modelo estável (MILEUSNIC et al., 2006).

Observando a Fig. 4.2, vê-se que o comprimento do sistema músculo-tendão é:

$$\tilde{L}^M \cos \alpha + \tilde{L}^T = \tilde{L}^{MT} \quad (4.1)$$

O comportamento mecânico do elemento contrátil depende de duas relações: relação força-comprimento e relação força-velocidade, mostradas nas superfícies na Fig. 4.3, obtidas de Cheng, Brown e Loeb (2000).

Figura 4.3: (a) Superfície força-comprimento-velocidade para fibras tipo S (b) Superfície força-comprimento-velocidade para fibras tipo F (CHENG; BROWN; LOEB, 2000)

Neste trabalho, a relação força-comprimento fl é aproximada pela relação abaixo, da forma como é utilizada em Menegaldo e Oliveira (2009):

$$fl = 4,4930\tilde{L}^{M5} - 13,990\tilde{L}^{M4} + 12,884\tilde{L}^{M3} - 2,5336\tilde{L}^{M2} + 0,166673\tilde{L}^M + 0,0011769 \quad (4.2)$$

A relação força-velocidade é aproximada por uma equação para contrações em que as fibras musculares se encurtam ($v_e^M \geq 0$) e por outra equação para contrações em que as fibras musculares aumentam de tamanho ($v_e^M < 0$) (BROWN; CHENG; LOEB, 1999), sendo que os parâmetros dessas equações diferem para os elementos C_S e C_F e estão na Tab. 4.1:

- $\tilde{v}_e^M \geq 0$

A relação força-velocidade para $\tilde{v}_e^M \geq 0$ é descrita pela seguinte equação:

$$\tilde{F}^M = \frac{afl(V_{max}\tau_c + \tilde{v}_e^M)}{V_{max}\tau_c - (c_{v0} + c_{v1}\tilde{L}^M)\tilde{v}_e^M} \quad (4.3)$$

- $\tilde{v}_e^M < 0$

A relação força-velocidade para $\tilde{v}_e^M < 0$ é descrita pela seguinte equação:

$$\tilde{F}^M = \frac{afl \left[b_v\tau_c + (a_{v0} + a_{v1}\tilde{L}^M + a_{v2}\tilde{L}^{M2})\tilde{v}_e^M \right]}{b_v\tau_c - \tilde{v}_e^M} \quad (4.4)$$

Nas Eq. (4.3) e Eq. (4.4) a é o sinal de ativação, $\tilde{v}_e^M$ é a velocidade de encurtamento e τ_c é o parâmetro de escala de tempo. Os demais parâmetros foram obtidos por Cheng,

Brown e Loeb (2000) por ajustes baseados em dados experimentais e seus valores estão na Tab. 4.1.

Tabela 4.1: Parâmetros utilizados nas curvas força-velocidade

Parâmetros	Fibras S	Fibras F
V_{max}	-7,88	-9,15
a_{v0}	-4,7	-1,53
a_{v1}	8,41	0
a_{v2}	-5,34	0
b_v	0,35	0,69
c_{v0}	5,88	-5,7
c_{v1}	0	9,18

(CHENG; BROWN; LOEB, 2000)

A força no tendão $\tilde{F}^T$ é dada por:

$$\tilde{F}^T = \cos \alpha \left(\tilde{F}^{PE} + \tilde{F}^B + \tilde{F}_S^M + \tilde{F}_F^M + \tilde{F}^I \right) \quad (4.5)$$

No elemento elástico em paralelo, de comportamento linear, aplica-se a Lei de Hooke, obtendo-se:

$$\tilde{F}^{PE} = -\tilde{k}^{PE} \Delta \tilde{L}^M \quad (4.6)$$

em que a deformação do elemento contrátil é:

$$\Delta \tilde{L}^M = \tilde{L}^M - 1 \quad (4.7)$$

A força no elemento viscoso é calculada por:

$$\tilde{F}^B = -\tilde{B} \tilde{v}_e^M \quad (4.8)$$

A força no elemento inercial é:

$$\tilde{F}^I = -\tilde{M}_M \dot{\tilde{v}}_e^M \quad (4.9)$$

Substituindo a Eq. (4.3), Eq. (4.6) e Eq. (4.8) na Eq. (4.5), chega-se a:

$$\dot{\tilde{v}}_e^M = \frac{\cos \alpha \left(\tilde{F}^{PE} + \tilde{F}^B + \tilde{F}_S^M + \tilde{F}_F^M \right) - \tilde{F}^T}{\tilde{M}_M \cos \alpha} \quad (4.10)$$

O comprimento do músculo $\tilde{L}^M$ é calculado integrando-se a velocidade encontrada (notando que a velocidade de encurtamento $\tilde{v}_e^M$ é o negativo da velocidade do músculo $\tilde{v}^M$):

$$\dot{\tilde{L}}^M = -\tilde{v}_e^M \quad (4.11)$$

A partir de modelagem baseada em dados experimentais Brown, Scott e Loeb (1996) encontraram a seguinte relação entre o comprimento do músculo $\tilde{L}^M$ (obtido resolvendo as equações diferenciais (4.10) e (4.11)) e a força no tendão $\tilde{F}^T$:

$$\tilde{F}^T = \tilde{k}^T c^T \ln \left[\exp \left(\frac{\tilde{L}^{MT} - \tilde{L}^M - \tilde{L}_r^T}{c^T} \right) + 1 \right] \quad (4.12)$$

em que os parâmetros $\tilde{k}^T = \frac{37,5}{\tilde{L}^{ST}}$, $\tilde{L}_r^T = 1,015\tilde{L}^{ST}$ e c^T são ajustados para que $\tilde{F}^T = 1$ quando $\frac{\tilde{L}^T - \tilde{L}^{ST}}{\tilde{L}^{ST}} = 0,033$ (ZAJAC, 1989).

4.1.2 Obtenção do sinal de ativação muscular a a partir dos instantes de disparo das UMs

O processo de obtenção dos sinais a a partir dos instantes de disparo das UMs está exposto na Fig. 4.4, utilizando o mesmo modelo de segunda-ordem de Cisi e Kohn (2008) para gerar força isométrica, já que em modelos tipo Hill a força isométrica do músculo é uma medida do sinal de ativação (ZAHALAK, 1986).

Na Fig. 4.4, as entradas $e_{Si}(t)$ e $e_{Fi}(t)$ são sinais que indicam os instantes de disparo da UM i , tanto das UMs tipo S quanto das tipo F. O segundo bloco é o gerador de abalo, nesse caso um sistema de segunda-ordem criticamente amortecido. Vale notar que essa dinâmica é diferente para cada UM, levando em conta o tempo de contração T_c da UM. O sinal de saída do gerador de abalos passa por uma saturação, o terceiro bloco no diagrama. Essa saturação será descrita a seguir. O sinal saturado é multiplicado pela força tetânica F_{tet} , também diferente para cada UM. Após isso, o sinal de cada UM tipo S e cada UM tipo F é somado gerando um único sinal para cada tipo de UM. Esse sinal é então dividido pela ativação máxima a_{MAX} , obtido na situação em que se encontra a MVC

Figura 4.4: Processo de obtenção dos sinais $a_S(t)$ e $a_F(t)$ utilizando os instantes de disparo das UMs

do músculo, conforme explicado a seguir na subseção 4.3.1, gerando assim os sinais de ativação para os dois tipos de UM a_S e a_F .

4.1.3 Parâmetros do modelo de contração

Na Tab. 4.2 estão os parâmetros utilizados neste modelo.

Tabela 4.2: Parâmetros utilizados no modelo para simulação da flexão plantar

Parâmetros	SOL	GM	GL
L_0^M (m)	0,03	0,045	0,064
B (N.s/m)	225	225	225
k^{PE} (N/m)	1500	1500	1500
α (°)	25	17	8
L^{ST} (m)	0,268	0,408	0,385
τ_c (s)	0,1	0,1	0,1
F_0^M (N)	2839	1113	488
M_M (kg)	1,5	0,247	0,138

(HOY; ZAJAC; GORDON, 1990; SCHUTTE; RODGERS; ZAJAC, 1993; CHENG; BROWN; LOEB, 2000; OLIVEIRA; MENEGALDO, 2010a)

Os parâmetros da Tab. 4.2, com exceção das massas M_M dos músculos são os mesmos

do modelo utilizado no Cap. 3. Quanto à massa, primeiramente fez-se uma estimativa utilizando o volume (OLIVEIRA; MENEGALDO, 2010a) e a densidade (CHENG; BROWN; LOEB, 2000) dos músculos. No entanto, para o SOL, o valor encontrado resultava em instabilidade numérica durante contrações de intensidade alta. Com isso foi necessário utilizar um valor maior para esse músculo. Para o GM e o GL, os valores encontrados utilizando o volume e a densidade dos músculos foram satisfatórios. Os valores utilizados estão na Tab. 4.2.

4.2 Um modelo de abalo alternativo

Com o modelo de abalo de segunda-ordem com amortecimento crítico não é possível especificar simultaneamente o tempo de subida T_c e o tempo de descida T_{hr} do abalo, o que não permite que esse modelo reproduza o comportamento temporal de um abalo do TS observado experimentalmente (TODD; GORMAN; GANDEVIA, 2004; DALTON et al., 2009). Dessa forma decidiu-se implementar um modelo de abalo de UM alternativo que consiga reproduzir essas características encontradas experimentalmente. Esse modelo pode ser usado como alternativa ao modelo de segunda-ordem criticamente amortecido para gerar o sinal de ativação do modelo desenvolvido na Seção 4.1. Para esse propósito, foi escolhido o modelo de abalo apresentado por Raikova e Aladjov (2002):

$$F_{MU}(t) = pt^m e^{-kt}, \quad (4.13)$$

com $k = \frac{\ln 2}{-T_c \ln\left(\frac{T_{hr}-T_c}{T_c}\right) + T_{hr}}$, $m = kT_c$, $p = F_{MU}^{MAX} e^{-kT_c(\ln T_c - 1)}$

Esse modelo, pelo fato de ter três parâmetros, permite que se controle o tempo de subida e o tempo de descida de forma separada (além da amplitude do abalo), o que permite que o comportamento do abalo do músculo inteiro simulado tenha um comportamento próximo do obtido experimentalmente.

4.3 Reparametrização e alteração de modelos do ReMoto

Para que as simulações pudessem chegar a resultados na ordem de grandeza dos dados experimentais de (MELLO, 2011), diversos parâmetros e modelos contidos no ReMoto tiveram que ser alterados. Isso aconteceu, em grande parte, porque a maioria dos parâmetros

do ReMoto foi obtida de dados de experimentos com gatos. A seguir são descritas essas alterações.

4.3.1 Obtenção do valor da força durante a contração voluntária máxima

Uma pergunta não tão óbvia é o que seria a MVC no ReMoto, visto que esse valor é extremamente importante na normalização das forças para os diferentes níveis de contração.

O método adotado para a obtenção da MVC foi a força exercida pelos músculos com um comando descendente gerado por um processo de Poisson (PAPOULIS, 1991) com média 4 ms. A razão do valor da frequência média ter sido adotado como 250 Hz foi para que a média de disparos dos MNs ficasse em torno de 30 Hz, valor em que a força do SOL satura (ENOKA; FUGLEVAND, 2001).

O valor médio da força obtida dessa maneira é utilizado como o valor a_{MAX} no processo de calcular a ativação do modelo (subseção 4.1.2).

4.3.2 Parametrização dos abalos das unidades motoras

Utilizando dados experimentais de diversas fontes (VANDERVOORT; MCCOMAS, 1983; GARNETT et al., 1979; BELLEMARE et al., 1983; BUCHTHAL; SCHMALBRUCH, 1970, 1980), ajustou-se os tempos de subida T_c e de descida T_{hr} dos abalos das UMs dos três músculos do TS, descritos na Tab. 4.3. A proporção dos tipos de UMs (S, FF e FR) em cada músculo foi obtida de Johnson et al. (1973) e foram as mesmas utilizadas por Cisi e Kohn (2008).

A quantidade de UMs em cada músculo foi determinada de forma a manter as proporções encontradas em Johnson et al. (1973) e a quantidade de UMs no GM relatada por Cooper (1966). O número de UMs no SOL e no GL foi determinado de tal forma que a contribuição de cada músculo para força total em MVC seja igual à relatada por Oliveira e Menegaldo (2010a) e Oliveira e Menegaldo (2010b), descritas no Apêndice B. Considerando isso, a quantidade de UMs utilizada está mostrada na Tab. 4.4.

Dessa forma, utilizando o método para se obter a MVC descrito na Subseção 4.3.1, as forças máximas de cada músculo utilizando o modelo para abalo de segunda-ordem criticamente amortecido estão na Tab. 4.5.

Tabela 4.3: Parâmetros F_{MU} , T_c e T_{hr} das UMs

		SOL		GM		GL	
		Mín.	Máx.	Mín.	Máx.	Mín.	Máx.
F_{MU} (N)	S	0,03	1,9	0,015	1,7	0,015	1,7
	FR	1,9	2,5	1,7	1,9	1,7	1,9
	FF	2,5	3	1,9	2,15	1,9	2,15
T_c (ms)	S	140	170	100	110	100	110
	FR	105	125	55,5	73,5	55,5	73,5
	FF	84	96	25	55	25	55
T_{hr} (ms)	S	120	140	82	92	82	92
	FR	75	120	45	60	45	60
	FF	50	72	40	60	40	60

baseado em (VANDERVOORT; MCCOMAS, 1983; GARNETT et al., 1979; BELLEMARE et al., 1983; BUCHTHAL; SCHMALBRUCH, 1970, 1980)

Tabela 4.4: Quantidade de UMs nos músculos do TS

	SOL	GM	GL
S	800	300	130
FR	50	150	65
FF	50	150	65

Tabela 4.5: Forças máximas de cada músculo obtidas no ReMoto (N)

SOL	GM	GL
2850	850	350

4.3.3 Alteração das amplitudes dos MUAPs no modelo de EMG

Foi necessário alterar a amplitude dos potenciais de ação das unidade motoras (MU-APs) A_{MUAP} do modelo de EMG. No projeto original do Remoto, descrito em Cisi e Kohn (2008), adotou-se, pela falta de dados disponíveis na literatura, que as amplitudes dos MUAPs eram numericamente iguais às amplitudes dos abalos das UMs.

Considerando as mudanças nas amplitudes dos abalos das UMs descritas anteriormente, foi necessário também modificar as amplitudes dos MUAPs. Na Tab. 4.6 estão os novos valores de A_{MUAP} .

Tabela 4.6: Amplitudes dos MUAPs

		SOL		GM		GL	
		Mín.	Máx.	Mín.	Máx.	Mín.	Máx.
A_{MUAP} (mV)	S	0,03	1,9	0,015	1,7	0,015	1,7
	FR	1,9	2,5	1,7	1,9	1,7	1,9
	FF	2,5	3	1,9	2,15	1,9	2,15

4.3.4 Alteração do modelo de limiar do motoneurônio

O modelo contido no ReMoto, calcula o limiar utilizando a reobase e a resistência de entrada, com o método exposto em Cisi e Kohn (2008).

Como mostrado na Seção 1.4, a maneira com que o limiar de recrutamento varia ao longo do *pool* de MNs afeta significativamente a forma com que a variabilidade da força se comporta. Percebeu-se que o limiar de recrutamento dos modelos de MNs não obedecia ao princípio do tamanho de Henneman (HENNEMAN, 1957), explicado na Seção 1.4. Consultando a literatura disponível (GUSTAFSSON; PINTER, 1984), notou-se que realmente o potencial de membrana contido no ReMoto não era condizente com os valores obtidos experimentalmente, como pode ser visto na Fig. 4.5.

Figura 4.5: (a) Limiar de recrutamento das UMs contido no ReMoto (b) Limiar de recrutamento obtido de Gustafsson e Pinter (1984)

Com isso foi necessário modificar a forma com que o limiar é calculado. A solução adotada foi especificar a faixa dos limiares de disparo (mV) dos MNs ao invés de especificar a reobase (mA), com base nos dados de Gustafsson e Pinter (1984).

Na Fig. 4.6 está a comparação desse novo modelo com os dados experimentais. Como pode ser visto, após a adoção do novo modelo, os limiares de recrutamento estão muito

Tabela 4.7: Limiares de recrutamento dos motoneurônios (mV)

S		FR		FF	
Mín.	Máx.	Mín.	Máx.	Mín.	Máx.
12,35	16,45	16,45	19,3	19,3	20,9

(GUSTAFSSON; PINTER, 1984)

mais condizentes com os dados experimentais e seguindo o princípio do tamanho.

Figura 4.6: (a) Limiar de recrutamento das UMs com o novo modelo (b) Limiar de recrutamento obtido de Gustafsson e Pinter (1984)

4.3.5 Mudança na saturação da força das unidades motoras

A saturação da força das UMs implementada originalmente no ReMoto foi feita de forma que quando a unidade motora atingisse a força tetânica - especificada pelo usuário - a força parasse de crescer. Isso está mostrado na Fig. 4.7 por meio de um exemplo em que a força cresce com o tempo e satura ao atingir o valor de 40 gf. Esse modelo de saturação é altamente não condizente com a realidade e no estudo da variabilidade da força isso afetaria significativamente os resultados, principalmente em contrações de alta intensidade.

Portanto, foi modificada a maneira com que a força das UMs satura. Foi implementado como saturação uma sigmoide:

$$F_{sat}(F_{n\tilde{a}osat}) = \frac{1 - \exp(-cF_{n\tilde{a}osat})}{1 + \exp(-cF_{n\tilde{a}osat})} \quad (4.14)$$

em que c é calculado para que a força sature na frequência desejada. As frequências de

Figura 4.7: Unidade motora saturando

saturação para cada tipo de fibra foram estimadas a partir de Enoka e Fuglevand (2001) e estão na Tab. 4.8.

Tabela 4.8: Frequências de saturação das unidades motoras (Hz)

S		FR		FF	
Mín.	Máx.	Mín.	Máx.	Mín.	Máx.
15	25	25	55	55	65

(ENOKA; FUGLEVAND, 2001)

Um exemplo de força de UM saturando está na Fig. 4.8. Pode-se observar que a saturação acontece de forma mais suave que no caso anterior.

4.4 Simulações da variabilidade do torque em contrações isométricas

As simulações descritas a seguir foram feitas utilizando o modelo de geração de torque durante a flexão plantar igual ao apresentado na Fig 3.1. Porém, aqui, o modelo de contração muscular utilizado foi o de Hill modificado descrito na Seção 4.1. Como se tratam de contrações isométricas, para economizar tempo computacional, o sinal de ativação não foi utilizado como entrada da dinâmica de contração, mas esse sinal foi escalonado levando em conta todos os parâmetros do modelo (ângulo de penação, curva

Figura 4.8: Unidade motora saturando utilizando o novo modelo de saturação

força-comprimento, braço-de-momento), da mesma forma que em Dideriksen, Enoka e Farina (2011). Essa abordagem é justificada pelo fato que para uma mesma configuração de ângulos das articulações consideradas (neste caso AA e KA), o valor da curva força-comprimento é aproximadamente o mesmo para os diferentes níveis de contração. Representando o comando cortical, foram utilizados 400 axônios se ligando, cada um, a 30 % dos MNs. Cada um desses axônios gera um processo aleatório com as propriedades especificadas pelo usuário (mais detalhes em Cisi e Kohn (2008)). Para cada nível de força em cada caso considerado, foram realizadas três simulações de cinco segundos, sendo considerados para análise os últimos 3800 ms da simulação. As simulações realizadas consideram a condição de JE. Os resultados das simulações são comparados com os dados mostrados no Apêndice B.

4.4.1 Influência do comando descendente na variabilidade da força

Cada axônio das vias descendentes do ReMoto representa diversos axônios corticais. Supondo que os disparos dos axônios que chegam aos MNs são independentes, fez-se inicialmente com que a distribuição dos disparos do comando descendente que chegam nos MNs fosse um processo de Poisson (PAPOULIS, 1991). Para se obter os diferentes níveis de força foram utilizados processos aleatórios Poisson com diferentes intensidades médias. Na Fig. 4.9 são mostradas as comparações entre os dados experimentais obtidos por Mello (2011) e os resultados obtidos com o ReMoto. Na Fig. 4.9(a), é mostrado o $\sigma(M)$ em função de $\mu(M)$, ambos em escala logarítmica. Na Fig. 4.9(b) é mostrado o

$CV(M)$ em função da $\mu(M)$.

Figura 4.9: Comparação dos dados experimentais com simulação feita no ReMoto usando como comando descendente processos de Poisson(a) $\sigma(M)$ em função de $\mu(M)$ em escala logarítmica (b) CV do torque em função de $\mu(M)$

Observando a Fig. 4.9 vê-se claramente que o resultado obtido a partir das simulações feitas com o ReMoto estão distantes dos dados encontrados experimentalmente. Fazendo a regressão linear nos dados da Fig. 4.9(a) encontra-se para os dados experimentais uma inclinação da reta $b_{exp} = 0,76$ e para os dados das simulações $b_{sim} = 0,43$.

Para descobrir a possível causa dessa discrepância verificou-se como os intervalos entre disparos (ISI) e o desvio-padrão dos ISIs dos modelos de MNs se comportam em relação ao que se conhece da fisiologia. Para isso foram utilizados os dados disponíveis em Person e Kudina (1972), comparando-os com os ISIs obtidos nas simulações (Fig. 4.10). Pode-se perceber que, principalmente para ISIs maiores, os desvios-padrão são visivelmente maiores nos dados simulados. Isso explica a maior variabilidade da força em contrações baixas.

Portanto, foi necessário encontrar uma maneira de fazer com que os ISIs dos MNs apresentassem características mais próximas dos dados experimentais. Se abandonarmos a suposição de que os disparos em cada axônio que faz sinapse sobre os MNs são independentes, a distribuição dos ISIs de cada axônio descendente do ReMoto pode ser melhor representada por uma distribuição Gama (GABBIANI; COX, 2010). Essa não-independência pode ser explicada, por exemplo, pela presença de INs entre os axônios corticais e os MNs (RAPHAEL; TSIANOS; LOEB, 2010). Isso está exemplificado na Fig. 4.11, que mostra um histograma dos ISIs de 350 INs simulados no ReMoto que tiveram como entrada processos de Poisson. A partir de uma análise estatística, observou-se que, neste caso, os instantes de ocorrência de PAs dos INs deixaram de ser um processo de Poisson e passaram a ser um processo Gama de ordem 8,6 e fator de escala 1,4. Uma outra possível

Figura 4.10: $\sigma(ISI)$ em função de $\mu(ISI)$ dos motoneurônios (a) Dados do Person e Kudina (1972) (b) Dados do ReMoto usando como comando descendente processos de Poisson

causa do surgimento da não-independência dos disparos é a chegada por vias transcorticais de informações provenientes de proprioceptores (JAMI, 1992; DELIAGINA et al., 2008; ZELENIN et al., 2010).

Figura 4.11: Histograma dos ISIs dos INs tendo como entrada processos de Poisson. O resultado foi um processo Gama

Portanto, tendo isso como base, usou-se um processo Gama em cada axônio descendente. Para obter os diferentes níveis de força, variou-se a média desses processos. Na Fig. 4.12 estão os dados experimentais de Person e Kudina (1972) e os ISIs dos MNs recebendo axônios com processos Gama. A ordem dos processos Gama variou de 8 a 2 conforme a intensidade média do processo aumentou. A ordem dos processos foi ajustada

para que o desvio-padrão dos ISIs dos MNs esteja de acordo com os dados experimentais. Pode-se observar que os ISIs dos MNs nesta situação estão bem próximos dos dados experimentais.

Figura 4.12: $\sigma(ISI)$ em função de $\mu(ISI)$ dos motoneurônios (a) Dados do Person e Kudina (1972) (b) Dados do ReMoto usando como comando descendente processos Gama

Na Fig. 4.13 estão as comparações, tanto do σ quanto do CV do torque gerado pelas simulações no ReMoto com os dados experimentais de Mello (2011). Apesar da variabilidade do torque simulado estar ligeiramente menor que fazendo a regressão linear nos dados da Fig. 4.13(a) encontra-se para os dados experimentais uma inclinação da reta $b_{exp} = 0,76$ e para os dados das simulações $b_{sim} = 0,83$.

Figura 4.13: Comparação dos dados experimentais com simulação feita no ReMoto usando como comando descendente processos Gama (a) $\sigma(M)$ em função de $\mu(M)$ em escala logarítmica (b) CV do torque em função de $\mu(M)$

Um dado interessante que é possível de se estimar a partir da simulação é o comportamento da variabilidade do torque de cada um dos músculos do TS. Na Fig. 4.14 estão mostrados σ e o CV dos torques gerados pelo SOL, pelo GM e pelo GL.

Figura 4.14: Estimativa da variabilidade do torque dos músculos do TS (a) $\sigma(M)$ em função de $\mu(M)$ em escala logarítmica de cada músculo do TS (b) CV da força gerada pelos três músculos do TS em função de $\mu(M)$ do TS

Na Fig. 4.14, pode-se observar que o SOL e o GM contribuem mais para a variabilidade que o GL. Dessa figura acha-se que $b_{SOL} = 0,81$, $b_{GM} = 0,57$ e $b_{GL} = 0,51$. O valor de $b_{sim} = 0,83$ para o TS deve-se provavelmente à variabilidade do GL ser bem menor em forças baixas e a variabilidade do SOL ser maior que a do GM próximo a 80 % do MVC. Isso faz com que o valor de b do TS como um todo seja ligeiramente maior que o valor de b dos três músculos individualmente.

4.4.2 Influência do reflexo inibitório de aferentes Ib

Para verificar a influência do reflexo inibitório na variabilidade do torque realizado durante a flexão plantar foi utilizado o modelo de GTO apresentado na Seção 1.6 e os INs Ib, com a circuitaria apresentada na Seção 1.3. Como comando descendente foi usado um processo Gama em cada axônio com diferentes médias para os diferentes níveis de torque. Na Fig. 4.15 estão apresentados o CV e o desvio-padrão (em escala logarítmica) do torque resultantes dessa simulação.

Dessa figura pode-se observar que a variabilidade do torque da simulação feita considerando o GTO é muito maior que a dos dados obtidos experimentalmente. No entanto, Jami (1992), Pierrot-Deseilligny e Burke (2005) indicam que durante contrações voluntárias mantidas o reflexo inibitório do Ib é suprimido e quanto maior a contração, maior a supressão. Ou seja, na situação experimental considerada esse reflexo não estaria atuando, principalmente para os altos níveis de contração. De fato, os resultados dessa simulação corroboram os conhecimentos fisiológicos de que o reflexo inibitório via aferentes Ib é suprimido durante contrações voluntárias.

Figura 4.15: Comparação dos dados experimentais com simulação feita no ReMoto usando como comando descendente processos Gama com órgão tendinoso de Golgi (a) $\sigma(M)$ em função de $\mu(M)$ em escala logarítmica (b) CV do torque em função de $\mu(M)$

4.4.3 Influência do modelo de abalo

Aqui é utilizado o mesmo modelo utilizado na subseção 4.4.1, com exceção de que o gerador de abalo do sinal de ativação não é o modelo de segunda-ordem criticamente amortecido, e sim o modelo de Raikova e Aladjov (2002) apresentado na Seção 4.2. Os processos aleatórios utilizados foram processos Gama, da mesma forma que foi explicada na subseção 4.4.1, com as mesmas intensidades médias.

Na Fig. 4.16 estão as comparações, tanto do σ quanto do CV do torque gerado pelas simulações no ReMoto com os dados experimentais de Mello (2011).

Figura 4.16: Comparação dos dados experimentais com simulação feita no ReMoto usando o modelo de Raikova e Aladjov (2002) como gerador de abalo (a) $\sigma(M)$ em função de $\mu(M)$ em escala logarítmica (b) CV do torque em função de $\mu(M)$

Observando a Fig. 4.16(a), encontra-se para os dados experimentais uma inclinação da reta $b_{exp} = 0,76$ e para os dados das simulações $b_{sim} = 0,71$. Nesse caso, diferentemente

do caso em que a ativação é feita com um sistema de segunda-ordem, tanto o valor de b quanto a magnitude do $CV(M)$ ficaram próximos dos valores experimentais. Isso mostra que o modelo de Raikova e Aladjov (2002), por representar melhor o tempo de contração T_c e o tempo de descida T_{hr} , consegue reproduzir melhor os dados da variabilidade do torque da flexão plantar.

4.4.4 Comparação dos eletromiogramas simulados com os obtidos experimentalmente

Para a geração dos sinais de EMG foi utilizado o modelo contido no ReMoto, descrito em Cisi e Kohn (2008), com as modificações nos parâmetros descritas na subseção 4.3.3.

Os sinais de EMG foram obtidos das simulações descritas na subseção 4.4.3. Para obter a envoltória do sinal de EMG, foi utilizado um filtro Butterworth de 5^a ordem de fase-zero, com frequência de corte em 5 Hz no sinal de EMG retificado, conforme utilizado em Mello (2011).

Na Fig. 4.17 estão os gráficos da média e do desvio-padrão da envoltória do EMG do SOL em função da % MVC do torque total.

Figura 4.17: Comparação de dados experimentais com simulados da variação de propriedades do EMG do SOL com a variação do torque total (a) μ da envoltória do EMG em função de $\mu(M)$ (b) σ da envoltória do EMG em função de $\mu(M)$

Na Fig. 4.18 estão os gráficos da média e do desvio-padrão da envoltória do EMG do GM em função da % MVC do torque total.

Na Fig. 4.19 estão os gráficos da média e do desvio-padrão da envoltória do EMG do GM em função da % MVC do torque total.

Para os três músculos do TS, tanto a média quanto o desvio-padrão da envoltória do

(a)

(b)

Figura 4.18: Comparação de dados experimentais com simulados da variação de propriedades do EMG do GM com a variação do torque total (a) μ da envoltória do EMG em função de $\mu(M)$ (b) σ da envoltória do EMG em função de $\mu(M)$

(a)

(b)

Figura 4.19: Comparação de dados experimentais com simulados da variação de propriedades do EMG do GL com a variação do torque total (a) μ da envoltória do EMG em função de $\mu(M)$ (b) σ da envoltória do EMG em função de $\mu(M)$

EMG vindo das simulações com o ReMoto estão condizentes com os dados disponibilizados por Mello (2011).

5 Discussão

Os resultados descritos no Cap. 3, utilizando o modelo de Menegaldo e Oliveira (2009), confirmaram os indícios de Bobet e Stein (1998), Selen, Beek e Dieen (2005) e Raikova e Aladjov (2005) de que um modelo do tipo Hill ativado pela envoltória do EMG não é apropriado para reproduzir a variabilidade da força de um músculo. No entanto, resultados adicionais foram obtidos com o uso desse modelo. A média do torque total gerado pelo TS, por exemplo, foi condizente com os resultados obtidos por Mello (2011). Com isso, foi possível obter uma estimativa da participação média de cada músculo do TS, tanto para JE quanto para JF. Essa estimativa é interessante, pois é impossível de se obter esse dado de forma experimental. Além disso, a implementação do modelo de Menegaldo e Oliveira (2009) foi importante para a realização da etapa seguinte do projeto, mostrada no Cap. 4.

Antes de realizar as simulações para o estudo da variabilidade utilizando um modelo do tipo Hill modificado para ser ativado pelos disparos das UMs representadas no ReMoto, foi necessário modificar diversos parâmetros e modelos contidos no ReMoto. Isso aconteceu por diversos motivos. Por exemplo, os modelos de limiar de recrutamento e o da saturação da força não estavam condizentes com o conhecimento que se tem da fisiologia. No caso das amplitudes dos abalos das UMs os valores usados não estavam baseados nos valores encontrados na literatura, e no caso dos MUAPs esses dados não existem na literatura.

Outra contribuição desse trabalho é que ele estabeleceu algumas bases para se realizar simulações de contrações voluntárias no ReMoto. Por exemplo, a maneira de se determinar qual a MVC no ReMoto, descrita na subseção 4.3.1, e o uso de processos aleatórios Gama nos axônios descendentes.

As implementações do modelo de abalo de Raikova e Aladjov (2002) (Seção 4.2) e do modelo de Hill modificado, (Seção 4.1), possibilitaram que os resultados das simulações reproduzissem de forma satisfatória os dados experimentais de torque obtidos por Mello (2011). Também reproduzidos satisfatoriamente pelas simulações foram os comportamen-

tos dos sinais de EMG quando comparados com os dados experimentais de Mello (2011). Com a simples suposição de que os MUAPs são numericamente iguais (em mV) às amplitudes dos abalos das UMs, os dados experimentais foram reproduzidos pelas simulações.

Deve-se notar que houve ajustes nas faixas de variação de valores de parâmetros e modificações em alguns detalhes de modelos, visando melhorar a reproducibilidade de dados de humanos, chegando-se até o critério de reprodução satisfatória das variabilidades dos ISIs dos MNs (Fig. 4.12). O comportamento geral dos desvios-padrão e CVs dos torques e das envoltórias dos EMGs foi uma decorrência dos ajustes feitos sem levar em consideração os comportamentos obtidos experimentalmente da variabilidade do torque em função do valor médio do mesmo.

A influência do reflexo inibitório dos aferentes Ib também foi testada. As simulações realizadas no ReMoto, utilizando o modelo de GTO de Lin e Crago (2002) corroborou os conhecimentos que se tem da fisiologia de que o reflexo inibitório é inibido em contrações voluntárias. O fato de que nas simulações mostradas na subseção 4.4.2 a variabilidade da força foi consideravelmente maior que a variabilidade obtida experimentalmente indica que de fato esse reflexo não estaria atuando nessa situação.

A utilização do modelo de abalo de Raikova e Aladjov (2002) trouxe uma melhoria significativa na reprodução dos dados experimentais de Mello (2011) em relação ao modelo de segunda-ordem criticamente amortecido. Isso mostra que as características temporais de tempo de contração T_c e tempo de descida T_{hr} é relevante na variabilidade do torque.

O Cap. 4 trouxe resultados que não são possíveis de se obter experimentalmente devido a limitações técnicas, da mesma forma que o uso do modelo de Menegaldo e Oliveira (2009) no Cap. 3 obteve os torques médios exercidos por cada um dos músculos que compõem o TS. A estimativa de como a variabilidade dos músculos do TS se comporta também não se consegue obter de forma experimental e foi um resultado mostrado na subseção 4.4.1, que mostra que a variabilidade do torque do TS é resultante do comportamento dos três músculos.

5.1 Considerações finais

Apesar desse trabalho ter atingido seus objetivos, não se esgotaram todas as possibilidades de estudo acerca da variabilidade do torque.

Uma expansão das análises deveria levar em conta aspectos da estrutura temporal dos

sinais de torque e de envoltória do EMG. Portanto, uma análise espectral seria um passo seguinte bastante sugestivo.

Por outro lado, em Mello (2011) ainda existem dados não explorados em que a articulação do tornozelo não é fixa. Explorar esse dados, possibilitaria que o modelo de músculo desenvolvido na Seção 4.1 fosse utilizado com toda a sua potencialidade, e não apenas em contrações isométricas como aconteceu nesse trabalho.

Outro ponto a ser analisado é o referente à subseção 4.4.2. De acordo com Jami (1992) e Pierrot-Deseilligny e Burke (2005) a inibição do reflexo inibitório em contrações voluntárias é diretamente proporcional à intensidade da contração. Uma simulação interessante seria fazer com que os mesmos axônios que ativam os MNs se liguem aos INs Ib, os inibindo. Dessa forma a situação proposta pelos autores citados seria melhor representada do que da forma que foi feita na subseção 4.4.2. Infelizmente, no momento não é possível fazer essa ligação no ReMoto.

Feitas essas considerações, esse trabalho conseguiu atingir o seu objetivo principal, que era verificar a possibilidade de se reproduzir os dados obtidos por Mello (2011) utilizando simulações computacionais. Além disso, foi feita uma reparametrização, uma mudança de alguns modelos no ReMoto e um ganho significativo no entendimento de como simular no ReMoto situações em que o sujeito realiza contrações voluntárias. Isso, além de ter sido importante para a realização desse trabalho, permitirá que no futuro se realizem diversos trabalhos de simulações de diferentes situações de contrações voluntárias de seres humanos.

Referências Bibliográficas

- BEAR, M. et al. **Neuroscience: Exploring the Brain**. 3. ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 2006.
- BELLEMARE, F. et al. Motor-unit discharge rates in maximal voluntary contractions of 3 human muscles. **Journal of Neurophysiology**, v. 50, n. 6, p. 1380–1392, 1983.
- BOBET, J.; STEIN, R. B. A simple model of force generation by skeletal muscle during dynamic isometric contractions. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 45, n. 8, p. 1010–1016, 1998.
- BROWN, I. E.; CHENG, E. J.; LOEB, G. E. Measured and modeled properties of mammalian skeletal muscle. II. the effects of stimulus frequency on force-length and force-velocity relationships. **Journal of Muscle Research and Cell Motility**, v. 20, n. 7, p. 627–643, 1999.
- BROWN, I. E.; SCOTT, S. H.; LOEB, G. E. Mechanics of feline soleus .2. Design and validation of a mathematical model. **Journal of Muscle Research and Cell Motility**, v. 17, n. 2, p. 221–233, 1996.
- BUCHANAN, T. S. et al. 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. 367–395, 2004.
- BUCHTHAL, F.; SCHMALBRUCH, H. Contraction times of twitches evoked by H-reflexes. **Acta Physiologica Scandinavica**, Blackwell Publishing Ltd, v. 80, n. 3, p. 378–382, 1970.
- BUCHTHAL, F.; SCHMALBRUCH, H. Motor unit of mammalian muscle. **Physiological Reviews**, v. 60, n. 1, p. 90–142, 1980.
- CHENG, E. J.; BROWN, I. E.; LOEB, G. E. Virtual muscle: a computational approach to understanding the effects of muscle properties on motor control. **Journal of Neuroscience Methods**, v. 101, n. 2, p. 117–130, 2000.

CISI, R. R. L. **Sistema de simulação de circuitos neuronais da medula espinhal desenvolvido em arquitetura web**. Tese (Doutorado) — Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2007.

CISI, R. R. L.; KOHN, A. F. Simulation system of spinal cord motor nuclei and associated nerves and muscles, in a web-based architecture. **Journal of Computational Neuroscience**, v. 25, n. 3, p. 520–542, 2008.

COGGSHALL, J. C.; BEKEY, G. A. A stochastic model of skeletal muscle based on motor unit properties. **Mathematical Biosciences**, v. 7, n. 3-4, p. 405–419, 1970.

COOPER, S. Muscle spindles and motor units. In: _____. **Control and innervation of Skeletal Muscle**. Edinburgh: Livingstone Ltd., 1966. p. 9–17.

DALTON, B. H. et al. Triceps surae contractile properties and firing rates in the soleus of young and old men. **Journal of Applied Physiology**, v. 107, n. 6, p. 1781–1788, 2009.

DELIAGINA, T. G. et al. Spinal and supraspinal postural networks. **Brain Research Reviews**, v. 57, n. 1, p. 212–221, 2008.

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

DELP, S. L.; LOAN, J. P. A graphics-based software system to develop and analyze models of musculoskeletal structures. **Computers in Biology and Medicine**, v. 25, n. 1, p. 21–34, 1995.

DELP, S. L. et al. An interactive graphics-based model of the lower-extremity to study orthopedic surgical-procedures. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 37, n. 8, p. 757–767, 1990.

DIDERIKSEN, J. L.; ENOKA, R. M.; FARINA, D. A model of the surface electromyogram in pathological tremor. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 58, n. 8, 2011.

DING, J.; WEXLER, A. S.; BINDER-MACLEOD, S. A. A mathematical model that predicts the force-frequency relationship of human skeletal muscle. **Muscle & Nerve**, v. 26, n. 4, p. 477–485, 2002.

ENOKA, R. M. **Neuromechanics of human movement**. Champaign: Human Kinetics, 2008.

ENOKA, R. M. et al. Mechanisms that contribute to differences in motor performance between young and old adults. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 13, n. 1, p. 1–12, 2003.

ENOKA, R. M.; FUGLEVAND, A. J. Motor unit physiology: Some unresolved issues. **Muscle & Nerve**, v. 24, n. 1, p. 4–17, 2001.

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

FAISAL, A. A.; SELEN, L. P. J.; WOLPERT, D. M. Noise in the nervous system. **Nature Reviews Neuroscience**, v. 9, n. 4, p. 292–303, 2008.

FARINA, D. Counterpoint: Spectral properties of the surface EMG do not provide information about motor unit recruitment and muscle fiber type. **Journal of Applied Physiology**, v. 105, n. 5, p. 1673–1674, 2008.

FARINA, D. et al. Decoding the neural drive to muscles from the surface electromyogram. **Clinical Neurophysiology**, v. 121, n. 10, p. 1616–1623, 2010.

FARINA, D.; MERLETTI, R.; ENOKA, R. M. The extraction of neural strategies from the surface EMG. **Journal of Applied Physiology**, v. 96, n. 4, p. 1486–1495, 2004.

FUGLEVAND, A. J.; WINTER, D. A.; PATLA, A. E. Models of recruitment and rate coding organization in motor-unit pools. **Journal of Neurophysiology**, v. 70, n. 6, p. 2470–2488, 1993.

GABBIANI, F.; COX, S. **Mathematics for neuroscientists**. San Diego: Elsevier, 2010.

GARNETT, R. A. F. et al. Motor unit organization of human medial gastrocnemius. **Journal of Physiology-London**, v. 287, n. Feb, p. 33–43, 1979.

GUSTAFSSON, B.; PINTER, M. J. An investigation of threshold properties among cat spinal alpha-motoneurons. **Journal of Physiology-London**, v. 357, n. Dec, p. 453–483, 1984.

GUSTAFSSON, B.; PINTER, M. J. On factors determining orderly recruitment of motor units - a role for intrinsic membrane-properties. **Trends in Neurosciences**, v. 8, n. 10, p. 431–433, 1985.

HAMILTON, A. F. D.; JONES, K. E.; WOLPERT, D. M. The scaling of motor noise with muscle strength and motor unit number in humans. **Experimental Brain Research**, v. 157, n. 4, p. 417–430, 2004.

HAMILTON, A. F. D.; WOLPERT, D. M. Controlling the statistics of action: Obstacle avoidance. **Journal of Neurophysiology**, v. 87, n. 5, p. 2434–2440, 2002.

HARRIS, C. M.; WOLPERT, D. M. Signal-dependent noise determines motor planning. **Nature**, Nature Publishing Group, v. 394, n. 6695, p. 780–784, ago. 1998.

HENNEMAN, E. Relation between size of neurons and their susceptibility to discharge. **Science**, v. 126, n. 3287, p. 1345–1347, 1957.

HILL, A. V. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. **Proceedings of the Royal Society of London Series B-Biological Sciences**, v. 126, n. 843, p. 136–195, 1938.

HOY, M. G.; ZAJAC, F. E.; GORDON, M. E. A musculoskeletal model of the human lower-extremity - the effect of muscle, tendon, and moment arm on the moment angle relationship of musculotendon actuators at the hip, knee, and ankle. **Journal of Biomechanics**, v. 23, n. 2, p. 157–169, 1990.

INBAR, G. F.; ADAM, D. Estimation of muscle active state. **Biological Cybernetics**, v. 23, n. 2, p. 61–72, 1976.

JAMI, L. Golgi tendon organs in mammalian skeletal-muscle - functional-properties and central actions. **Physiological Reviews**, v. 72, n. 3, p. 623–666, 1992.

JOHNSON, M. et al. Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles: An autopsy study. **Journal of the Neurological Sciences**, v. 18, n. 1, p. 111 – 129, 1973.

JONES, K. E.; HAMILTON, A. F. D.; WOLPERT, D. M. Sources of signal-dependent noise during isometric force production. **Journal of Neurophysiology**, v. 88, n. 3, p. 1533–1544, 2002.

KANDEL, E. R.; SCHWARTZ, J. H.; JESSELL, T. M. **Principles of Neural Science**. 4. ed. New York: McGraw-Hill Medical, 2000.

KEENAN, K. G.; VALERO-CUEVAS, F. J. Experimentally valid predictions of muscle force and EMG in models of motor-unit function are most sensitive to neural properties. **Journal of Neurophysiology**, v. 98, n. 3, p. 1581–1590, 2007.

LIN, C. C. K.; CRAGO, P. E. Neural and mechanical contributions to the stretch reflex: A model synthesis. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 30, n. 1, p. 54–67, 2002.

LLOYD, D. G.; BESIER, T. F. 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, 2003.

MANAL, K.; BUCHANAN, T. S. A one-parameter neural activation to muscle activation model: estimating isometric joint moments from electromyograms. **Journal of Biomechanics**, v. 36, n. 8, p. 1197–1202, 2003.

MANAL, K. et al. A real-time EMG-driven virtual arm. **Computers in Biology and Medicine**, v. 32, n. 1, p. 25–36, 2002.

MELLO, E. M. **O controle neural do tríceps sural e implicações na manutenção da postura ortostática**. Tese (Doutorado) — Instituto de Psicologia, Universidade de São Paulo, 2011.

MELLO, E. M.; KOHN, A. F. Diferenças na variabilidade do torque do tríceps sural com a posição do joelho durante contrações isométricas. In: XIII CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA. São Paulo, 2009a.

MELLO, E. M.; KOHN, A. F. Flutuações no torque gerado durante a postura ereta quieta. In: XIII CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA. São Paulo, 2009b.

MELLO, E. M.; MAGALHAES, F. H.; KOHN, A. F. Plantarflexion torque variability in extended and flexed knee positions. In: 2011 BIOMEDICAL ENGINEERING SOCIETY ANNUAL MEETING. Hartford, 2011.

MENEGALDO, L. L. **Modelagem biomecânica e controle ótimo da postura humana através de algoritmos baseados na teoria das aproximações consistentes**. Tese (Doutorado) — Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2001.

MENEGALDO, L. L.; FLEURY, A. D. T.; WEBER, H. I. Moment arms and musculotendon lengths estimation for a three-dimensional lower-limb model. **Journal of Biomechanics**, v. 37, n. 9, p. 1447–1453, 2004.

MENEGALDO, L. L.; OLIVEIRA, L. F. de. Effect of muscle model parameter scaling for isometric plantar flexion torque prediction. **Journal of Biomechanics**, v. 42, n. 15, p. 2597–2601, 2009.

MILEUSNIC, M. P. et al. Mathematical models of proprioceptors. I. Control and transduction in the muscle spindle. **Journal of Neurophysiology**, v. 96, n. 4, p. 1772–1788, 2006.

MILNER-BROWN, H. S.; STEIN, R. B.; YEMM, R. Changes in firing rate of human motor units during linearly changing voluntary contractions. **Journal of Physiology-London**, v. 230, n. 2, p. 371–390, 1973a.

MILNER-BROWN, H. S.; STEIN, R. B.; YEMM, R. Contractile properties of human motor units during voluntary isometric contractions. **Journal of Physiology-London**, v. 228, n. 2, p. 285–306, 1973b.

MILNER-BROWN, H. S.; STEIN, R. B.; YEMM, R. Orderly recruitment of human motor units during voluntary isometric contractions. **Journal of Physiology-London**, v. 230, n. 2, p. 359–370, 1973c.

MORITZ, C. T. et al. Discharge rate variability influences the variation in force fluctuations across the working range of a hand muscle. **Journal of Neurophysiology**, v. 93, n. 5, p. 2449–2459, 2005.

OLIVEIRA, L. F. de; MENEGALDO, L. L. Individual-specific muscle maximum force estimation using ultrasound for ankle joint torque prediction using an EMG-driven Hill-type model. **Journal of Biomechanics**, v. 43, n. 14, p. 2816–2821, 2010.

OLIVEIRA, L. F. de; MENEGALDO, L. L. Torque sharing in submaximal isometric plantar flexion: An analysis based on an EMG-driven muscle model. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 22. Tiradentes, 2010. p. 1106–1109.

PALASTANGA, N. P.; FIELD, D.; SOAMES, R. **Anatomy and human movement: structure and function**. 5. ed. New York: Elsevier, 2006.

PAPOULIS, A. **Probability, Random Variables and Stochastic Processes**. [S.l.]: McGraw-Hill Companies, 1991.

PERSON, R. S.; KUDINA, L. P. Discharge frequency and discharge pattern of human motor units during voluntary contraction of muscle. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 32, n. 5, p. 471–483, 1972.

- PIERROT-DESEILLIGNY, E.; BURKE, D. **The circuitry of the human spinal cord: its role in motor control and movement disorders**. Cambridge: University Press, 2005.
- RAIKOVA, R. T.; ALADJOV, H. T. Hierarchical genetic algorithm versus static optimization - investigation of elbow flexion and extension movements. **Journal of Biomechanics**, v. 35, n. 8, p. 1123–1135, 2002.
- RAIKOVA, R. T.; ALADJOV, H. T. Comparison between two muscle models under dynamic conditions. **Computers in Biology and Medicine**, v. 35, n. 5, p. 373–387, 2005.
- RAPHAEL, G.; TSIANOS, G. A.; LOEB, G. E. Spinal-like regulator facilitates control of a two-degree-of-freedom wrist. **Journal of Neuroscience**, v. 30, n. 28, p. 9431–9444, 2010.
- RITCHIE, J. M.; WILKIE, D. R. The dynamics of muscular contraction. **Journal of Physiology-London**, v. 143, n. 1, p. 104–113, 1958.
- SCHUTTE, L. M.; RODGERS, M. M.; ZAJAC, F. E. Improving the efficacy of electrical stimulation-induced leg cycle ergometry: An analysis based on a dynamic musculoskeletal model. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v. 1, n. 2, p. 17, 1993.
- SCOVIL, C. Y.; RONSKY, J. L. Sensitivity of a Hill-based muscle model to perturbations in model parameters. **Journal of Biomechanics**, v. 39, n. 11, p. 2055–2063, 2006.
- SELEN, L. P. J.; BEEK, P. J.; DIEEN, J. H. van. Can co-activation reduce kinematic variability? A simulation study. **Biological Cybernetics**, v. 93, n. 5, p. 373–381, 2005.
- SHINOHARA, M. et al. The medial gastrocnemius muscle attenuates force fluctuations during plantar flexion. **Experimental Brain Research**, v. 169, n. 1, p. 15–23, 2006.
- SLIFKIN, A.; NEWELL, K. M. Noise, information transmission, and force variability. **Journal of Experimental Psychology-Human Perception and Performance**, v. 25, n. 3, p. 837–851, 1999.
- SOBOTTA, J. et al. **Sobotta atlas of human anatomy**. 14. ed. München: Elsevier, 2006.
- STEIN, R. B.; GOSSEN, E. R.; JONES, K. E. Neuronal variability: noise or part of the signal? **Nature Reviews Neuroscience**, Nature Publishing Group, v. 6, n. 5, p. 389–397, maio 2005.

- TAYLOR, A. M.; CHRISTOU, E. A.; ENOKA, R. M. Multiple features of motor-unit activity influence force fluctuations during isometric contractions. **Journal of Neurophysiology**, v. 90, n. 2, p. 1350–1361, 2003.
- TODD, G.; GORMAN, R. B.; GANDEVIA, S. C. Measurement and reproducibility of strength and voluntary activation of lower-limb muscles. **Muscle & Nerve**, v. 29, n. 6, p. 834–842, 2004.
- VANDERVOORT, A.; MCCOMAS, A. A comparison of the contractile properties of the human gastrocnemius and soleus muscles. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, Springer Berlin / Heidelberg, v. 51, p. 435–440, 1983.
- WATANABE, R. N.; KOHN, A. F. Análise da média e da variabilidade do torque produzido em uma flexão plantar utilizando modelo matemático. In: XIV CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA. Ribeirão Preto, 2011.
- WEXLER, A. S.; DING, J.; BINDER-MACLEOD, S. A. A mathematical model that predicts skeletal muscle force. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 44, n. 5, p. 337–348, 1997.
- WILKIE, D. R. The mechanical properties of muscle. **British Medical Bulletin**, v. 12, n. 3, p. 177–182, 1956.
- WINTERS, J. M.; STARK, L. Analysis of fundamental human movement patterns through the use of in-depth antagonistic muscle models. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 32, n. 10, p. 826–839, 1985.
- YAO, W. X.; FUGLEVAND, A. J.; ENOKA, R. M. Motor-unit synchronization increases EMG amplitude and decreases force steadiness of simulated contractions. **Journal of Neurophysiology**, v. 83, n. 1, p. 441–452, 2000.
- YOSHITAKE, Y. et al. Fluctuations in plantar flexion force are reduced after prolonged tendon vibration. **Journal of Applied Physiology**, v. 97, n. 6, p. 2090–2097, 2004.
- ZAHALAK, G. I. A comparison of the mechanical-behavior of the cat soleus muscle with a distribution-moment model. **Journal of Biomechanical Engineering-Transactions of the Asme**, v. 108, n. 2, p. 131–140, 1986.
- ZAJAC, F. E. Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. **Critical Reviews in Biomedical Engineering**,

Mechanical Engineering Department, Stanford University, California., v. 17, n. 4, p. 359–411, 1989.

ZELENIN, P. V. et al. Activity of red nucleus neurons in the cat during postural corrections. **Journal of Neuroscience**, v. 30, n. 43, p. 14533–14542, 2010.

APÊNDICE A – Obtenção dos valores dos braços-de-momento e dos comprimentos dos músculos

Menegaldo, Fleury e Weber (2004) apresentaram equações, obtidas do modelo dos membros inferiores para OpenSim (DELP et al., 2007) disponibilizado em Delp et al. (1990) e Delp e Loan (1995), que podem ser utilizadas para estimar os comprimentos e os braços-de-momento dos músculos. Essas equações são utilizadas no modelo apresentado anteriormente para a estimativa dos valores dos comprimentos e dos braços-de-momento dos músculos considerados no modelo.

Essas equações dependem, no caso do SOL, do ângulo do tornozelo e do ângulo da articulação subtalar. No caso do GM e do GL, dependem do AA, do ângulo da articulação subtalar (SA) e ângulo do joelho. Todos os ângulos são dados em graus e os comprimentos em metros. Na Tab. A.1 estão mostradas as faixas em que esses ângulos variam.

Tabela A.1: Faixa de variação de AA, SA e KA

Ângulo	Mínimo	Máximo
AA	−30° (flexão plantar)	30° (dorsoflexão)
SA	−20° (eversão)	20° (inversão)
KA	−120° (flexão)	0° (extensão completa)

(MENEGALDO; FLEURY; WEBER, 2004)

As equações Eq. (A.1), Eq. (A.2) e Eq. (A.3) para os braços-de-momento dos músculos R são:

$$R_{SO}(AA,SA) = a_1 + a_2AA + a_3SA + a_4AA^2 + a_5SA^2 + a_6AA.SA \quad (A.1)$$

$$R_{GM}(KA,AA,SA) = a_1 + a_2KA + a_3AA + a_4SA + a_5KA^2 + a_6AA^2 + a_7SA^2 + a_8KA.AA.SA \quad (A.2)$$

$$R_{GL}(KA,AA,SA) = a_1 + a_2KA + a_3AA + a_4SA + a_5KA^2 + a_6AA^2 + a_7SA^2 + a_8KA.AA.SA \quad (A.3)$$

Os parâmetros das Eq. (A.1), Eq. (A.2) e Eq. (A.3) estão na Tab. A.2.

Tabela A.2: Parâmetros utilizados na estimativa dos braços-de-momento dos músculos

Parâmetros	R_{SO}	R_{GM}	R_{GL}
a_1	$-4,1314.10^{-2}$	$-4,1809.10^{-2}$	$-4,2853.10^{-2}$
a_2	$2,4505.10^{-4}$	$7,6311.10^{-15}$	$7,8245.10^{-15}$
a_3	$3,8018.10^{-5}$	$1,7968.10^{-4}$	$1,9335.10^{-4}$
a_4	$5,2709.10^{-6}$	$5,0100.10^{-5}$	$4,5168.10^{-5}$
a_5	$2,1702.10^{-6}$	$5,1625.10^{-17}$	$5,2921.10^{-17}$
a_6	$-2,1400.10^{-6}$	$5,7323.10^{-6}$	$5,8387.10^{-6}$
a_7		$1,9531.10^{-6}$	$2,0310.10^{-6}$
a_8		$2,5714.10^{-8}$	$2,5992.10^{-8}$

(MENEGALDO; FLEURY; WEBER, 2004)

As equações para comprimento do músculo L^{MT} são:

$$L_{SO}^{MT}(AA,SA) = a_1 + a_2AA + a_3SA + a_4AA^2 + a_5SA^2 + a_6AA^3 + a_7SA^3 \quad (A.4)$$

$$L_{GM}^{MT}(KA,AA,SA) = a_1 + a_2KA + a_3AA + a_4SA + a_5KA^2 + a_6AA^2 + a_7SA^2 + a_8KA^3 + a_9AA^3 + a_{10}SA^3 \quad (A.5)$$

$$L_{GL}^{MT}(KA,AA,SA) = a_1 + a_2KA + a_3AA + a_4SA + a_5KA^2 + a_6AA^2 + a_7SA^2 + a_8KA^3 + a_9AA^3 + a_{10}SA^3 \quad (A.6)$$

Os parâmetros das Eq. (A.4), Eq. (A.5) e Eq. (A.6) estão na Tab. A.3.

Tabela A.3: Parâmetros utilizados na estimativa dos comprimentos dos músculos

Parâmetros	L_{SO}^{MT}	L_{GM}^{MT}	L_{GL}^{MT}
a_1	$2,9074.10^{-1}$	$4,5108.10^{-1}$	$4,4815.10^{-1}$
a_2	$7,1550.10^{-4}$	$2,6319.10^{-4}$	$2,9199.10^{-4}$
a_3	$-6,3703.10^{-5}$	$7,2473.10^{-4}$	$7,4275.10^{-4}$
a_4	$-2,1727.10^{-6}$	$-2,6504.10^{-5}$	$-7,7552.10^{-5}$
a_5	$2,4219.10^{-6}$	$-1,6841.10^{-7}$	$-1,6253.10^{-7}$
a_6	$-3,0692.10^{-8}$	$-1,5958.10^{-6}$	$-1,7166.10^{-6}$
a_7	$3,7025.10^{-9}$	$2,5733.10^{-6}$	$2,5337.10^{-6}$
a_8		$-2,0153.10^{-9}$	$-4,4908.10^{-9}$
a_9		$-3,3438.10^{-8}$	$-3,4054.10^{-8}$
a_{10}		$1,4774.10^{-9}$	$4,3716.10^{-9}$

(MENEGALDO; FLEURY; WEBER, 2004)

APÊNDICE B – Dados experimentais disponíveis

B.1 Variabilidade do torque produzido pelo TS

E.M.Mello coletou em nosso laboratório dados em diversos experimentos com sujeitos realizando flexão plantar (MELLO, 2011; MELLO; KOHN, 2009a, 2009b). A seguir serão descritos alguns resultados desses experimentos que serão utilizados nesse trabalho.

Nesses trabalhos os sujeitos foram posicionados em uma cadeira regulável que permitiu duas posições do joelho: JE e JF. A articulação do tornozelo foi mantida a 90° . Foi medido o torque em MVC e depois em 8 níveis diferentes da MVC (10% a 80%), tanto com JE, como com JF. O torquímetro com o qual o torque foi medido tem uma frequência de corte de 1 kHz. Sinais de EMG foram captados nos músculos SOL, GM e GL. Os sinais de EMG passam por um filtro passa-baixas com frequência de corte em 5 Hz e normalizados pela média da envoltória de EMG na MVC e assim são obtidas as envoltórias do EMG u . Na Fig. B.1 são mostrados exemplos desse torque e sinal de EMG obtidos experimentalmente. Cada sujeito realizou o experimento 3 vezes em cada nível da MVC e cada posição do joelho.

Figura B.1: (a) Exemplo de torque obtido experimentalmente (b) Exemplo de EMG obtido do SOL correspondendo ao torque mostrado (c) Envoltória do sinal de EMG normalizado

Foram obtidos dados com *feedback* visual e sem *feedback* visual. Como nesse trabalho serão utilizados os dados com *feedback* visual, abaixo só serão fornecidos detalhes sobre esses dados.

Como já era esperado, o torque máximo gerado com o JE (167,95 N.m) foi maior que o gerado com JF (105,62 N.m). Isso acontece porque com JF o torque gerado pelos GM e GL diminui (SHINOHARA et al., 2006).

Na Fig. B.2 pode ser vista a relação linear entre a variabilidade e a média do torque tanto para JE como para JF.

Figura B.2: Variabilidade (σ) do torque em função da média do torque, para JE e JF, em escala logarítmica

Na Fig B.3 mostra-se que existe uma relação monotônica crescente entre a média da envoltória do EMG e a média do M do TS para os três músculos nas duas posições de joelho.

Nota-se na Fig. B.3(a) que, no caso do SOL, a média da envoltória permanece praticamente a mesma para JE e JF. No caso do GM e do GL (Fig. B.3(b) e Fig. B.3(c)) percebe-se que ocorre uma leve queda na média desse sinal.

A Fig. B.4 mostra uma relação monotônica crescente entre o σ da envoltória do EMG e o σ do M do TS.

Figura B.3: (a) Média da envoltória do EMG em função da média do torque (% MVC) para SOL (b) Média da envoltória do EMG em função da média do torque (% MVC) para GM (c) Média da envoltória do EMG em função da média do torque (% MVC) para GL

Figura B.4: (a) Variabilidade da envoltória do EMG em função da variabilidade do torque para JF (b) Variabilidade da envoltória do EMG em função da variabilidade do torque para JE

B.2 Contribuição de cada músculo do TS ao torque total

Tabela B.1: Contribuição de cada músculo ao torque total em três diferentes níveis de contração

	SOL	GM	GL
100% MVC	63,2%	23,8%	13,0%
60% MVC	57,14%	32,07%	13,06%
20% MVC	58,17%	35,43%	8,63%

(OLIVEIRA; MENEGALDO, 2010b)

Oliveira e Menegaldo (2010b) publicaram os dados contidos na Tab. B.1, onde estão estimativas das contribuições de cada músculo do TS no torque total produzido durante

uma flexão plantar com JE em três níveis de torque diferentes (20% MVC, 60% MVC e 100% MVC).