

Capítulo 4

Modelagem e simulação do movimento humano

Um grande esforço da comunidade científica mundial tem sido destinado a modelagem da musculatura esquelética e do movimento. Tal fato se deve à inerente complexidade dos sistemas biológicos e também à dificuldade de estudá-los sem afetar o seu funcionamento normal. Neste sentido, as pesquisas apoiadas em simulações auxiliam no entendimento do sistema sob estudo de uma maneira não possível por outros meios, proporcionando assim uma melhor compreensão das propriedades e da performance do sistema.

A modelagem e a simulação do movimento humano tem se destacado nos últimos anos devido ao crescimento da convicção que elas podem fornecer um número maior de subsídios quantitativos sobre como os sistemas neuromuscular e músculo-esquelético se interagem para produzir movimento. Simulações do andar, ficar de pé, saltar e pedalar, tem produzido considerável avanço na compreensão sobre como os músculos da perna trabalham para alcançar um objetivo comum durante cada uma dessas tarefas motoras (Spägele *et al.*, 1999; Zajac 2002; Morasso & Sanguineti, 2002; Zajac *et al.*, 2002, 2003).

O interesse em utilizar modelos para estudar o movimento foi, e continua a ser, alimentado também pelo desempenho sempre crescente dos computadores. Segundo Pandy (2001), com os recursos computacionais disponíveis atualmente, modelos em larga escala do corpo (i.e. modelos que possuem muitos graus de liberdade (*dofs*) e são acionados por

muitos músculos) podem ser usados para executar simulações realísticas do movimento que são em ordem de magnitude mais complexas que aquelas executadas há pouco mais de uma década. Neste capítulo, uma breve descrição dos objetivos, princípios e estratégias a serem adotadas na criação de um modelo será apresentada. Posteriormente, será mostrado como as estruturas dos sistemas neuromuscular e músculo-esquelético podem ser representadas em um modelo matemático (computacional) do corpo, como estes elementos podem ser integrados para simular a dinâmica de uma tarefa motora e, finalmente, como a saída do modelo pode ser analisada para descrever e interpretar a função dos músculos no decorrer do movimento.

4.1 Objetivos da modelagem

Segundo Huijing (1995), a modelagem muscular é geralmente realizada buscando satisfazer os seguintes objetivos:

1. Estudar o mecanismo interno e as características de músculos isolados. Nesta categoria, duas subdivisões podem ser destacadas:
 - (a) O estudo de princípios ou mecanismos fundamentais da atividade muscular de maneira independente (Hill, 1938; Huijing and Woittiez, 1984; Hatze, 1990);
 - (b) O estudo das características integradas do músculo e sua excitação (Huxley, 1957; Hill, 1970; Huxley & Simmons, 1971; Hatze, 1981; Zahalak & Ma, 1990).
2. Incorporar modelos musculares em modelos do corpo (i.e. de seus segmentos) para simular o movimento humano (Bobbert *et al.*, 1986; Zajac, 1989; Anderson & Pandy, 1999; Menegaldo, 2001) ou animal (van Leeuwen, 1992; Menegaldo *et al.*, 1999) e estudar seu controle.

4.2 Estratégias de modelagem

A estratégia de modelagem pode ser baseada em duas características fundamentais nominalmente definidas como aproximação principal e sentido de análise.

Aproximação principal

Construir modelos sempre envolve a simplificação da realidade. Assim, geralmente são feitas aproximações de acordo com os seguintes princípios:

- Aproximação da análise do sistema pela inclusão de alguma descrição matemática das características de entrada/saída de uma entidade neuromuscular, de um músculo ou de suas partes, sem considerar o mecanismo envolvido na criação das características particulares (*modelos descritivos*, ex. Baratta & Solomonow, 1992)
- Incorporação dos princípios físicos e/ou fisiológicos mais importantes de determinação das características musculares (*modelos explicativos*).

Os modelos explicativos podem ser baseados em considerações estruturais (*modelos estruturais*, como a teoria dos filamentos deslizantes da contração (Huxley, 1957), o modelo da distribuição de momento (Zahalak, 1990)) ou em princípios que não envolvem as entidades estruturais (*modelos fenomenológicos*, como os modelos do tipo Hill (Pandy *et al.*, 1990)). A grande maioria dos modelos musculares e de movimento encontrados atualmente é baseada neste último tipo de modelo, o qual envolve, em sua forma mais simples, um elemento contrátil e um elemento elástico em série.

A modelagem muscular sempre envolverá uma combinação das estratégias descritivas e explicativas, visto que mesmo em modelos explicativos, a escolha do nível de explanação a ser tomado como ponto de partida é inevitável. A expansão do nível descritivo é sempre uma maneira efetiva de acrescentar simplicidade ao modelo (Huijing, 1995).

Sentido de análise

Diversos sentidos de análise são encontrados na modelagem muscular:

- **Análise mecânica direta** - o sentido da análise é, em termos gerais, de dentro para fora do corpo, isto é, o modelo é usado para relacionar propriedades das partes do sistema analisado àquela do sistema inteiro, levando-se em conta a mecânica de interação do subsistema. Exemplos de análise mecânica direta são a modelagem das características musculares a partir das características das fibras e aponeuroses e a modelagem do movimento de partes do corpo baseada nas características dos músculos e articulações.
- **Análise mecânica inversa** - baseando-se em variáveis acessíveis a medição externa (forças de reação, deslocamento dos segmentos corporais, etc.) pode-se calcular forças e momentos nas articulações. De posse do momento em uma dada articulação, as forças musculares produzidas pelos músculos que envolvem aquela articulação podem ser estimadas. Em engenharia este tipo de aplicação é bastante empregado em projetos de máquinas (robôs). Análises de força e projetos bem sucedidos de próteses (Lemmers, 1994), por exemplo, são baseados na modelagem mecânica com a aplicação de margens de segurança consideráveis.
- **Análise mecânica combinada** - a combinação das duas aproximações acima é também encontrada em modelos que utilizam a mecânica inversa do movimento humano para calcular forças e momentos ao redor de uma determinada articulação, em combinação com a modelagem mecânica direta dos músculos para estudar a produção dos momentos e forças líquidas requeridas (Thunnisse, 1993; Lloyd & Besier, 2003).

Tipos de aplicação

Dois tipos de aplicação podem ser enumerados:

1. **Aplicação heurística** - o modelo é aplicado para estudar quantitativamente os efeitos de mecanismos potencialmente importantes da função muscular. Neste tipo de aplicação a exatidão da predição não é o mais importante e sim a possibilidade de manipular os parâmetros do modelo buscando entender o comportamento geral do músculo. Apesar do objetivo, neste caso, ser apenas a obtenção de idéias gerais,

a comparação com dados experimentais é crucial para prevenir o uso de modelos pouco relacionados com a realidade.

2. Aplicação preditiva - o modelo é usado para prever o comportamento do músculo com uma determinada margem de erro. Apesar de todo modelo, enquanto simplificação da realidade, estar associado a uma margem de erro, em aplicações preditivas o objetivo principal é sempre prever com uma correspondência tão alta quanto possível o que realmente acontece dentro do músculo. Este tipo de modelagem é particularmente interessante para se obter informações de variáveis que não podem ser medidas diretamente (Zajac & Winters, 1990). Porém, sempre existirá o risco inerente da impossibilidade de se comprovar experimentalmente as previsões do modelo. Este tipo de aplicação pode ser usado, por exemplo, para determinar estratégias para o controle artificial de músculos ou mesmo prever os efeitos de compensação realizados pelas partes saudáveis de um indivíduo com determinada patologia. Particularmente, em ambientes clínicos espera-se que a modelagem muscular possa contribuir para diagnosticar e identificar com precisão, não só possíveis desvios patológicos, como também o local e o nível da anormalidade.

Complexidade do modelo

Do ponto de vista prático qualquer modelo de músculo ou do sistema locomotor deve ser tão simples quanto possível à luz do propósito para o qual ele é criado. Porém, dois fatores muito importantes a considerar são o controle limitado sobre músculos muito complicados (i.e., aqueles envolvidos em um esquema com muitos músculos complementares entrelaçados entre si) e a dificuldade de se obter parâmetros adequados ao modelo. Se um modelo é tão complexo a ponto de não fornecer intuitivamente a razão para determinado fenômeno, uma vez que os efeitos foram descritos, o modelador corre um risco relativamente grande de perder a conexão com elementos biológicos importantes que está tentando modelar. Neste caso, se o modelo não descreve a realidade razoavelmente bem, muito pouco pode ser aprendido sobre o fato.

A dificuldade na obtenção de valores apropriados aos parâmetros do modelo será mais

importante para as aplicações preditivas que para as heurísticas. Contudo, o emprego de parâmetros baseados unicamente em medidas experimentais específicas, ao invés de parâmetros obtidos da literatura, deve ser recomendado (Durfee & Palmer, 1994), mas é claro que tal pureza de aproximação nem sempre será possível.

Outro fator a ser considerado é que o aumento do número de parâmetros também aumentará a probabilidade de interferência de erros, levando a uma possível concordância dos resultados do modelo com os experimentais em condições específicas de movimento, sem contudo, haver concordância com os mecanismos fundamentais do modelo e da realidade muscular. Assim, segundo Huijing (1995), a preocupação claramente presente e muito humana de pesquisadores, agências de fomento e consultores de publicações científicas em se obter resultados positivos nos projetos de pesquisa apenas fará aumentar a incidência de modelos que, apesar de apresentarem razoável concordância com resultados empíricos, podem ter pouco a ver com a realidade do movimento humano.

4.3 Fundamentos de um modelo de movimento

O que deve ser incluído em um modelo de movimento depende da aplicação desejada. Se o objetivo geral é compreender a coordenação muscular, um modelo que não inclui músculos e articulações provavelmente não será útil. Um dos modelos mais simples dentre os utilizados para estudar a marcha é o do pêndulo invertido (Figura 4.1a). Este modelo pode descrever a transferência de energia cinética e potencial que ocorre quando uma pessoa anda livremente. Mas ele não pode nos ensinar muito sobre como os músculos da perna cooperam para produzir um caminhar suave. Modelos com juntas, mas sem músculos (i.e. aqueles acionados por torques nas juntas), provavelmente também não serão apropriados em estudos de coordenação pois representam apenas o efeito global dos músculos ao redor de cada junta. De fato, modelos acionados por torque podem algumas vezes levar a interpretações incorretas da função muscular, como foi demonstrado na pedalada por Raasch *et al.*, 1997.

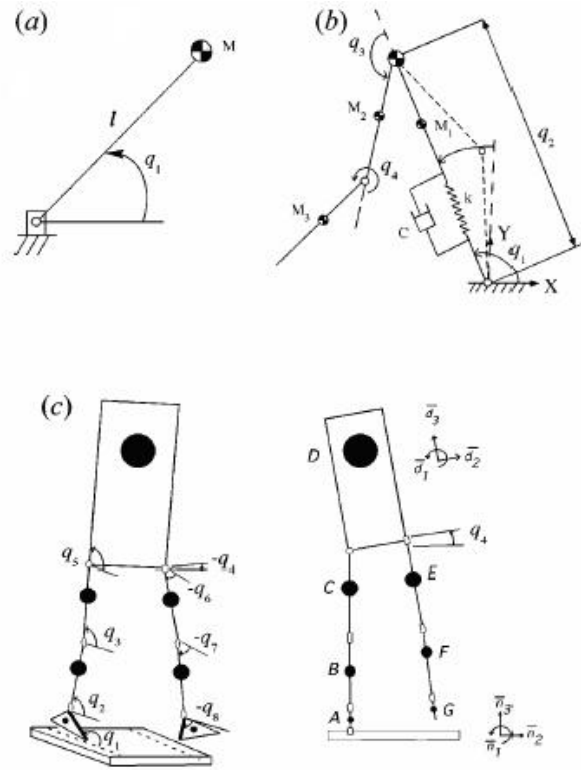


Figura 4.1: Complexidade crescente de modelos usados para simular a marcha normal sobre o solo. (a) Modelo planar em pêndulo de um *dof* (*degree of freedom* ou grau de liberdade) usado para simular a fase de suporte simples. (b) Modelo planar de 3 *dofs* usado para simular a fase de suporte simples. (c) Modelo 3D do corpo com 8 *dofs* usado para simular um ciclo completo do passo, exceto o período próximo à retirada dos pés do solo (Pandy, 2001).

Estruturas que contribuem para a rigidez total de uma junta (i.e. cartilagem, meniscos, ligamentos, e cápsula) não são usualmente incluídas em modelos multi-articulados, usados para estudar movimento. Segundo Pandy (2001), este nível de detalhe não parece justificado, especialmente se o objetivo é estudar a função muscular. A ação dos ligamentos, quando incluída, restringe-se a uma representação global por meio de um torque articular passivo, cuja magnitude aumenta exponencialmente até próximo aos limites de movimento da articulação (Anderson, 1999). Cartilagem e menisco são raramente incluídos, isto se deve ao fato de que estas estruturas não alteram as forças transmitidas pela articulação, e servem “apenas” como apoio para diminuição das tensões na junta, pelo aumento das áreas de contato entre os ossos (Shrive *et al.*, 1978).

As simulações do movimento devem incluir (a) um modelo da dinâmica do esqueleto, (b) um modelo da geometria do sistema músculo-esquelético, (c) um modelo de atuador músculo-tendíneo, (d) um modelo do acoplamento excitação-contração muscular e (e) um modelo do objetivo da tarefa motora (Figura 4.2). Um resumo dos fundamentos de cada uma destas etapas será mostrado a seguir.

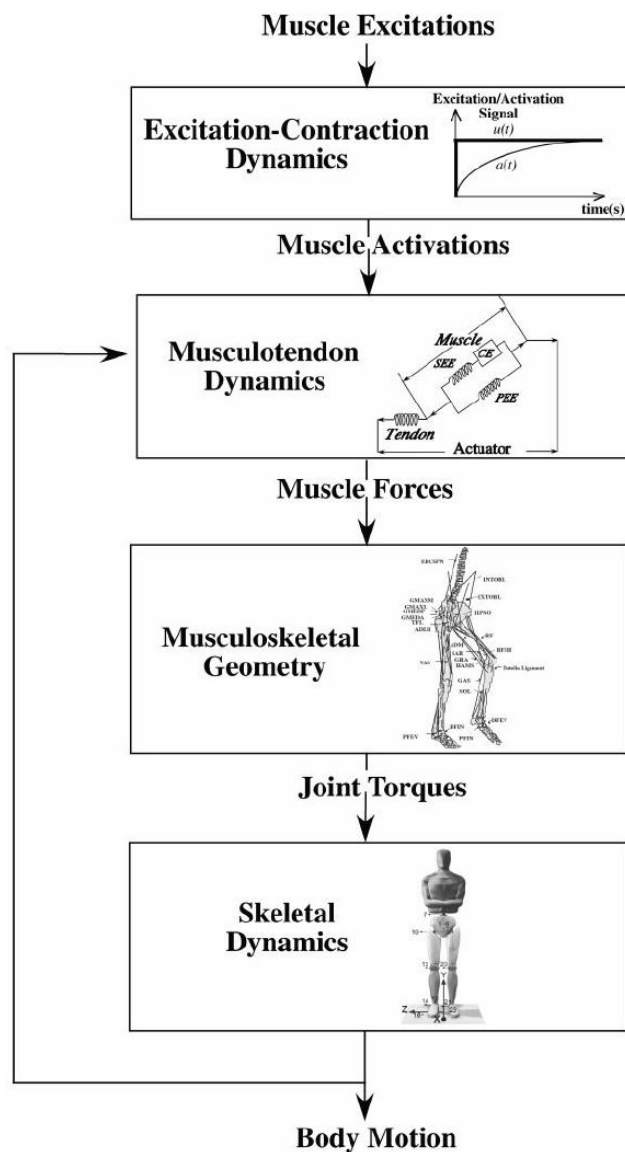


Figura 4.2: Diagrama ilustrativo dos componentes usualmente incluídos em um modelo de movimento multi-articulado (Pandy, 2001).

Modelagem da dinâmica esquelética

Muitas simulações de movimentos multi-articulares são planares. Por exemplo, modelos no plano sagital tem sido largamente usados para simular a postura ereta, a marcha, a corrida, o salto e a pedalada. Intuitivamente, tal escolha possibilita uma maior simplificação do modelo e ao mesmo tempo preserva (sob condições específicas) as características básicas necessárias ao estudo daqueles movimentos. Primeiramente, a flexão e a extensão representam os principais movimentos da maioria das articulações, contribuindo significativamente para a performance da maior parte das tarefas motoras (ex: a posição vertical do centro de massa do corpo durante a fase de contato com o solo no salto é quase inteiramente determinada pela flexão e extensão do quadril, do joelho e do tornozelo) (Pandy *et al.*, 1990). Além disso, modelos multi-articulados planares tem menos graus de liberdade que modelos tridimensionais e, por isso, requerem menos tempo para simulação computacional que aqueles que permitem o movimento das partes do corpo em três dimensões.

Definir se uma tarefa motora deve ser simulada em duas ou em três dimensões depende principalmente da pergunta a ser respondida. Por exemplo, um modelo planar é provavelmente adequado para estudar a contribuição da posição de flexão-extensão do joelho para o movimento do centro de massa durante o andar normal (Figura 4.1b). Porém, este modelo não pode ser usado para determinar as contribuições relativas da posição de flexão-extensão do joelho, inclinação pélvica e rotação pélvica, uma vez que as duas últimas ocorrem nos planos frontal e transversal, respectivamente. O modelo mostrado na Figura (4.1c) pode ser usado para estudar as contribuições da posição de flexão-extensão do joelho e a inclinação pélvica, mas não a rotação pélvica, pois este movimento não está representado explicitamente no mesmo.

A Figura (4.3) mostra um modelo tridimensional do esqueleto com 10 segmentos e 23 graus de liberdade, que foi usado para simular um ciclo da marcha normal (Anderson, 1999). Por incorporar os seis maiores determinantes do passo (i.e., flexão-extensão de quadril, joelho e tornozelo, rotação pélvica, inclinação pélvica e deslocamento pélvico lateral), este modelo pode ser usado para estudar os efeitos da flexão-extensão do quadril, joelho e tornozelo em função dos movimentos da pélvis nos planos frontal e transversal.

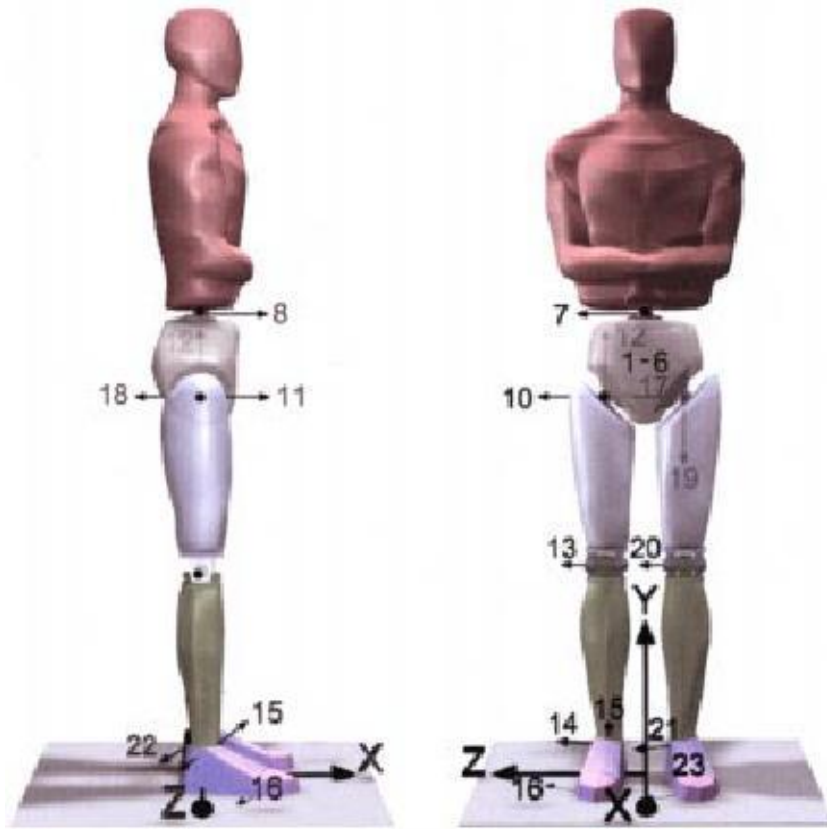


Figura 4.3: Modelo tridimensional de 10 segmentos e 23 *dofs* usado para simular a marcha normal (Anderson, 1999).

Independentemente do esqueleto ser modelado em duas ou três dimensões, as relações entre as forças aplicadas ao corpo e o movimento resultante dos segmentos corporais pode sempre ser expressa na forma

$$M(\underline{q})\ddot{\underline{q}} + C(\underline{q})\dot{\underline{q}}^2 + G(\underline{q}) + R(\underline{q})F^{MT} + E(\underline{q}, \dot{\underline{q}}) = \underline{0}, \quad (4.1)$$

onde $\underline{q}$, $\dot{\underline{q}}$, $\ddot{\underline{q}}$ são vetores dos ângulos inerciais, velocidades e acelerações angulares, respectivamente; $M(\underline{q})$ é a matriz de inércia do sistema e $M(\underline{q})\ddot{\underline{q}}$ um vetor de forças e torques inerciais; $C(\underline{q})\dot{\underline{q}}^2$ é um vetor de forças e torques centrífugos e de Coriolis; $G(\underline{q})$ é um vetor de forças e torques gravitacionais; $R(\underline{q})$ é a matriz dos braços de momentos musculares; F^{MT} é um vetor de forças músculo-tendíneas e $R(\underline{q})F^{MT}$ um vetor de torques músculo-tendíneos; e $E(\underline{q}, \dot{\underline{q}})$ é um vetor das forças e torques externos aplicados ao corpo pelo ambiente.

Uma das partes mais difíceis do desenvolvimento de um modelo da dinâmica esquelética é lidar com o contato entre o corpo e o ambiente. Praticamente todas as simulações de movimento tratam desta interação de maneira simplificada (p. ex. a modelagem do pé como sendo um único segmento rígido articulado apenas no tornozelo).

Se o número de graus de liberdade do modelo é maior que, digamos, quatro, um computador é necessário para obter e solucionar a equação (4.1) explicitamente. Para tal, vários pacotes comerciais de software estão disponíveis, incluindo AUTOLEV da On-Line Dynamics Inc, SD/FAST da Symbolic Dynamics Inc, ADAMS da Mechanical Dynamics Inc, e DADS da CADSI.

Modelagem da geometria músculo-esquelética

Todos os modelos multi-articulados de movimento assumem que os tendões musculares se inserem em pontos singulares sobre os ossos (Yamaguchi & Zajac, 1990; Pandy *et al.*, 1990; Neptune *et al.*, 2000). Quando um músculo se insere sobre uma larga área do osso, ele é usualmente separado em duas ou mais porções, como ilustrado na Figura (4.4).

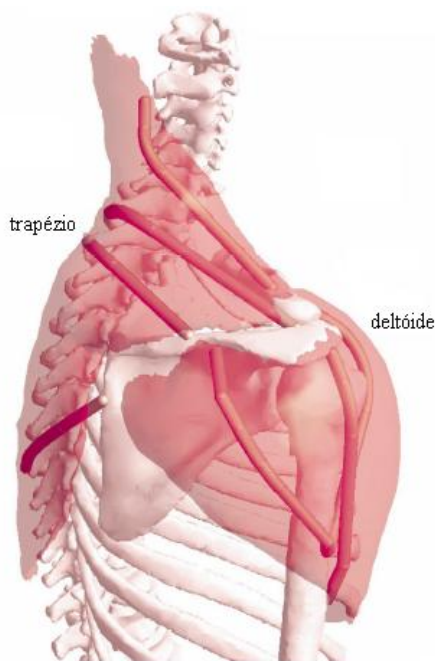


Figura 4.4: Modelo de ombro elaborado a partir da reconstrução tridimensional de imagens médicas de alta resolução contendo os músculos trapézio e deltóide subdivididos em várias “porções” (Garner, 1998).

Dois métodos são comumente utilizados para modelar os trajetos dos músculos pelo corpo: o método da linha reta e o da linha centróide. No método da linha reta, o trajeto de um músculo é representado por uma linha reta unindo os centróides dos locais de inserção dos músculos. Embora este método seja de fácil implementação, quando um músculo envolve um osso ou outro músculo, ele pode não produzir resultados significativos, conforme ilustrado na Figura (4.5). No método da linha centróide, o trajeto do músculo é representado como uma linha que une os centróides das seções transversais do músculo (Jensen & Davy, 1975). Apesar da linha de ação do músculo ser representada com maior precisão neste caso, o método da linha centróide pode ser difícil de aplicar pelos seguintes motivos: (a) pode não ser possível obter as localizações dos centróides das seções transversais musculares mesmo para uma posição simples do corpo e, (b) mesmo se o trajeto do centróide de um músculo é conhecido para alguma posição do corpo, é praticamente impossível determinar como o trajeto do músculo se altera com as mudanças de posição do corpo (Jensen & Davy, 1975).

Uma forma de tratar este problema é introduzir locais de inserção efetivos ou pontos guia em locais específicos ao longo do trajeto centróide. Neste caso, a linha de ação do músculo é definida por segmentos de linhas retas ou por uma combinação de segmentos de linhas retas e curvas entre cada grupo de pontos guia (Delp *et al.*, 1990). Os pontos guia permanecem fixos em relação aos ossos mesmo quando as juntas se movem, e o músculo envolvido é levado em conta fazendo-se os pontos guia ativos ou inativos, dependendo da configuração da articulação. Este método é eficiente quando um músculo envolve uma articulação tipo dobradiça de 1 *dof*. Porém, ele pode levar a descontinuidades no cálculo dos braços de momento em articulações com mais de 1 *dof* rotacional. Uma aproximação alternativa, conhecida como método dos obstáculos, elimina este problema permitindo ao músculo deslizar livremente sobre os ossos e sobre outros músculos quando a configuração das articulações se altera (Garner & Pandy, 2000). Como o trajeto de um músculo não é restrito pelo contato com os ossos e/ou outros músculos vizinhos, o método dos obstáculos produz curvas dos braços de momento, em função dos ângulos articulares, bem mais suaves (Figura 4.5b).

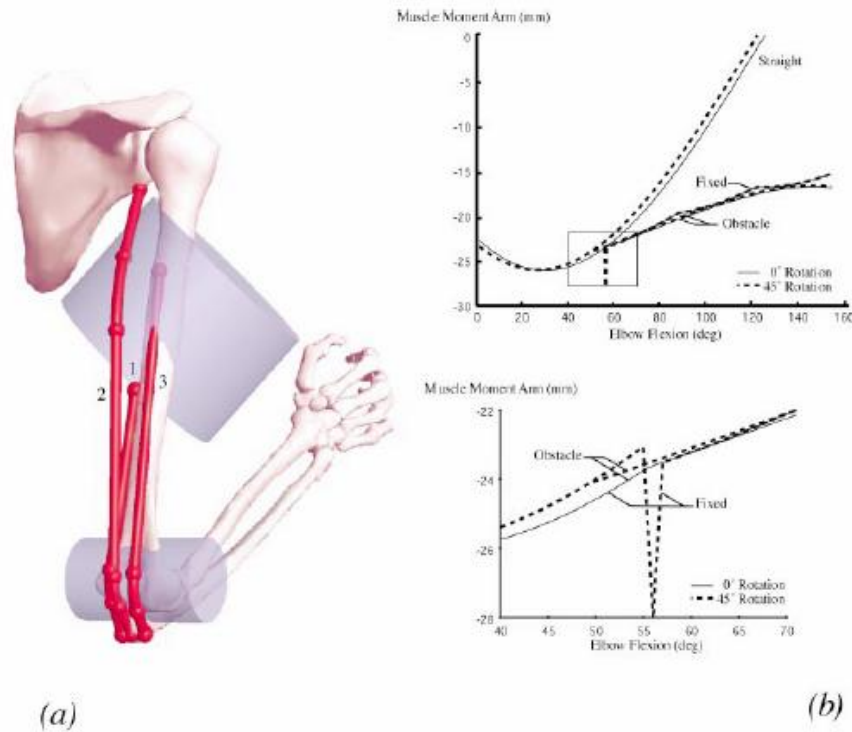


Figura 4.5: (a) Vista lateral posterior do modelo de obstáculos usado para modelar o trajeto das três cabeças do tríceps braquial em um modelo de braço. As cabeças medial (1) e lateral (3) foram modeladas usando como obstáculo um único cilindro para cada uma (não mostrados). A cabeça longa (2) foi modelada usando dois cilindros. (b) Comparação dos braços de momento obtidos usando diferentes métodos para o cálculo do trajeto: Método da linha reta (*Straight*), do ponto fixo (*Fixed*) e de obstáculos (*Obstacle*). Para cada método, os braços de momento foram calculados para uma flexão completa do cotovelo com o úmero alinhado ao torso (linhas contínuas) e em rotação interna de 45° (linhas pontilhadas). (Modificado de Garner & Pandy, 2000).

Modelagem dos atuadores músculo-tendíneos

Quando músculos são incluídos em um modelo de movimento, o seu comportamento mecânico é freqüentemente descrito por um modelo do tipo Hill de três elementos (Winters & Stark, 1985; Zajac, 1989). No modelo mostrado na Figura (4.6) as propriedades de produção da força muscular são descritas por quatro parâmetros: a força muscular isométrica máxima (F_o^m), o comprimento de fibra correspondente (l_o^m), o ângulo de empenamento (α) e a velocidade intrínseca de encurtamento do músculo (v_{max}). F_o^m é usualmente obtida pela multiplicação da área de seção transversal fisiológica do músculo por

um valor genérico de tensão específica (Delp *et al.*, 1990). Os valores de l_o^m (comprimento de fibra para a força muscular máxima) e α (ângulo de inserção das fibras musculares nos tendões quando elas estão com seu comprimento ótimo) são quase sempre baseados em dados obtidos da dissecação de cadáveres (Klein-Breteler *et al.*, 1999). v_{max} é assumida ser independente do músculo na maior parte das simulações de movimento. Por exemplo, simulações de saltar (Pandy *et al.*, 1990; Anderson, 1999), pedalar (Raasch *et al.*, 1997; Neptune *et al.*, 2000) e andar (Anderson, 1999) assumem $v_{max} = 10l_o^m s^{-1}$ para todos os músculos, modelando de forma integrada o efeito das fibras lentas, médias e rápidas.

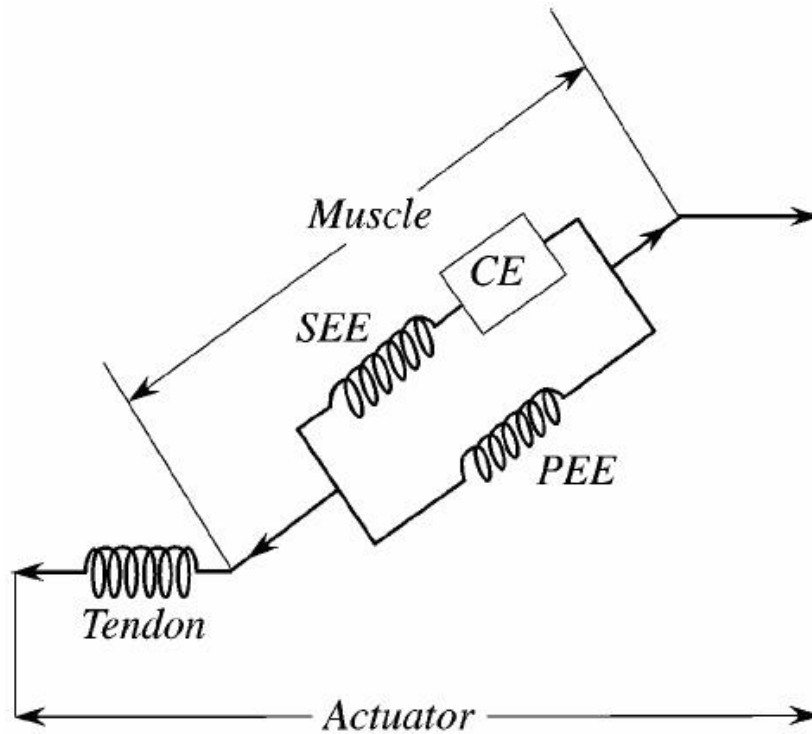


Figura 4.6: Diagrama esquemático de um modelo comumente utilizado para simular o conjunto músculo-tendão. Cada atuador músculo-tendíneo é representado por um músculo de 3 elementos, em série com um tendão elástico. O comportamento mecânico do músculo é descrito por um elemento contrátil (CE) do tipo Hill que modela a propriedade força-comprimento-velocidade do músculo, um elemento elástico em série (SEE) que modela a rigidez ativa do músculo e um elemento elástico em paralelo (PEE) que modela a rigidez passiva do músculo. O comprimento instantâneo do atuador é determinado pelo comprimento do músculo, pelo comprimento do tendão e pelo ângulo de empenamento do músculo em relação ao tendão. Neste modelo, é assumido que a largura do músculo permanece constante com as mudanças de comprimento muscular (Pandy, 2001).

O tendão é usualmente representado como um elemento elástico. Mesmo que a força varie não linearmente com uma mudança no comprimento, quando o tendão é esticado a partir do seu comprimento original, l_s^T (Woo, 1982), uma curva linear de força-comprimento pode ser utilizada (Pandy *et al.*, 1990; Anderson & Pandy, 1999). Esta simplificação superestima a quantidade de energia armazenada no tendão, mas o efeito sobre a performance do atuador não é provavelmente significativo uma vez que a força no tendão é pequena na região onde a curva força-comprimento é não linear. E ainda, o fato da performance do atuador não depender fortemente do valor assumido por l_s^T é bem vindo, uma vez que este parâmetro é difícil de ser medido. Mudar o valor de l_s^T no modelo da Figura (4.6) pode alterar não só a magnitude da força máxima desenvolvida pelo atuador, como também o ângulo da junta no qual a força máxima ocorre (Zajac, 1989). Então, o valor de l_s^T e, mais especificamente o valor da relação entre o comprimento ótimo de fibra muscular pelo comprimento original do tendão, l_o^m/l_s^T , assumido pelo modelo, pode afetar significativamente as predições de coordenação muscular.

Para o atuador mostrado na Figura (4.6), a dinâmica músculo-tendínea é descrita por uma única equação diferencial não linear que relaciona a força músculo-tendínea (F^{MT}), o comprimento músculo-tendíneo (l^{MT}), a velocidade de encurtamento músculo-tendíneo (v^{MT}) e a ativação muscular (a^m) com a taxa de mudança da força músculo-tendínea no tempo:

$$\dot{F}^{MT} = f(F^{MT}, l^{MT}, v^{MT}, a^m); 0 \leq a^m \leq 1 \quad (4.2)$$

Dados os valores de F^{MT} , l^{MT} , v^{MT} e a^m em um instante de tempo, a equação (4.2) pode ser integrada numericamente para se calcular a força músculo-tendínea no próximo instante.

Modelagem do acoplamento excitação-contração muscular

O músculo não pode ser ativado ou relaxado instantaneamente. O atraso entre a excitação e a ativação muscular (ou o desenvolvimento da força muscular) é devido principalmente ao tempo gasto para o cálcio, que é bombeado para fora do retículo sarco-

plasmático, viajar pelo sistema de túbulos-T e ligar-se a troponina. O atraso entre a excitação muscular (u : impulso neural líquido) e a ativação muscular (a^m) é geralmente modelado como um processo de primeira ordem (Piazza & Delp, 1996; Neptune *et al.*, 2000):

$$\dot{a}^m = (1/\tau_{rise})(u^2 - ua^m) + (1/\tau_{fall})(u - a^m); u = u(t); a^m = a^m(t). \quad (4.3)$$

Outras formas também são possíveis para esta relação como por exemplo, uma equação linear para o controle u , que foi usada para simular saltos (Pandy *et al.*, 1990) e pedaladas (Raasch *et al.*, 1997). Está implícito na formulação da equação (4.3) que a ativação muscular depende apenas de uma variável simples (u). Outros modelos assumem que a depende de duas entradas (u_1 e u_2) que representam, em separado, os efeitos do recrutamento e da frequência de estimulação (Hatze, 1978; Happee, 1994). Nas simulações de movimento multi-articulado, a incorporação, tanto do recrutamento como da frequência de estimulação, no modelo do acoplamento excitação-contração não é provavelmente tão importante quanto os valores assumidos pelas constantes de tempo τ_{rise} e τ_{fall} . Os valores destas constantes estão entre 12-20ms para o tempo de subida (τ_{rise}) e 24-200ms para o tempo de relaxamento, τ_{fall} (van Soest *et al.*, 1993; Piazza & Delp, 1996). Alterações nos valores destas constantes dentro dos limites indicados podem ter um efeito significativo nas predições de coordenação do movimento.

Modelagem da finalidade da tarefa motora

As equações (4.1), (4.2) e (4.3) podem ser combinadas para formar um modelo do sistema neuro-músculo-esquelético. As entradas deste sistema são as excitações musculares e as saídas são os movimentos do corpo (Figura 4.2). Medidas do sinal EMG e dos movimentos do corpo podem ser utilizadas para estimar as forças durante o movimento. Alternativamente, o objetivo da tarefa motora pode ser modelado e usado na teoria de otimização dinâmica para calcular o conjunto de excitações necessárias à performance ótima. Esta aproximação tem sido usada para simular movimentos como, por exemplo, andar (Yamaguchi & Zajac, 1990), saltar (van Soest *et al.*, 1993), equilíbrio postural

(Kuo, 1995), levantar de uma cadeira (Pandy *et al.*, 1995), pedalar (Neptune *et al.*, 2000) e levantar a partir de uma posição semi-agachada (Menegaldo, 2001).

Modelar a finalidade ou o custo funcional não é uma proposta fácil porque a performance é determinada por restrições fisiológicas e ambientais impostas à tarefa, e estes fatores podem ser difíceis de quantificar e descrever matematicamente. Tomemos o andar por exemplo, é difícil conhecer qual critério é usado para produzir o padrão de ativações musculares e os movimentos dos segmentos do corpo observados quando uma pessoa anda com cadência e comprimento de passo livremente selecionados (Marshall *et al.*, 1989). Neste caso, pode-se adotar alguma medida de performance para governar a simulação. Concluída a mesma, os resultados do modelo podem ser comparados com medidas cinemáticas, de forças externas e/ou da atividade muscular (EMG) para suportar, rejeitar ou refinar o modelo do objetivo da tarefa (Pandy *et al.*, 1995; Collins, 1996; Neptune *et al.*, 1998). Todavia, algumas tarefas bem definidas como saltar a máxima altura, pedalar a velocidade máxima e arremessar a máxima distância, apresentam objetivos relativamente claros. Sendo, por esta razão, adequados para aproximação por otimização dinâmica. Se o propósito da tarefa pode ser determinado com um bom grau de precisão (ex: a altura do salto é determinada pela posição e velocidade do centro de massa do corpo no instante da decolagem), a aproximação por otimização dinâmica pode então ser usada para refinar um modelo da dinâmica do sistema. Por exemplo, o modelo da Figura (4.3) foi usado para simular tanto o salto vertical como a marcha (Anderson & Pandy, 1999; 2001a). Devido ao custo funcional da caminhada ser ambíguo, o modelo foi usado primeiro para resolver um problema de otimização dinâmica para o salto a altura máxima. Resolvido o problema do salto e validada a resposta do modelo contra dados experimentais, o mesmo foi então usado com grande confiabilidade para simular a marcha normal sobre o solo (Anderson & Pandy, 2001a).

4.4 Determinação da força muscular

Uma vez elaborado o modelo do corpo, ele pode ser usado para estimar valores difíceis de serem medidos. Por exemplo, forças musculares não podem ser medidas por meios não invasivos (Komi, 1990; Gregor & Abelew, 1994), então estes valores são determinados usando técnicas de dinâmica inversa ou direta. Na dinâmica inversa, medidas não invasivas dos movimentos corporais (posição, velocidade, e aceleração de cada segmento) e forças externas são usadas como entradas na equação (4.1) para calcular as forças musculares (ex. Glitsch & Baumann, 1997). A dinâmica direta, por outro lado, usa excitações (ou ativações musculares) como entradas para calcular os movimentos corporais correspondentes (Figura 4.7) (Shelburne & Pandy, 1997). Devido ao número de músculos que cruzam uma articulação ser maior que o número de *dofs* que especificam o movimento da mesma, a força desenvolvida por cada músculo em particular não pode ser determinada. Virtualmente, todas as tentativas de resolver este problema são baseadas na aplicação da teoria da otimização (para uma revisão ver (Zajac & Gordon, 1989) e para algumas variações da teoria de otimização ver (Vaughan *et al.*, 1996) e (Menegaldo, 2003)).

Enquanto o método da dinâmica inversa (ou otimização estática) resolve um problema de otimização diferente a cada instante no decorrer do movimento, o método da dinâmica direta (ou otimização dinâmica) resolve um problema de otimização para um ciclo completo do movimento. Esta é a diferença crucial entre os dois métodos, e a razão pela qual as soluções de otimização dinâmica requerem um maior esforço computacional. Por outro lado, a otimização estática tem suas próprias deficiências. Primeiro, a validade dos resultados depende da precisão dos dados experimentais coletados no decorrer do movimento analisado, especificamente as posições, velocidades e acelerações dos segmentos do corpo. A dificuldade em estimar precisamente a velocidade e a aceleração a partir de medidas de posição (Winter *et al.*, 1974; Ladin *et al.*, 1989) pode induzir a erros significativos no cálculo dos torques articulares líquidos e, conseqüentemente, na estimação das forças (Patriarco *et al.*, 1981). Segundo, é difícil incluir a fisiologia muscular na formulação de um problema de otimização estática porque as estimativas do comprimento e velocidade de contração muscular dependem da precisão com a qual as posições e velocidades dos

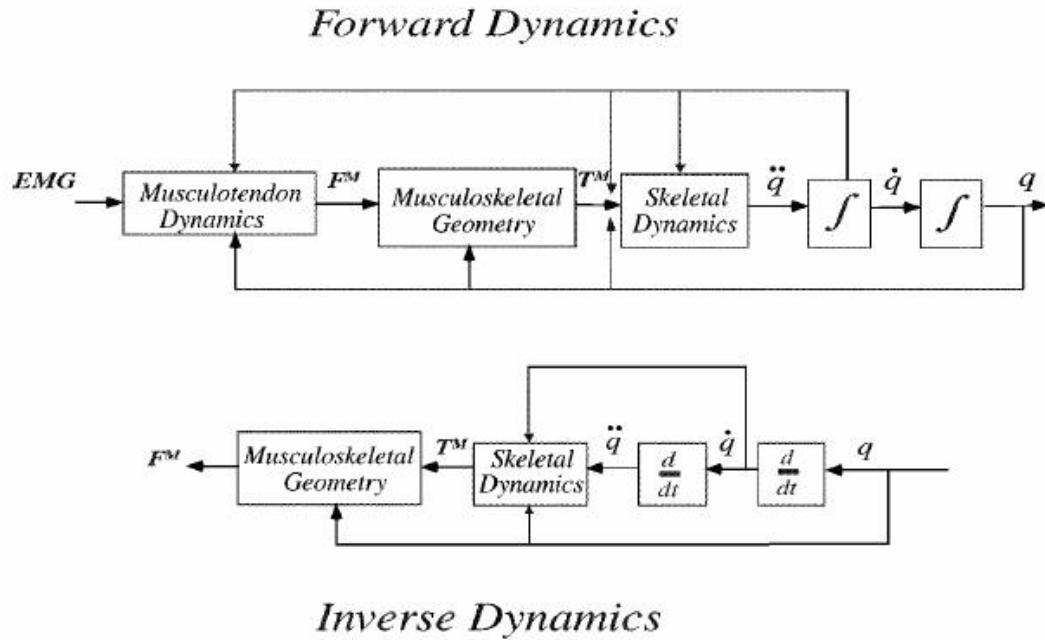


Figura 4.7: Comparação dos métodos de dinâmica direta e inversa comumente usados para determinar a força muscular. (*Superior*) As excitações musculares são as entradas e os movimentos corporais são as saídas na dinâmica direta. A força muscular (F^M) é um produto intermediário (saída do modelo da dinâmica músculo-tendínea). Se todos os elementos são modelados (i.e., dinâmica esquelética, geometria músculo-esquelética e atuação muscular), e se o objetivo da tarefa motora também é modelado, então a otimização dinâmica pode ser aplicada para encontrar o conjunto de excitações musculares que produz uma performance ótima. (*Inferior*) Os movimentos corporais são as entradas e as forças musculares são as saídas na dinâmica inversa. Logo, as medidas dos movimentos do corpo são usadas para calcular os torques musculares líquidos exercidos sobre as articulações, onde as forças musculares são determinadas usando otimização estática (Pandy, 2001).

segmentos corporais podem ser medidas. Finalmente, como a otimização estática é uma aproximação descritiva (baseada em análise), um modelo do objetivo da tarefa motora não pode ser incluído na formulação deste problema. A otimização dinâmica é mais poderosa porque (a) as equações do sistema (Equações (4.1), (4.2) e (4.3)) são integradas adiante no tempo e, portanto, a fisiologia muscular é facilmente incorporada na formulação do problema, e (b) um modelo do objetivo da tarefa motora também pode ser incluído porque a otimização é feita para um ciclo completo da tarefa.

A questão é: as soluções de otimização estática e dinâmica levam aos mesmos resulta-

dos? A resposta parece ser sim (Pandy, 2001). Entretanto, para realizar uma comparação satisfatória, o mesmo conjunto de movimentos corporais e torques articulares deve ser usado em ambos os métodos. Isto foi feito em um recente estudo de marcha, onde os torques articulares obtidos via otimização dinâmica foram usados como as entradas de um problema de otimização estática análogo (Anderson & Pandy, 2001b). Neste estudo, a fisiologia muscular pôde ser incorporada no problema estático porque as velocidades de contração e os comprimentos musculares estavam disponíveis a partir da solução dinâmica. As soluções estáticas e dinâmicas foram notavelmente similares nas predições da força muscular. Além disso, a fisiologia teve pouco efeito sobre as soluções estáticas, indicando que a precisão das forças musculares, derivadas a partir do método da otimização estática, depende principalmente dos torques articulares.

Então, qual é o método a ser usado para determinar a força muscular? Admitindo-se que medidas precisas das forças externas e movimentos corporais estejam disponíveis, a otimização estática seria favorecida nos cálculos da força muscular, principalmente pelo fato dela requerer um esforço computacional bem menor. Todavia, se o objetivo é descobrir como alterações na estrutura do corpo afetam a função e a performance de uma tarefa motora, então a otimização dinâmica deve ser usada porque medidas dos movimentos corporais e das forças externas não estão, a priori, disponíveis neste caso.

4.5 Integrando modelagem e experimentos para estudo do movimento

A teoria da otimização dinâmica (OD) é muito mais poderosa quando o problema é formulado sintetizando-se o movimento no início e no final da tarefa motora; ou seja, quando o problema é formulado sem restrições cinemáticas para que a solução seja direcionada essencialmente pela natureza da função de custo (Figura 4.8). Esta é a maneira mais elegante de apresentar o problema de otimização, mas é também a forma mais difícil de resolvê-lo. A razão é que o espaço solução permanece muito extenso quando nenhuma restrição é usada para limitá-lo, fazendo com que o tempo necessário a convergência, para

solução ótima, seja muito maior; tal como na simulação de marcha executada por Anderson & Pandy (2001a), onde os movimentos dos segmentos corporais, as forças de reação do solo, as forças musculares, e os históricos das excitações musculares foram preditos para um ciclo de marcha completo, dadas apenas as posições e velocidades dos segmentos corporais no início e no fim do ciclo. Finalmente, a solução ótima foi encontrada para minimizar a soma total de energia metabólica consumida pelos músculos por metro de caminhada percorrido. Como o modelo estava livre para “escolher” qualquer padrão de movimento consistente com o mínimo custo metabólico, a convergência para solução ótima levou um tempo extraordinariamente longo (aproximadamente 10000 horas de processamento em um supercomputador Cray T3E). Ainda assim, a formulação de problemas desta magnitude era inimaginável há pouco mais de uma década (Pandy, 2001).

Os problemas de OD também podem ser formulados para que a solução siga um dado caminho, como, por exemplo, no elegante trabalho de Menegaldo *et al.* (2003) descrito no Capítulo 2. Na simulação da marcha em especial, os ângulos articulares e as componentes da força de reação do solo podem ser tratados como restrições que a solução deve satisfazer dentro de uma tolerância pré-determinada. O problema então seria encontrar os históricos das excitações musculares (e forças musculares) que corresponderiam aos padrões de movimentos corporais e às forças de reação do solo, medidos experimentalmente. Este método de rastreamento (*tracking method*) é atraente pois, a prescrição de um caminho para o modelo seguir aumenta a probabilidade da simulação convergir para um padrão de movimento similar àquele observado na natureza. Uma aplicação interessante deste método é ajustá-lo para seguir os movimentos medidos experimentalmente (através de sistemas de análise de movimentos) para prever aqueles que não podem ser medidos (i.e. forças musculares e movimentos de translação dos ossos em uma determinada articulação). A principal limitação do método de rastreamento é que ele compromete o poder preditivo da OD; não podendo ser usado para prever como eventuais mudanças na estrutura corporal afetariam a função do tecido e a performance da tarefa. Por outro lado, sua principal vantagem é melhorar as características de convergência da OD, tornando possível a obtenção de uma solução ótima com menor esforço computacional.

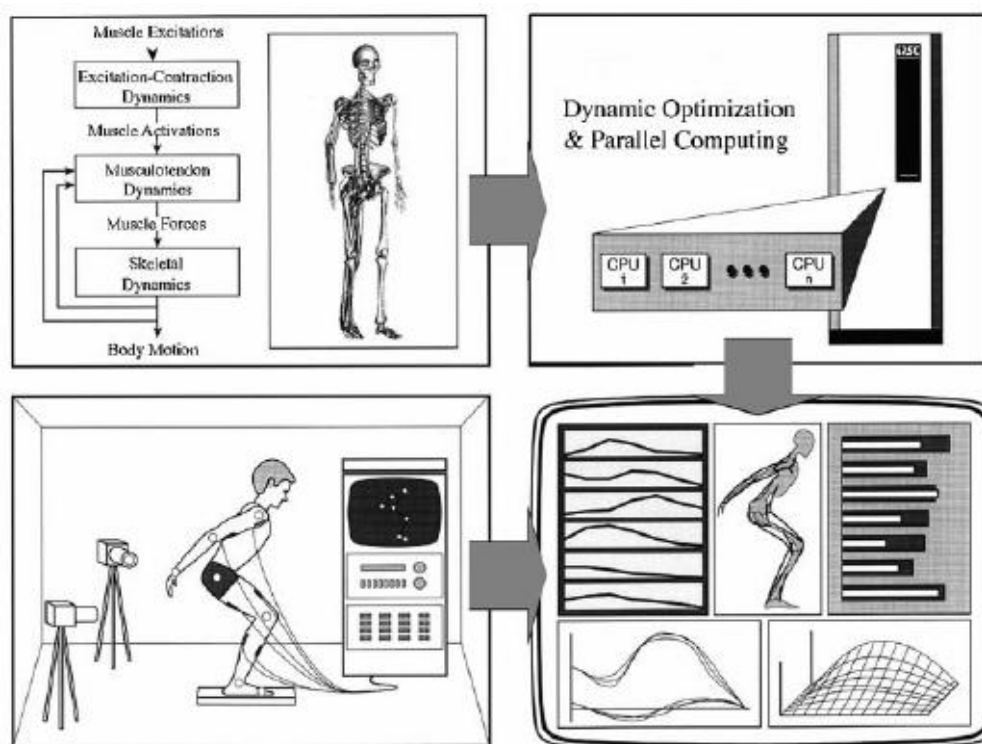


Figura 4.8: Diagrama esquemático ilustrando como a modelagem músculo-esquelética (*superior esquerda*), a otimização dinâmica associada a computação de alta performance (*superior direita*), os experimentos *in vivo* (*inferior esquerda*) e a análise dos dados (*inferior direita*) podem ser combinados para estudar o movimento humano. Aqui, o problema de otimização dinâmica é formulado e resolvido independentemente do experimento (as medidas dos movimentos corporais, forças de reação do solo e ativações musculares são usadas apenas para avaliar as previsões do modelo). Alternativamente, a modelagem, a otimização dinâmica, e os experimentos *in vivo* podem ser explicitamente combinados (vide texto) para formular e resolver um problema de rastreamento (Pandy, 2001).

4.6 Análise da saída do modelo

Um músculo pode contribuir para a aceleração de um segmento do corpo sem tocá-lo. Esta conclusão se baseia na equação (4.1), onde a matriz de inércia, $M(\underline{q})$, tem duas importantes propriedades: (a) ela é função dos ângulos inerciais, $\underline{q}$, que especificam as posições relativas dos segmentos do corpo e (b) ela não é uma matriz diagonal e, portanto, seus termos fora da diagonal não são nulos (Zajac & Gordon, 1989). Estas propriedades são preservadas quando $M(\underline{q})$ é invertida. Assim, a partir da equação (4.1), todas as forças

(centrífugas e de Coriolis, gravitacionais, musculares e externas) atuam para acelerar todos os segmentos do corpo a cada instante. Desta forma,

$$\ddot{\underline{q}} = -M^{-1}(\underline{q})[C(\underline{q})\dot{\underline{q}}^2 + G(\underline{q}) + R(\underline{q})F^{MT} + E(\underline{q}, \dot{\underline{q}})], \quad (4.4)$$

onde $M^{-1}(\underline{q})$ é a inversa da matriz de inércia do sistema. As contribuições dos músculos para as acelerações dos segmentos do corpo são então dadas por

$$\ddot{\underline{q}}^{\text{mus}} = -M^{-1}(\underline{q})R(\underline{q})F^{MT} \quad (4.5)$$

A equação (4.5) esclarece, em termos matemáticos, porque cada músculo contribui para a aceleração de todos os segmentos corporais. Fisicamente podemos descrever este processo da seguinte forma: Quando um músculo está conectado a um segmento corporal ele pode aplicar uma força no mesmo; esta força é transmitida para cima e para baixo da cadeia multi-articulada por meio das forças de contato que atuam nas articulações. Então, um músculo como o sóleo, que cruza apenas o tornozelo, pode acelerar a tíbia, o pé, assim como todos os outros segmentos do corpo. Estas acelerações induzidas dependem das posições relativas de todos os segmentos no instante considerado. Por exemplo, quando o corpo está próximo da postura ereta (joelho próximo da extensão completa), o sóleo acelera o joelho em extensão porque as forças de contato induzidas naquela articulação aplicam torques na coxa e na perna, no sentido de extensão do joelho. Por outro lado, quando o joelho está flexionado além de 90° , as forças de reação induzidas, pelo sóleo, no joelho, aplicam torques na coxa e na perna, favorecendo a flexão do joelho. De forma geral, a posição do corpo afeta a magnitude e a direção da aceleração induzida por uma força muscular em um dado segmento corporal pois influencia no torque aplicado pela força muscular sobre aquele segmento (Pandy, 2001).

4.7 Perspectiva

O que se observa atualmente é que esta é uma época excitante para modelagem computacional em geral e suas aplicações nos estudos do movimento humano, em particular. Com o desenvolvimento da computação paralela e das estações de trabalho gráficas, mode-

los de maior complexidade podem ser usados para simular ações reais como andar, correr, saltar e etc.

Modelos detalhados da estrutura corporal são necessários não apenas para descrever a função muscular durante o movimento estudado, mas também para avaliar procedimentos cirúrgicos destinados a corrigir anormalidades nos padrões de movimento decorrentes de paralisia ou acidentes vasculares cerebrais (AVC).

Considerando que a otimização dinâmica fornece informações detalhadas a respeito das forças desenvolvidas pelos músculos da perna para cada perturbação induzida no modelo, a análise dos resultados da simulação permitirá um teste rigoroso da hipótese de que “o custo metabólico do movimento é determinado principalmente pelo custo de geração da força muscular” (Kram & Taylor, 1990).

Certamente, um dos maiores desafios da comunidade de modelagem atualmente é encontrar novas maneiras para descrever mais precisamente a estrutura do sistema músculo-esquelético (ex., braços de momento, comprimentos de fibras musculares e tendões relaxados, áreas de seção transversal dos músculos e ângulos de empenamento musculares) (Pandy, 2001). A determinação dos valores de parâmetros musculares específicos é ainda mais desafiadora quando alguma patologia está presente. Por exemplo, os espasmos causados por AVC e paralisia cerebral podem alterar as propriedades de força-comprimento e força-velocidade dos músculos (Slager *et al.*, 1985). Contudo, avanços tem sido obtidos através do emprego de técnicas sofisticadas como tomografia computadorizada e ressonância magnética no levantamento dos parâmetros músculo-esqueléticos específicos de cada indivíduo. Ainda assim, mais pesquisas são necessárias para se obter melhores estimativas *in vivo* da geometria e das propriedades do sistema neuro-músculo-esquelético, de maneira a incorporar esses dados dentro de um processo de modelagem específica para cada indivíduo.

4.8 Conclusão

Neste capítulo, foram descritos os objetivos, princípios e estratégias básicas a serem adotadas na criação de um modelo do sistema locomotor humano. Posteriormente, foi mostrado como as estruturas dos sistemas neuromuscular e músculo-esquelético podem ser representadas em um modelo matemático do corpo, como esses elementos podem ser integrados para simular computacionalmente a dinâmica de uma tarefa motora e como a saída do modelo pode ser analisada para descrever e interpretar a função dos músculos no decorrer do movimento. Finalmente, foram relatados alguns pontos estimulantes assim como as dificuldades a serem superadas para o aprimoramento das pesquisas na área.

Assim, fundamentando-se nos estudos realizados até então. No Capítulo 5 será proposto um modelo matemático do sistema neuro-músculo-esquelético humano especificamente destinado ao estudo da postura ereta quieta.

Capítulo 5

Desenvolvimento do modelo

Conforme visto no capítulo 1, são muitas as dificuldades envolvidas na modelagem músculo-esquelética do sistema de controle motor ou sistema de controle postural humano, particularmente, no que se refere ao equilíbrio do corpo na postura ereta (Duarte, 2000; 2001). Acredita-se que tal dificuldade se deve principalmente aos diferentes níveis de ativação muscular envolvidos na realização da tarefa. Demandando não só uma grande complexidade fisiológica como também uma participação relativamente maior do *feedback* aferente naquelas situações (Winters, 1995a). Tal fato torna bem mais complexa a modelagem matemática e a simulação computacional da tarefa motora, como também dificulta a validação experimental do modelo, forçando a adoção de procedimentos de validação indireta, uma vez que ainda não estão disponíveis métodos e/ou dispositivos eficientes para se medir diretamente os mecanismos fisiológicos envolvidos (a intensidade dos sinais reflexos emitidos pelos órgãos sensoriais).

Assim, os estudos proeminentes, baseados na modelagem neuro-músculo-esquelética do sistema locomotor humano, contemplam em sua maior parte tarefas fisiologicamente melhor definidas, como o salto vertical (Pandy *et al.*, 1990; Spägle et. al, 1999), a pedalada (Raasch *et al.*, 1997; Neptune *et al.*, 2000) e a marcha (Anderson & Pandy, 2001; Zajac *et al.*, 2002, 2003).

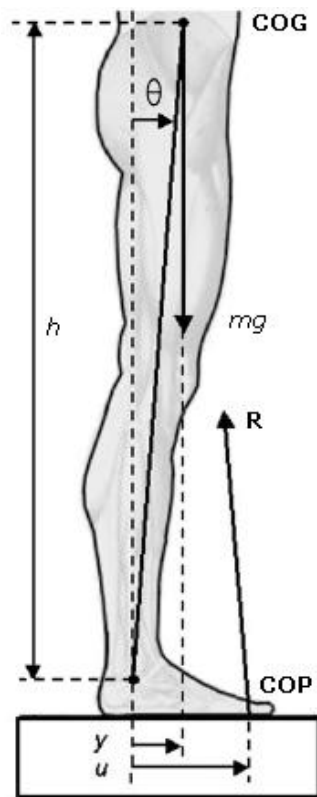
Contudo, Winters (1995a,c) avançou na modelagem da postura humana ao propor um modelo de atuador muscular que previa a modulação do padrão de excitação das

fibras musculares geradoras de força (fibras extrafusais) por intermédio de sinais reflexos provenientes de três órgãos sensoriais distintos: (1) Os fusos musculares que envolvem as fibras intrafusais; (2) Os órgãos tendinosos de Golgi localizados próximo às junções músculo-tendíneas e (3) Os interneurônios inibitórios (células de Rhenshaw) presentes na medula espinhal. Winters (1995c) anunciou ainda que a referida modulação afeta apenas suavemente o comportamento muscular nos movimentos voluntários dirigidos à performance (pedalar a máxima velocidade, saltar a máxima altura, etc.). Porém, ela adiciona ao músculo o comportamento “mola” em torno do estado de equilíbrio postural, na mesma linha que os estudos com humanos e animais disponíveis e com várias teorias de regulação postural (ex: Gurfinkel *et al.*, 1995; Duarte, 2000).

Assim, mantendo-se o foco no objetivo inicial de elaborar um modelo dedicado ao estudo da postura ereta quieta, desenvolveu-se um modelo biomecânico do sistema de controle postural humano com simplificações na dinâmica esquelética e na geometria músculo-esquelética. Porém, o modelo proposto é relativamente sofisticado no que diz respeito à dinâmica músculo-tendínea, modelada através do atuador músculo-reflexo de Winters (1995a). Deste modo, por incluir em sua formulação a modulação do padrão de excitação neuromuscular exercida pelas vias reflexas provenientes de três fontes do sistema somatosensorial (as aferências do sistema muscular intrafusal (fusos musculares), as aferências dos órgãos tendinosos de Golgi e a atividade dos interneurônios inibitórios), o modelo proposto constitui num avanço quando comparado a outros modelos musculares (Kuo & Zajac, 1993; Soetanto *et al.*, 2001; etc.) recentemente utilizados para estudar a postura ereta. O detalhamento completo do modelo é mostrado nas próximas seções.

5.1 Proposta de modelo biomecânico

Tendo como base a metodologia descrita no capítulo anterior, descreve-se a seguir os procedimentos utilizados nas diversas etapas do processo de modelagem aqui proposto. Para efeito didático, tais procedimentos estão sintetizados no diagrama de blocos da Figura (5.1).



Onde:

COG = centro de gravidade do corpo;

h = distância do tornozelo ao COG;

m = massa do corpo;

g = aceleração da gravidade;

θ = ângulo entre a vertical e o corpo;

R = força de reação do solo;

COP = centro de pressão;

y = posição da projeção horizontal do COG na direção ântero-posterior;

u = posição do COP na direção ântero-posterior

Figura 5.2: Esquema do modelo físico-matemático de pêndulo simples invertido representando o corpo humano durante a postura ereta quieta no plano sagital (adaptado de Morasso & Sanguineti, 2002).

De acordo com Morasso & Schieppati (1999), o comportamento deste pêndulo invertido pode ser definido por:

$$I\ddot{\theta} = mgh\sin(\theta) + T_m + T_d \quad (5.1)$$

Onde:

- I é o momento de inércia do corpo em torno da articulação do tornozelo;
- T_m é o torque de estabilização gerado pelos músculos em torno do tornozelo;
- T_d é um torque que representa o conjunto de distúrbios aleatórios externos e internos (ex: respiração) que perturbam a postura ereta quieta¹.

Considerando os pequenos deslocamentos angulares associados à oscilação do corpo na postura ereta quieta expressos em radianos (rad), pode-se linearizar a equação acima

¹Adotar um ruído adicional ao sistema pode parecer artificial ao leitor. Todavia, existem evidências experimentais que suportam a atuação do ruído durante a postura ereta quieta (Dijkstra *et al.*, 1994).

assumindo $\sin(\theta) \approx \theta$ sem perda significativa de precisão.

Assim, a solução da equação (5.1), expressa em termos da transformada de Laplace, é dada por:

$$\theta = \frac{1}{Is^2 - mgh}(T_m + T_d) \quad (5.2)$$

Os valores de I , m e h podem ser obtidos da literatura, para um adulto típico do sexo masculino (Maurer & Peterka, 2005).

O torque de distúrbio aleatório T_d , deve ser produzido de modo a causar uma oscilação no modelo similar àquela verificada experimentalmente para o corpo na postura ereta quieta. Isto pode ser realizado injetando-se no modelo um ruído Gaussiano filtrado por um filtro passa-baixas de primeira ordem (Peterka, 2000; Maurer & Peterka, 2005; Coelho, 2005). Os detalhes deste procedimento serão fornecidos no próximo capítulo, na ocasião em que descreveremos simulação do modelo.

O valor do torque muscular corretivo T_m , está diretamente associado à geometria músculo-esquelética adotada para o modelo, conforme pode ser verificado na Figura (5.1). Sendo assim, passamos então à descrição da geometria músculo-esquelética proposta.

Geometria músculo-esquelética

A geometria músculo-esquelética prescreve o trajeto, e conseqüentemente a capacidade de geração de momento de cada músculo. Assim, o torque muscular T_m é dado por:

$$T_m = F_m \cdot \frac{\partial l}{\partial \theta} = F_m \cdot L \quad (5.3)$$

Onde:

- F_m é uma matriz de ordem $1 \times m$ que armazena as forças musculares exercidas pelos m músculos modelados;

- $\partial l / \partial \theta$ é o Jacobiano, que, para o modelo proposto é uma matriz L de ordem $m \times 1$ que armazena os braços de momento (assumidos constantes) dos m músculos modelados.

Assumiu-se ainda que a articulação do tornozelo é operada por um único dorsiflexor (tibial anterior) e por um único flexor plantar (sóleo + gastrocnêmio), com os braços de momento determinados a partir da literatura (Dariush *et al.*, 1998).

Uma vez definida a geometria músculo-esquelética L , para se obter T_m através da Equação (5.3) é necessário ainda determinar a matriz das forças musculares F_m . A força produzida por um dado músculo pode ser obtida a partir da saída do atuador músculo-tendíneo correspondente. Desta forma, a teoria básica do atuador músculo-reflexo de Winters (1995a), bem como o procedimento para se obter a força muscular a partir do mesmo, são detalhados na próxima seção.

Atuadores músculo-tendíneos

Para fins didáticos e como seu próprio nome sugere, o atuador músculo-reflexo de Winters (1995a) pode ser subdividido em dois modelos: um que representa o tecido muscular e outro que representa o reflexo de estiramento.

Modelo muscular

A. V. Hill, durante as décadas de 20 e 30, desenvolveu seu clássico modelo de músculo (Hill, 1938), e em 1995 Winters (1995a), baseado em criteriosa observação experimental, sustentou que a estrutura contrátil do músculo está em série e em paralelo com tecido elástico levemente amortecido.

Desta forma, o modelo muscular de Winters (1995a) contendo fibras extrafusais envolve as seguintes partes (Figura 5.3): um elemento contrátil (CE) tipo Hill controlado por um nível de ativação; um elemento paralelo (PE), que representa a elasticidade passiva do tecido conjuntivo; e um elemento série (SE), que considera a resposta instantânea dos músculos, incluindo tendões, às mudanças repentinas de carga. O CE inclui dois componentes: um componente elástico não-linear caracterizado por uma família de curvas força-comprimento e um componente viscoso não-linear caracterizado por uma curva força-velocidade (não mostrada na Figura 5.3). SE e PE são modelados como molas não-lineares com curvas de força-comprimento exponenciais (Figura 5.3).

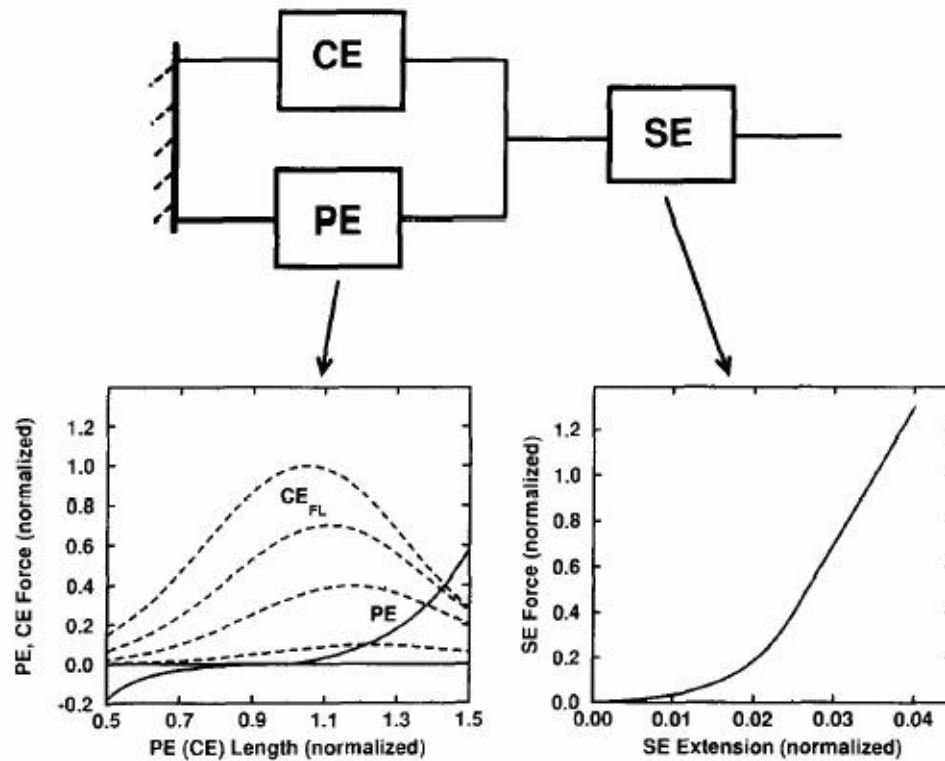


Figura 5.3: Acima: forma clássica dos modelos tipo Hill adotada por Winters (1995a) em seu modelo muscular extrafusar, com um elemento contrátil (CE), um elemento série (SE) e um elemento paralelo (PE). Abaixo à esquerda: curvas padrão para a relação força-comprimento do CE (CE_{FL}) em função de quatro níveis de ativação ($n_a = 0.1, 0.4, 0.7, 1.0$) e a curva representativa da relação força-comprimento do PE (a componente negativa (repulsiva) de força somente se aplica quando a força no CE é maior que zero); Abaixo à direita: relação força-comprimento do SE (Winters, 1995a).

Apresenta-se a seguir o equacionamento matemático dos elementos do modelo muscular de Winters (1995a).

Elemento contrátil - CE

O elemento contrátil é a parte ativa do sistema, ou seja, aquela parte do músculo que responde ao estímulo neural produzindo uma força em função do nível de ativação e do estado do músculo. É bem conhecido que a força máxima, resultante de uma contração estática, que ocorre na condição tetânica (i.e., sob ativação máxima) depende do comprimento do músculo (Gasser & Hill, 1924), cujo comprimento máximo é da ordem de 1.05

vezes seu comprimento em condições de repouso, medida esta que de agora em diante será denotada por l_{mo} . Esta produção de força tende a zero para valores de $0.4 l_{mo}$ e $1.5 l_{mo}$, conforme explicado pela teoria dos filamentos deslizantes, abordada no capítulo 3. Além disso, a força muscular também varia com a velocidade de encurtamento/alongamento do músculo. Assim, o CE é assumido como uma relação instantânea de força-comprimento-velocidade (Hill, 1970), dependente da ativação, e é descrita pela seguinte relação:

$$CE_{fvl} = n_a \cdot CE_{fl}(x_{ce}) \cdot CE_{fv}(v_{ce}) \quad (5.4)$$

Onde:

- CE_{fvl} é a força total instantânea no CE;
- $CE_{fl}(x_{ce})$ é a parte da CE_{fvl} dependente do comprimento do CE (x_{ce});
- $CE_{fv}(v_{ce})$ é a parte da CE_{fvl} dependente da velocidade do CE (v_{ce});
- n_a é o nível de ativação.

A relação força-comprimento do CE ($CE_{fl}(x_{ce}, n_a)$) é dada por²:

$$f_a = CE_{fl}(x_{ce}, n_a) = n_a CE_{fl}(x_{ce}) = n_a e^{-\left[\frac{x_{ce} - fl_{max}}{fl_{sh}}\right]^2} \quad (5.5)$$

onde $fl_{max} = fl_{oo} + fl_{shft}(1 - n_a)$

Tabela 5.1: Valores utilizados para definição da relação força-comprimento do CE.

Item	Padrão	Descrição
fl_{oo}	1.05	comprimento onde é produzida a força estática máxima na condição tetânica (Figura 5.3 abaixo à esquerda);
fl_{sh}	0.4	parâmetro adimensional de forma da curva Gaussiana da CE_{fl} ;
fl_{shft}	0.2	deslocamento do pico da CE_{fl} em função do nível de ativação n_a ; 0.2 equivale a um deslocamento de 20% à direita para ativação nula (Figura 5.3 abaixo à esquerda);
$fl_{shft-if}$	0.3	equivalente do fl_{shft} para as fibras intrafusais.

² f_a é a força produzida pelo total de pontes cruzadas ativas ligadas mecanicamente (Winters, 1995c).

E a relação força-velocidade do CE, $CE_{fv}(v_{ce})$ é dada por:

$$v_{ce} = CE_{fv}^{-1}(f_a, f_{ce}, v_{ce}) = \frac{f_{ce} - f_a}{b_m}$$

com $f_{ce} = f_m - f_{pe}$

com b_m :

$$b_m = \frac{f_a(1 + fv_{sh})}{(v_{max}fv_{sh}) - v_{ce}} \quad -v_{max} \leq v_{ce} \leq 0 \quad (\text{encurtamento}) \quad (5.6)$$

$$b_m = \frac{(fv_{fml}f_a)(1 + fv_{sh})}{(fv_{vml}v_{max})fv_{sh} + v_{ce}} \quad 0 \leq v_{ce} \leq fv_{vml}v_{max} \quad (\text{alongamento})$$

com $v_{max} = fv_{vm}(fv_{rat} + (1 - fv_{rat})f_a)$

f_m e f_{pe} são as forças nos elementos SE e PE respectivamente, cujas equações são dadas a seguir.

Tabela 5.2: Valores utilizados para definição da relação força-velocidade do CE.

Item	Padrão	Descrição
fv_{vm}	5.0/seg	velocidade máxima do CE descarregado; escala: 2.5 l_{mo} /seg para fibra lenta ($fc_{sl} = 1$) a 7.5 l_{mo} /seg para rápida ($fc_{sl} = 0$);
fv_{sh}	0.3	parâmetro adimensional de forma da hipérbole de Hill; escala: 0.2 para fibras lentas e 0.4 para rápidas; ou constante;
fv_{fml}	0.3	força normalizada máxima no alongamento estático;
fv_{vml}	0.15	velocidade de alongamento normalizada à máxima força excêntrica;
fv_{rat}	0.5	razão do decremento da v_{max} quando f_a tende a zero.

Elemento série - SE

O SE representa a estrutura elástica em série com o músculo (i.e., o tendão) e o seu prolongamento no interior do músculo. A relação entre a força f_m na extremidade do SE e o seu respectivo alongamento x_{se} é dada por uma relação exponencial para um alongamento até 2,5%. A partir deste valor, até um alongamento máximo previsto de 4% a relação passa a ser linear.

Desta forma, a curva mostrada na Figura 5.3 (abaixo à direita) é definida pela seguinte expressão³:

$$f_m = \begin{cases} \frac{1}{e^{se_{sh}} - 1} \left(e^{\frac{se_{sh}}{se_{xm}} x_{se}} - 1 \right); & 0.0001 \leq x_{se} < se_{xm} \quad (\text{região exponencial}) \\ se_{fm} + se_{sl}(x_{se} - se_{xm}); & x_{se} \geq se_{xm} \quad (\text{região linear}) \end{cases} \quad (5.7)$$

Tabela 5.3: Valores utilizados para definição da relação força-comprimento do SE.

Item	Padrão	Descrição
se_{xm}	0.025	valor máximo do x_{se} na região exponencial;
se_{fm}	0.4	valor máximo da força normalizada ao final da região exponencial;
se_{sh}	3.7	parâmetro de forma da região exponencial;
se_{sl}	60	inclinação da região linear acima da região exponencial;

Elemento paralelo - PE

O PE identifica o comportamento das fibras passivas do músculo em função do seu alongamento; podendo ser estimado retirando-se gradativamente o tecido muscular e medindo simultaneamente a força produzida. Em geral, a força no PE é insignificante, exceto em condições de comprimento extremo (alongamento $> 20\%$), consideradas fora da faixa fisiológica do músculo (Katz, 1939; Bahler, 1967). Para comprimentos menores que um (considerando valores normalizados) a força modelada para o PE é negativa (Figura (5.3) abaixo à esquerda), o que equivale, do ponto de vista físico, a uma resistência ao encurtamento. Tal força aparece apenas quando o músculo está sob um estado de ativação não nulo, correspondente a uma f_a não nula. A modelagem da força no PE contribui também para incluir no modelo o comportamento altamente não linear observado experimentalmente no músculo esquelético.

³O alongamento muscular máximo coincidente foi medido entre 2 e 8% do comprimento muscular total (Close, 1972); para outros valores de alongamento Winters (1995c) considerou a relação de Hill (1970) na qual a força exercida é da ordem de $0.4 * F_{max}$ (o que na prática equivale a multiplicar por 0.4 o valor calculado na região exponencial). OBS: Para evitar forças musculares negativas não fisiológicas assume-se $x_{se}=0.0001$ sempre que $x_{se} < 0.0001$.

A equação representativa do PE é dada por:

$$f_{pe} = PE_{fl}(x_{ce}, n_a) = \begin{cases} \frac{1}{(e^{pe_{sh-l}} - 1)} \left[e^{\frac{pe_{sh-l}}{pe_{xm-l}}(x_{ce}-1)} - 1 \right] & x_{ce} \geq 1.0 \\ \left\langle \left[-\frac{1}{(e^{pe_{sh-s}} - 1)} \left[e^{\frac{pe_{sh-s}}{pe_{xm-s}}(1-x_{ce})} - 1 \right] \right], [0.0001 - f_a] \right\rangle & x_{ce} < 1.0 \end{cases} \quad (5.8)$$

Tabela 5.4: Valores utilizados pela definição do elemento passivo PE.

Item	Padrão	Descrição
pe_{xm-l}	0.6	alongamento do CE correspondente a uma $f_{pe}=1$;
pe_{xm-s}	0.7	encurtamento do CE correspondente a uma $f_{pe}=-1$;
pe_{sh-l}	3	parâmetro de forma do alongamento passivo do CE;
pe_{sh-s}	6	parâmetro de forma do encurtamento passivo de CE;

Uma vez modeladas as forças para cada um dos elementos, para definir a relação que os une basta observar como é estruturado o modelo muscular de Hill (Figura 5.3). Onde pode ser concluído que:

$$f_m = f_{pe} + f_{ce}$$

Tal como o comprimento muscular, a força considerada no modelo é normalizada. Desta forma, para se determinar o valor da força muscular em Newtons é necessário escalonar o valor da força produzida pelos atuadores com valores compatíveis aos músculos considerados. Tendo em mente que a produção de força de um músculo é diretamente proporcional à sua área de seção transversal fisiológica, tal escalonamento pode ser realizado mediante a Equação (5.9):

$$F_m = \rho \cdot PCSA \cdot f_m \quad (5.9)$$

Onde:

- F_m é o valor da força muscular em Newtons;
- $PCSA^4$ é a área de seção transversal fisiológica do músculo em cm^2 ;

⁴PCSA é calculada pela relação entre o volume e o comprimento do músculo.

- f_m é o valor normalizado da força muscular do respectivo atuador;
- ρ é um parâmetro introduzido na Equação (5.9) com o propósito de ajuste dimensional, cujo valor, estimado entre 30-35 N/cm², pode ser ajustado de modo que a força máxima seja equivalente à reportada na literatura (Jacono, 2001).

Para o modelo proposto, os músculos sob exame são o tibial anterior e o sóleo. Com *PCSA*s de 40 cm² e 60 cm² respectivamente (Yamaguchi *et al.*, 1990). Tais valores são médios entre os indicados por vários autores, e produzem torques máximos compatíveis com aqueles medidos experimentalmente (Jacono, 2001), com um intervalo compreendido entre aproximadamente 40 N.m para dorsiflexão e 60/70 N.m para flexão plantar. Os dois valores são diferentes apenas porque os músculos possuem seções distintas, além disso a *PCSA* do sóleo foi ligeiramente aumentada (de 60 cm² para 70 cm²) uma vez que ele não é o único músculo que produz a flexão plantar, mas também o gastrocnêmio, um músculo bi-articulado que, a partir do tendão de *Aquiles*, se insere no fêmur (o osso único da coxa). Tal procedimento foi realizado para adequar o valor do torque máximo de flexão plantar calculado pelo modelo aos dados experimentais, sem no entanto, aumentar a complexidade do modelo pela adição de um novo músculo (gastrocnêmio).

Relação geométrica

Nas equações do modelo muscular foram utilizados dois parâmetros relacionados ao comprimento do músculo: (1) x_{se} , o alongamento do SE e (2) x_{ce} , o comprimento do CE. O primeiro é obtido integrando-se a velocidade de alongamento v_{se} do SE:

$$\frac{dx_{se}}{dt} = v_{mt} - v_{ce} \quad (5.10)$$

Onde:

- v_{ce} é a velocidade do CE obtida na Equação (5.6);
- v_{mt} é a velocidade do conjunto músculo+tendão calculada a partir da derivada do comprimento músculo-tendíneo l_{mt} . Onde este, depende do estado de alongamento no qual o músculo se encontra. O alongamento (encurtamento) do músculo, por sua vez, é função do ângulo θ de inclinação do pêndulo (Figura 5.2). Desta forma, o alongamento de um conjunto músculo-tendíneo (Δl_{mt}), pode ser obtido pelo produto do ângulo θ (expresso em

radianos) pelo braço de momento L_m (definido na geometria músculo-esquelética) daquele músculo com relação à articulação do tornozelo, isto é:

$$\Delta l_{mt} = \theta L_m \quad (5.11)$$

Assim, o comprimento músculo-tendíneo normalizado correspondente será:

$$l_{mt} = \frac{l_{mt_o} + \Delta l_{mt}}{l_{mt_o}} = 1 + \frac{\Delta l_{mt}}{l_{mt_o}} \quad (5.12)$$

Onde:

- l_{mt_o} é o comprimento músculo-tendíneo em repouso, equivalente à soma dos comprimentos do músculo em repouso (l_{m_o}) com o do tendão relaxado (l_{t_o})⁵.

De maneira similar ao sugerido por Winters (1995c), adotou-se os valores de $A = l_{m_o} = l_{m-IF_o} = 0.75$ e $B = l_{t_o} = l_{t-IF_o} = 0.25$, implicando num $A + B = l_{mt_o} = l_{mt-IF_o} = 1$.

Finalmente, substituindo l_{mt_o} e Δl_{mt} na Equação (5.12) e derivando-a para obter a v_{mt} necessária, na Equação (5.10), para calcular o alongamento do SE (x_{se}), tem-se:

$$v_{mt} = \dot{l}_{mt} = \dot{\theta} L_m \quad (5.13)$$

Os valores de x_{ce} para ambas as fibras extrafusais e intrafusais, ou seja, x_{ce} e x_{ce-IF} respectivamente, são dados por:

$$x_{ce} = \frac{l_{mt} - l_{t_o} - x_{se}(l_{m_o} + l_{t_o})}{l_{m_o}}$$

$$x_{ce-IF} = \frac{l_{mt-IF} - l_{t-IF_o} - x_{se-IF}(l_{m-IF_o} + l_{t-IF_o})}{l_{m-IF_o}} \quad (5.14)$$

$$\text{onde } l_{mt-IF} = l_m = l_{mt} - l_{t_o} - x_{se} \left(\frac{l_{t_o}}{l_{m_o} + l_{t_o}} \right)$$

⁵Não foi mencionado o ângulo de empenamento δ entre as fibras musculares e o tendão pois, segundo Winters (1995c), para valores de δ inferiores a 20° (i.e., para a maioria dos músculos), ele não influi significativamente em x_{se} ; antes, de maneira alternativa, PCSA e l_{m_o} podem ser compensados apropriadamente, e então durante as simulações, os efeitos do empenamento podem ser desprezados. Todavia, se tal profundidade for necessária, existem diversos mapeamentos geométricos (ex: Zajac, 1989) que produzem resultados similares, e podem ser utilizados para reformular os termos da Equação (5.7) e remapear a saída f_m (Equação 5.7).

O modelo músculo-reflexo completo EF-IF de Winters (1995a,c) é de 4ª ordem. Suas variáveis de estado são: (1) excitação (n_e); (2) ativação/contração (n_a); (3) alongamento do SE extrafusar (x_{se}); e (4) alongamento do SE intrafusar (x_{se-IF}). Quando usado para simulação dinâmica direta os estados a serem integrados são:

$$\begin{aligned}\frac{dn_e}{dt} &= [n_{in} + n_{rf} - n_e]/tc_e \\ \frac{dn_a}{dt} &= [n_e - n_a]/tc_a(n_a) \\ \frac{dx_{se}}{dt} &= [v_{mt} - v_{ce}] \\ \frac{dx_{se-IF}}{dt} &= [v_{mt-IF} - v_{ce-IF}]\end{aligned}\tag{5.15}$$

As últimas três equações representam a dinâmica muscular e podem ser consideradas atrasadas no tempo em relação à primeira equação (relativa à dinâmica da medula espinhal). O reflexo de estiramento n_{rf} na primeira equação e a excitação n_e na segunda são referentes a instantes prévios, ou seja, cada uma destas variáveis assume seu valor calculado na iteração imediatamente anterior. Para melhor elucidação, os atrasos no tempo aferentes e eferentes⁶ não foram mostrados explicitamente nas equações acima, porém, os mesmos foram considerados e serão descritos adiante.

Até o momento, descreveu-se somente a primeira parte do modelo músculo-reflexo (i.e., o modelo muscular EF), onde foram mostrados em detalhes os passos para obtenção da força muscular a partir da variável x_{se} . Tal procedimento está sintetizado no diagrama de blocos da Figura (5.4), onde cada bloco está associado a uma das operações descritas nos parágrafos precedentes.

Assim, para completar o modelo resta ainda detalhar a dinâmica das variáveis n_a , n_e e x_{se-IF} regida pelas demais equações de estado. Todavia, para realizar tal procedimento é necessário primeiramente descrevermos o modelo do reflexo de estiramento (i.e., a segunda parte do modelo músculo-reflexo) e também a dinâmica da ativação, uma vez que o comportamento das variáveis mencionadas está diretamente associado a estes dois tópicos.

⁶Um neurônio aferente conduz a rajada de impulsos sensoriais dos receptores localizados no músculo para a medula espinhal, ao passo que um neurônio eferente conduz impulsos motores da medula espinhal para as fibras musculares extrafusais (Lehmkuhl & Smith, 1987).

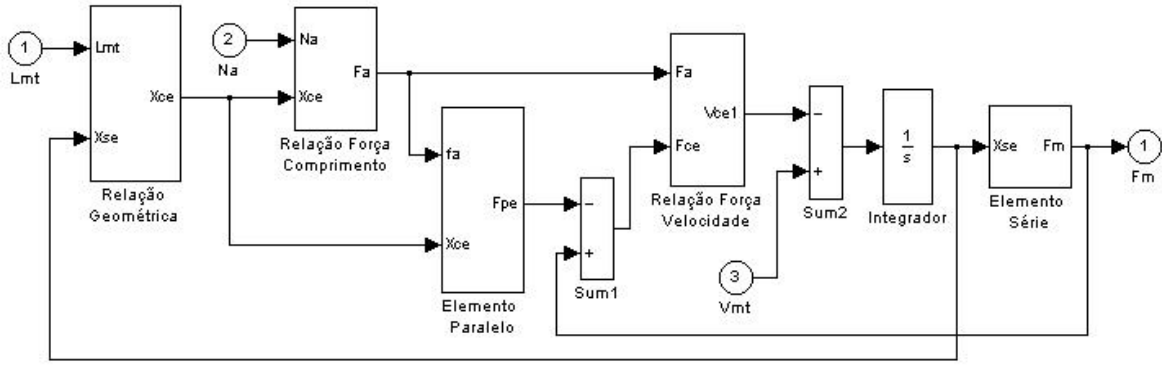


Figura 5.4: Diagrama esquemático do modelo muscular extrafusar de Winters.

Modelo do reflexo de estiramento e dinâmica da ativação

O modelo da dinâmica da ativação e do reflexo de estiramento são fundamentais para modelar algumas das características não lineares dos músculos. De fato, além da sua complexidade mecânica em resposta a um estímulo, é importante reproduzir também o estímulo involuntário conhecido como reflexo. Desta forma, a modelagem do sistema muscular intrafusar torna-se imprescindível, uma vez que este engloba os fusos musculares responsáveis pelo sensoramento do comprimento e da velocidade do músculo.

Assim, o modelo de Hill utilizado anteriormente para determinar x_{se} foi duplicado de tal forma que as fibras intrafusais foram modeladas da mesma maneira que as extrafusais, exceto pelo fato delas não contribuírem para a força muscular. Porém, como as duas estruturas não são perfeitamente iguais (neste caso não seria necessário duplicar o modelo); conforme visto na seção anterior, alguns parâmetros do modelo EF foram adaptados à realidade do sistema IF. Desta forma, o procedimento para determinação da variável de estado $x_{se_{IF}}$ é análogo ao utilizado anteriormente para x_{se} .

No modelo músculo-reflexo, a entrada principal ainda é um sinal neurocontrolado descendente do SNC n_{in} . Entretanto, os vários sinais internos combinados produzem um sinal reflexo n_{rf} , que modula suavemente como a excitação neural n_e responde a n_{in} (Equação 5.15). Logo, a entrada n_{in} não se correlaciona diretamente com a atividade EMG ou motoneuronal. Desta forma, o sinal reflexo n_{rf} origina-se a partir da combinação dos seguintes sinais:

- (1) n_{sp} : sinal aferente proveniente do fuso muscular, assumido como um sensor de estiramento (x_{se-IF}) e de velocidade do músculo;
- (2) n_{gt} : sinal aferente oriundo do órgão tendinoso de Golgi, assumido também como um sensor de estiramento (x_{se}), exclusivo do tendão;
- (3) n_{rc} : realimentação linear negativa fornecida pelo interneurônio inibitório ao neurônio motor.

Assume-se ainda que as aferências do fuso muscular e do órgão tendinoso de Golgi possuem uma resposta Gaussiana (Loeb, 1984) com o centro (valor máximo) fixado na metade da região fisiológica, o que implica numa resposta máxima quando o músculo está em repouso (Equações 5.16 e 5.17, respectivamente, e Tabela 5.5).

$$n_{sp} = \frac{1}{sp_{rng}} \left[n_{spo} + sp_{kv} \frac{dn_{spo}}{dt} \right] \quad (5.16)$$

$$\text{com } n_{spo} = e^{-\left[\frac{(x_{se-IF} - spo)}{sp_{sh}} \right]^2}$$

$$n_{gt} = \frac{1}{gt_{rng}} e^{-\left[\frac{(x_{se} - gto)}{gt_{sh}} \right]^2} \quad (5.17)$$

Tabela 5.5: Parâmetros das aferências do modelo do reflexo de estiramento.

Item	Padrão	Descrição
spo, gto	0.02	ponto de máxima sensibilidade dos transdutores nas curvas dos SE.
sp_{sh}, gt_{sh}	0.02	parâmetro adimensional de forma dos transdutores.
sp_{kv}	0.1	sensibilidade de velocidade padrão do fuso.

Os parâmetros sp_{rng} e gt_{rng} definem a faixa dentro da qual as aferências do fuso muscular e do órgão tendinoso de Golgi podem influir sobre a excitação neural total. Desta forma, eles foram determinados de tal maneira que cada uma daquelas aferências não deve modular o sinal de excitação n_e num nível superior a $\pm 10\%$ do máximo (Hogan, 1984; Winters & Stark, 1988).

Finalmente, o sinal reflexo n_{rf} é modelado segundo a Equação (5.18), cujas constantes são dadas na Tabela (5.6).

$$n_{rf} = sp_k \left[n_{sp} - \frac{(n_{in} + n_r)}{2} \right] + gt_k(n_r - n_{gt}) + rc_k(n_r - n_e) \quad (5.18)$$

Tabela 5.6: Parâmetros de ganho do modelo do reflexo de estiramento.

Item	Padrão	Descrição
sp_k	0.5	ganho padrão do fuso muscular (adimensional).
gt_k	0.1	ganho padrão do órgão tendinoso de Golgi (adimensional).
rc_k	0.1	ganho padrão da realimentação da célula Rhenshaw (adimensional).

Uma entrada adicional, n_r , fornece um “estado de referência nominal” para os sinais de realimentação emitidos pelo interneurônio inibitório e pelo órgão tendinoso de Golgi. Normalmente, n_r poderia ser compartilhado por um conjunto de músculos (um “*task group*” como definiu Loeb, 1984), e é baseado na observação comum que: Por razões quaisquer, os sinais dos neurônios motores tendem a retornar para um nível de referência nominal (p. ex. 10% do máximo) característico do ajuste postural (Winters, 1995c); Também, o “valor de referência” do fuso é uma função direta da entrada descendente do SNC n_{in} e do n_r , e não de medidas diretas de comprimento, força ou rigidez.

À luz da Equação (5.18), podemos resumir o modelo do reflexo do estiramento no diagrama de blocos da Figura (5.5), cujas constantes são dadas na Tabela (5.7). Nele, a soma de todos os terminais produz um sinal que, antes de chegar ao músculo, passa por dois filtros de primeira ordem (Equação (5.15) linhas 1 e 2), onde o segundo tem uma constante de tempo variável. Juntos, eles produzem, respectivamente, a excitação n_e e a ativação n_a .

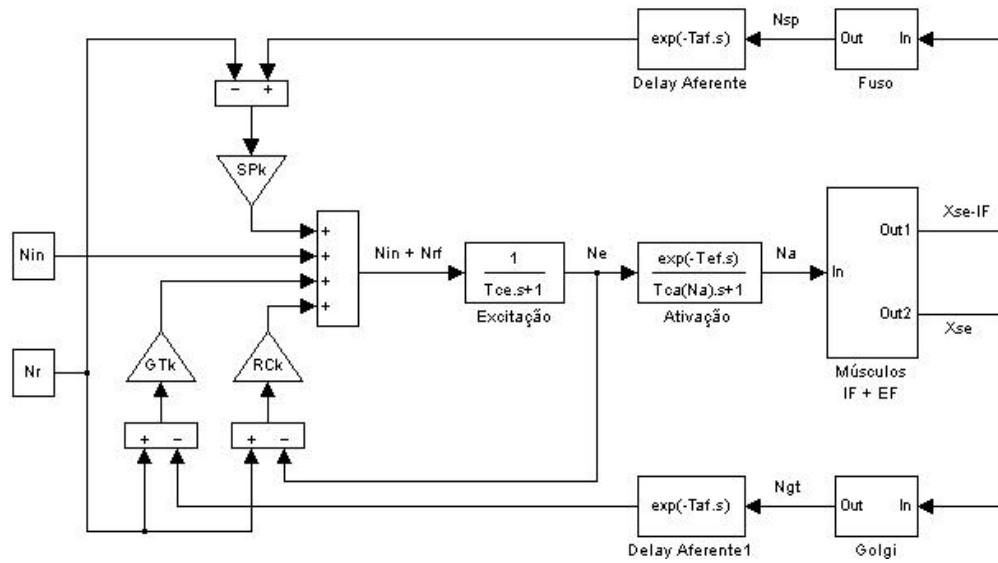


Figura 5.5: Diagrama esquemático do modelo do reflexo de estiramento e da dinâmica da ativação.

Tabela 5.7: Parâmetros de tempo do modelo do reflexo de estiramento.

Item	Padrão	Descrição
tc_e	10 ms	constante de tempo de excitação que representa a modulação suave das entradas para n_e .
T_{af}	30 ms	atraso de propagação das aferências do fuso muscular e do órgão tendinoso de Golgi.
T_{ef}	20 ms	atraso na propagação do sinal eferente motor (n_e).

Dinâmica da ativação

A dinâmica da ativação (associada à quantidade relativa de cálcio ligado à troponina) foi modelada como um processo unidirecional com dinâmica de primeira ordem, com n_e como entrada e n_a como saída (Equação 5.15 - linha 2). Na dinâmica da ativação, foi assumida uma constante de tempo média de 15 ms, bem menor que a de desativação (40 ms), sendo que esta última pode apresentar valores ainda maiores para músculos de fibras musculares lentas e tamanho grande (Winters & Stark, 1985). Esta distinção entre a dinâmica da ativação e desativação é baseada na observação que os dois processos são distintos: a ativação envolve a liberação de cálcio do retículo sarcoplasmático e sua posterior difusão, enquanto que a desativação envolve um processo ativo de bombeamento

de cálcio de volta ao retículo sarcoplasmático (o que requer uma energia metabólica significativa). Na realidade, ambos os processos ocorrem simultaneamente (Zahalak, 1990), com dinâmicas em função da concentração de cálcio e, portanto do nível de ativação n_a .

Assim, um modelo simples para uma constante de tempo variável, baseado nos critérios de aproximação de Zahalak (1990), é dado na Equação (5.19), cujas constantes estão na Tabela (5.8) e o gráfico na Figura (5.6).

$$tc_a(n_a) = \begin{cases} tc_{ac} \cdot (tc_{ka} + n_a); & n_e \geq n_a \quad \text{Ativação} \\ tc_{da} / (tc_{ka} + n_a); & n_e < n_a \quad \text{Desativação} \end{cases} \quad (5.19)$$

Note que, para $tc_{ka} = 0.5$ (Tabela 5.8), as respectivas constantes de tempo podem variar do seu valor nominal por um fator de dois em ambos os sentidos (ativação ou desativação).

Tabela 5.8: Parâmetros de tempo utilizados no modelo da dinâmica da ativação.

Item	Padrão	Descrição
tc_{ac}	15 ms	constante de tempo de ativação média. Faixa: de 10 ms para fibra rápida ($fc_{sl} = 0$) a 20 ms para fibra lenta ($fc_{sl} = 1$).
tc_{da}	40 ms	constante de tempo de desativação média. Faixa: de 30 ms para fibra rápida a 50 ms para fibra lenta.
tc_{ka}	0.5	constante usada para escalonar tc_a em função da ativação (adim.).

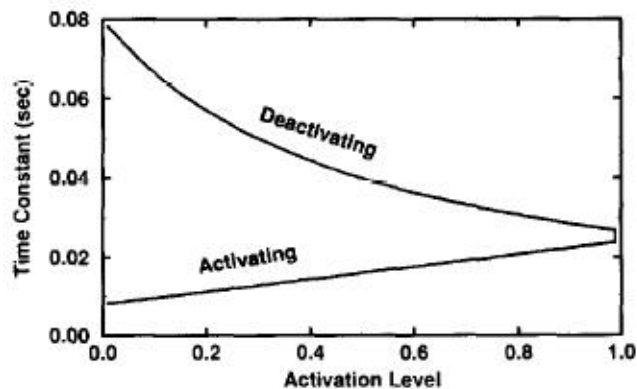


Figura 5.6: Variação da constante de tempo usada pela dinâmica de ativação unidirecional. (Winters, 1995a).

Tarefa motora

Na modelagem da tarefa motora, as referências espaciais devem ser fornecidas ao modelo de modo que ele possa reproduzir com boa aproximação o movimento humano investigado.

Assim, considerando que a tarefa motora sob exame é a manutenção da postura ereta quieta, adotou-se como referência o ângulo θ (Figura 5.2) igual a zero, correspondente ao pêndulo na posição puramente vertical (i.e., o corpo completamente ereto). Entretanto, para fazer com que o modelo acompanhe a referência e permaneça “em pé”, é necessário que os músculos modelados (os únicos operadores do pêndulo) atuem de maneira adequada fazendo com que o modelo, após receber o torque perturbativo T_d (Equação 5.1), oscile em torno da posição de equilíbrio ($\theta = 0$) de maneira similar à observada experimentalmente. Para tal propósito, em alusão ao papel exercido pelo SNC, desenvolveu-se um sistema para controlar os músculos modelados.

Sistema de controle

Na modelagem do sistema de controle assumiu-se que o desvio angular da posição ereta (um sinal de erro angular) é detectado pelos sistemas sensoriais de controle postural. Esta informação sensorial é então usada para ativar os músculos produzindo torques corretivos que resistem aos distúrbios.

Em geral, a estabilização de um pêndulo invertido requer dois componentes de torque corretivo (Johansson *et al.*, 1988): um componente proporcional ao erro angular e o outro proporcional à derivada temporal do erro angular. Além desses dois componentes, Johansson demonstrou que um terceiro componente era necessário para comprovar seus experimentos. Este terceiro componente gera um torque corretivo proporcional à integral matemática do sinal de erro angular. Um controlador de três componentes como este é popularmente conhecido como controlador proporcional-integral-derivativo (PID).

As propriedades do controlador PID são especificadas por três constantes K_p , K_d e K_i , que correspondem aos pesos dos componentes do torque corretivo associados ao erro na posição angular, à derivada deste erro e a integral deste mesmo, respectivamente. K_p

é uma constante de mola associada ao controle da rigidez, K_d é um fator controlador do amortecimento do sistema e K_i é um fator de compensação (lenta) do ajuste de erro do sistema.

Deste modo, implementou-se um controlador PID que recebe como entrada o sinal de erro na posição angular e fornece em sua saída o valor do torque de controle necessário para estabilizar o pêndulo. As constantes K_p , K_d e K_i foram determinadas pelo método de Ziegler-Nichols, de forma que o controle neural, simulado pelo controlador PID, apresente respostas compatíveis as observadas empiricamente (Coelho, 2005). A Figura (5.7) ilustra o controlador implementado.

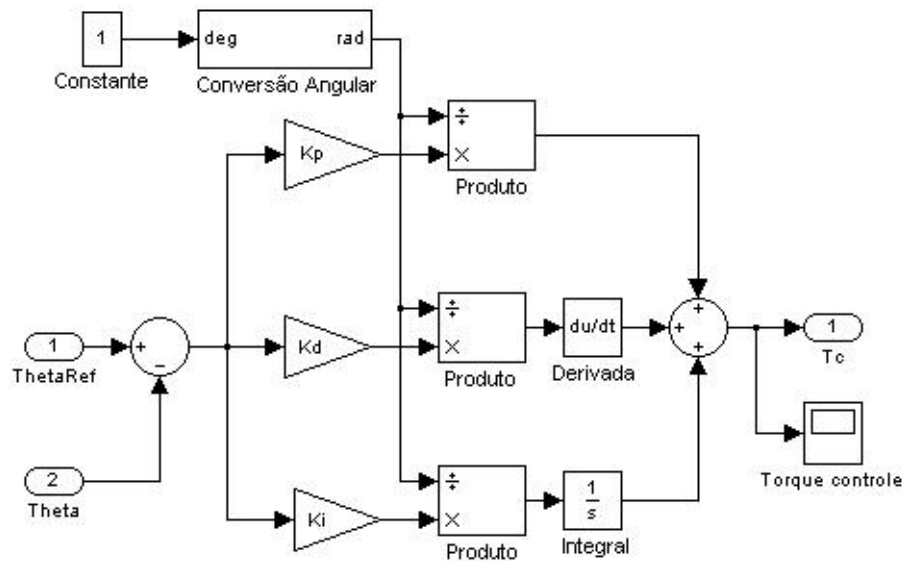


Figura 5.7: Controlador PID implementado para o controle da postura ereta quieta humana.

Como o controlador PID fornece o valor e o sentido (horário/anti-horário) do torque a ser aplicado para estabilizar o modelo e, como o acionamento de um músculo é realizado primariamente por um estímulo neural, a informação de saída do controlador PID não pôde ser empregada diretamente para fechar o *loop* de *feedback* do modelo. Assim, foi necessário “traduzi-la” em termos de um estímulo neural equivalente n_{in} a ser inserido na entrada do respectivo atuador músculo-reflexo a ser acionado. Tal procedimento foi realizado assumindo-se a relação:

$$n_{in} \approx \frac{T_c}{T_{max}} \quad (5.20)$$

Onde:

- n_{in} é o estímulo neural emitido pelo SNC para acionar o músculo;
- T_c é o torque de controle captado na saída do controlador PID;
- T_{max} é o torque máximo de dorsiflexão ou de flexão plantar (dependendo do sentido do torque T_c) calculado para o modelo, assumindo-se $n_{in} = 1$, compatível com os valores experimentais reportados por Jacono (2001).

Finalmente, uma vez desenvolvido o mecanismo de controle para o acionamento do sistema físico de pêndulo invertido através dos músculos, todos os componentes foram unidos para formar o modelo global esquematizado na Figura (5.8).

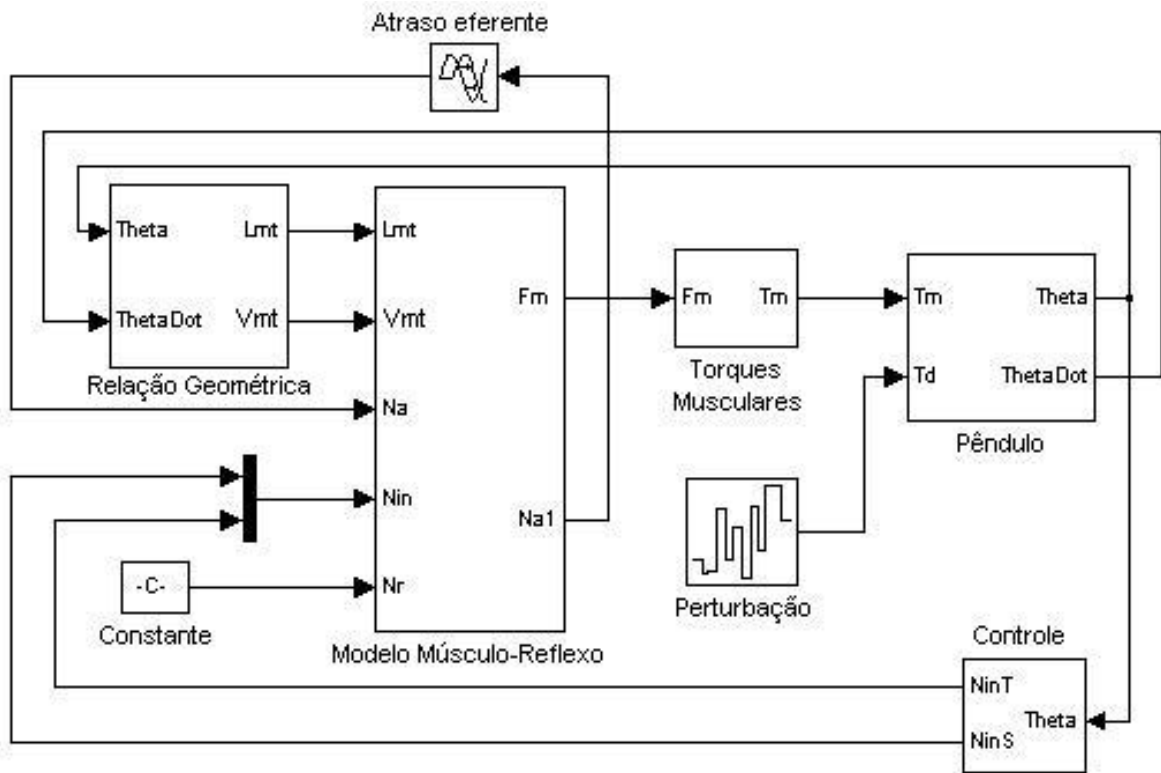


Figura 5.8: Diagrama esquemático global do modelo desenvolvido.

Podemos resumir o funcionamento do modelo esquematizado da seguinte forma:

1. O modelo recebe como entrada um torque perturbativo (T_d) produzido no bloco Perturbação, que o faz deslocar de sua posição de referência ($\Theta=0$), até que o sistema de controle postural atue sobre os músculos produzindo um torque muscular de reação ao distúrbio (T_m). Tal deslocamento angular é determinado através da Equação (5.1), implementada no bloco Pêndulo;
2. O deslocamento angular (Θ) obtido no passo 1 e sua derivada ($\dot{\Theta}$), são usados para calcular os valores do comprimento e da velocidade músculo-tendíneos (L_{mt} e V_{mt}) através das Equações (5.12) e (5.13) respectivamente; implementadas no bloco Relação Geométrica. Simultaneamente, o mesmo deslocamento angular (Θ) é inserido na entrada do bloco Controle, dentro do qual, está implementado o controlador PID mostrado na Figura (5.7). O controlador PID, por sua vez, retorna o valor do torque de controle (T_c) necessário para estabilização do modelo. Ainda no interior do bloco Controle, é implementada a Equação (5.20) para se calcular, a partir do torque de controle (T_c) captado na saída do controlador PID, o estímulo neural do SNC (N_{in}) a ser enviado ao grupo muscular de interesse. Observe que o bloco Controle possui duas saídas: uma para o SNC acionar o grupo dorsiflexor (N_{inT}) e outra para o SNC acionar o grupo flexor plantar (N_{inS}). De maneira que apenas um grupo muscular recebe estímulo do SNC num dado instante, ou seja, se naquele instante, o torque de controle fornecido pelo controlador PID for no sentido horário (aqui assumido como positivo), o grupo dorsiflexor (N_{inT}) é estimulado, caso contrário, é estimulado o grupo flexor plantar (N_{inS});
3. Com (N_{in}) obtido no passo anterior e um nível de referência (N_r) adotado, seguindo os passos do diagrama da Figura (5.5) implementado dentro do bloco Modelo Músculo-Reflexo, obtém-se em seqüência: (1) as aferências dos fusos musculares (N_{sp}), dos órgãos tendinosos de Golgi (N_{gt}) e o sinal dos interneurônios inibitórios (N_{rc}), (2) o sinal de reflexo espinhal (N_{rf}), (3) a excitação neural (N_e) e (4) a ativação muscular (N_a);

4. Com os valores de (L_{mt}) e (V_{mt}) obtidos no passo 2 e de (N_a) obtido no passo anterior, seguindo os passos do diagrama da Figura (5.4), duplicado para os modelos IF e EF e implementado dentro do bloco Músculos IF + EF da Figura (5.5), determina-se a extensão no comprimento do elemento série do músculo intrafusal (X_{se-IF}) e a extensão no comprimento do elemento série do músculo extrafusal (X_{se});
5. A partir de (X_{se}) obtido no passo anterior, calcula-se a força muscular através da Equação (5.7), implementada dentro do bloco Elemento Série da Figura (5.4). Desta forma, a saída do bloco Modelo Músculo-Reflexo está finalmente determinada;
6. A partir das forças musculares obtidas no passo anterior e, conhecendo-se o valor dos braços de momento definidos na geometria músculo-esquelética, os torques musculares são determinados através da Equação (5.3), implementada dentro do bloco Torques Musculares. Em seguida, os torques musculares são inseridos no bloco Pêndulo, de modo a compensar a atuação das forças inercial e gravitacional, e os distúrbios provocados pelo torque perturbativo introduzido inicialmente (Equação 5.1). Finalmente, fecha-se o ciclo e o processo se repete durante todo o tempo ajustado para a simulação.

No intuito de validar o modelo via simulação computacional, é necessário associá-lo previamente a alguma variável observável experimentalmente na estrutura modelada (no caso o corpo na postura ereta quieta). Assim, a modelagem da oscilação corporal foi realizada conforme o procedimento detalhado a seguir.

5.2 Modelagem da oscilação corporal

A oscilação do corpo durante a postura ereta é usualmente investigada utilizando-se uma plataforma de força⁷, um instrumento de medida sobre o qual o indivíduo permanece de pé no decorrer do experimento. A variável tradicionalmente utilizada para analisar esta oscilação é a posição do centro de pressão (COP), que caracteriza o ponto de aplicação

⁷Uma descrição detalhada deste equipamento pode ser obtida em Naves (2001) e Naves *et al.* (2004).

da resultante das forças que atuam na superfície de apoio. O deslocamento do COP representa a somatória das ações do sistema de controle postural e da força de gravidade. Devido à oscilação do corpo e às forças inerciais, a posição do COP é diferente da posição do centro de gravidade (COG), que indica a posição global do corpo (Duarte, 2001).

Desta forma, modelou-se a oscilação corporal na direção ântero-posterior (AP), usando a derivação de Brenière (1996) que relaciona o deslocamento do COG na direção ântero-posterior (AP COG), y , e a aceleração do COG, $\ddot{y}$, com o deslocamento do COP na direção ântero-posterior (AP COP), u , para um pêndulo invertido:

$$I\ddot{y} = mgh(y - u) \quad (5.21)$$

O seno do ângulo θ , obtido a partir do deslocamento angular do pêndulo invertido, é usado para calcular o AP COG do modelo ($y = h \sin\theta$). Entretanto, para os pequenos ângulos associados à oscilação do corpo, pode-se usar a aproximação $\sin\theta \approx \theta$, sem perda significativa de precisão.

5.3 Conclusão

Neste capítulo, desenvolveu-se o modelo biomecânico para análise da postura ereta quieta humana, empregando-se a metodologia proposta no capítulo anterior, e definiu-se a estratégia a ser usada para sua validação. Desta forma, o modelo está finalmente pronto para ser simulado computacionalmente, de maneira a verificar sua legitimidade.

Capítulo 6

Simulação e resultados

Todas as simulações foram realizadas utilizando o software Simulink versão 5.0 do Matlab 6.5 (The MathWorks Inc, Natick, MA - EUA) considerando uma duração de 1000s, um tempo muito maior que os experimentos padrões da área (Peterka, 2000). Como única fonte de ruído, utilizou-se o bloco padrão do Matlab “band limited white noise” (ruído branco) com média zero, variância um e tempo de amostragem igual a 0,01s. Esta fonte de ruído, foi filtrada por um filtro passa-baixa com constante de tempo de 100s, produzindo formas de onda com características oscilatórias similares às observadas fisiologicamente (Maurer & Peterka, 2005). O nível de ganho do ruído foi ajustado em -462 N.m, que correspondeu a um desvio padrão no torque de distúrbio T_d de 10,7 N.m. A Figura (6.1) mostra um trecho do torque de perturbação obtido após a implementação do procedimento acima. Ao receber o torque de perturbação, o pêndulo desloca-se da sua posição de equilíbrio. Tal deslocamento angular é calculado implementando-se no Simulink a equação do pêndulo expressa em termos da transformada de Laplace (Equação 5.2), com os parâmetros antropométricos do corpo adotados para um adulto típico do sexo masculino com as seguintes características (Peterka, 2000; Maurer & Peterka, 2005): $I = 66 \text{ kg.m}^2$ é o momento de inércia do corpo em torno da articulação do tornozelo, $m = 76 \text{ kg}$ é a massa do corpo excluindo-se os pés e $h = 0.87 \text{ m}$ é a distância do tornozelo até o COG do corpo. Feito isso, obteve-se as curvas do deslocamento angular e da sua derivada, mostradas nas Figuras (6.2) e (6.3), respectivamente.

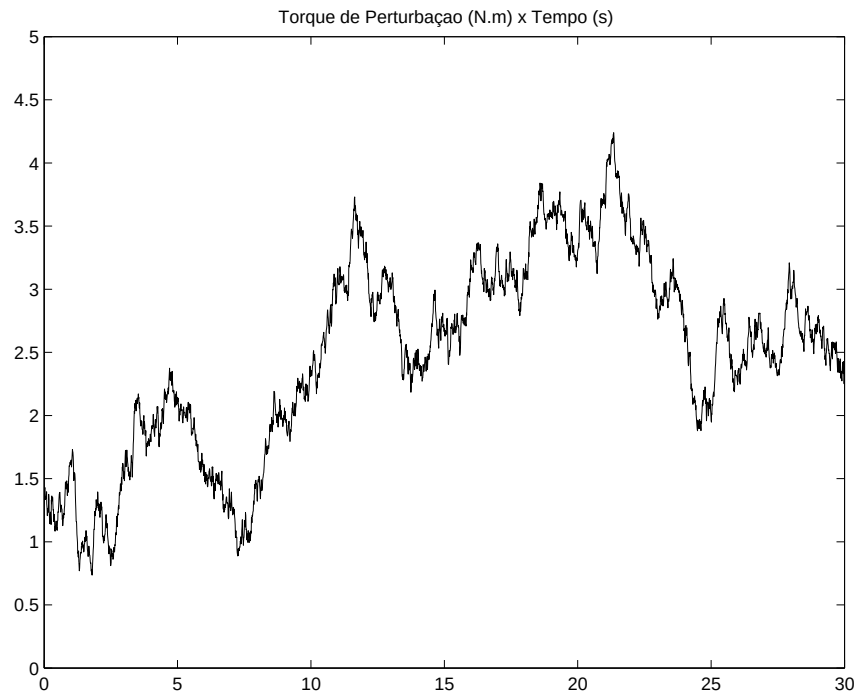


Figura 6.1: Um trecho do torque de perturbação utilizado na simulação. OBS: torque positivo equivale a um torque no sentido horário.

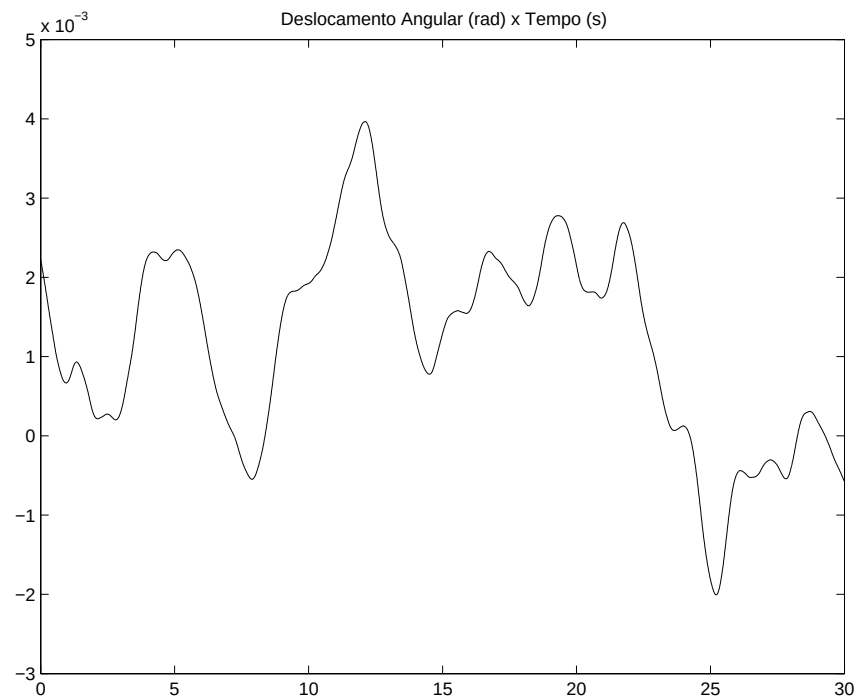


Figura 6.2: Resultado da simulação mostrando um exemplo do deslocamento angular AP do modelo.

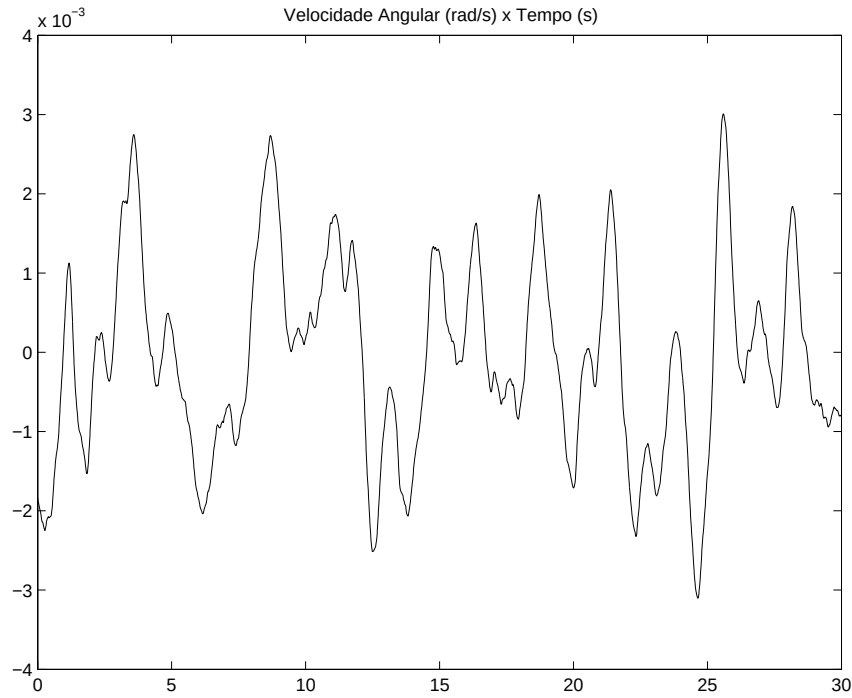


Figura 6.3: Resultado da simulação mostrando um exemplo da velocidade angular AP do modelo.

Substituindo o deslocamento e a velocidade angular nas Equações (5.12) e (5.13) e assumindo ambos os braços de momento dos grupos dorsiflexor (tibial anterior) e flexor plantar (sóleo + gastrocnêmio) iguais a 0.0416 m (Dariush *et al.*, 1998), obteve-se o comprimento músculo-tendíneo (l_{mt}) mostrado na Figura (6.4) e sua derivada (v_{mt}).

Paralelamente, o mesmo deslocamento angular é introduzido na entrada do controlador PID para que seja calculado o valor do torque de controle necessário para equilibrar o pêndulo (Figura 5.7). Os fatores de ganho do controlador PID foram ajustados em $K_p = 34,38 \text{ N.m.deg}^{-1}$ para a parte proporcional (rigidez), $K_d = 6,67 \text{ N.m.s.deg}^{-1}$ para a parte derivativa (amortecimento) e $K_i = 1,67 \text{ N.m.s}^{-1}.\text{deg}^{-1}$ para a parte integral, sendo os mesmos convertidos de graus (deg) para radianos. Tal conversão faz-se necessária porque as variáveis do modelo foram expressas no sistema internacional de unidades (SI). A Figura (6.5) mostra um trecho do torque de controle obtido na simulação. A partir do torque de controle, o estímulo neural do SNC, (N_{in}), a ser enviado ao músculo de interesse, é obtido pela Equação (5.20). A Figura (6.6) mostra as formas de onda obtidas para os estímulos neurais do SNC, enviados aos grupos musculares modelados.

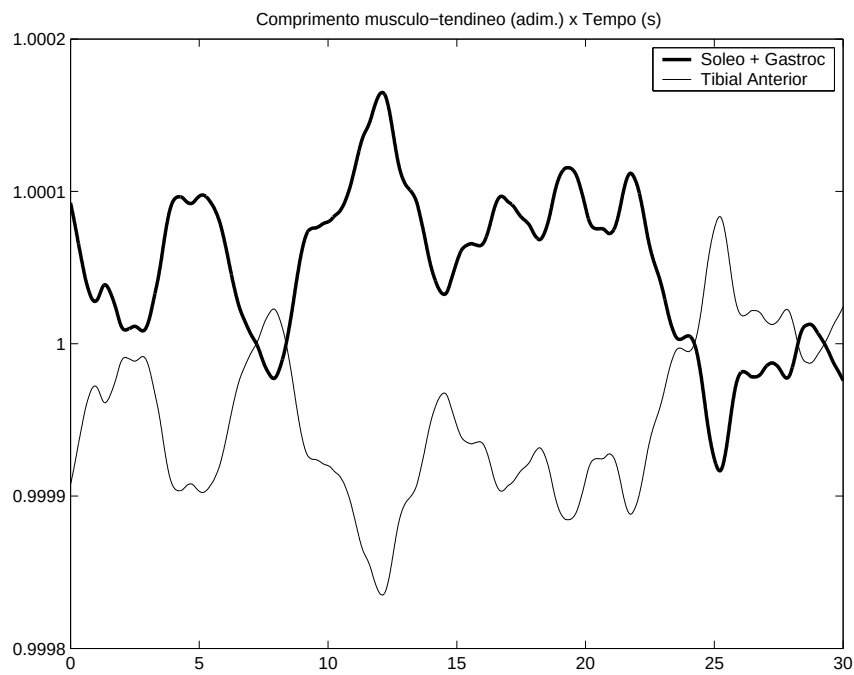


Figura 6.4: Resultado da simulação mostrando um exemplo da variação temporal do comprimento músculo-tendíneo: Dorsiflexor (linha fina) e flexor plantar (linha grossa).

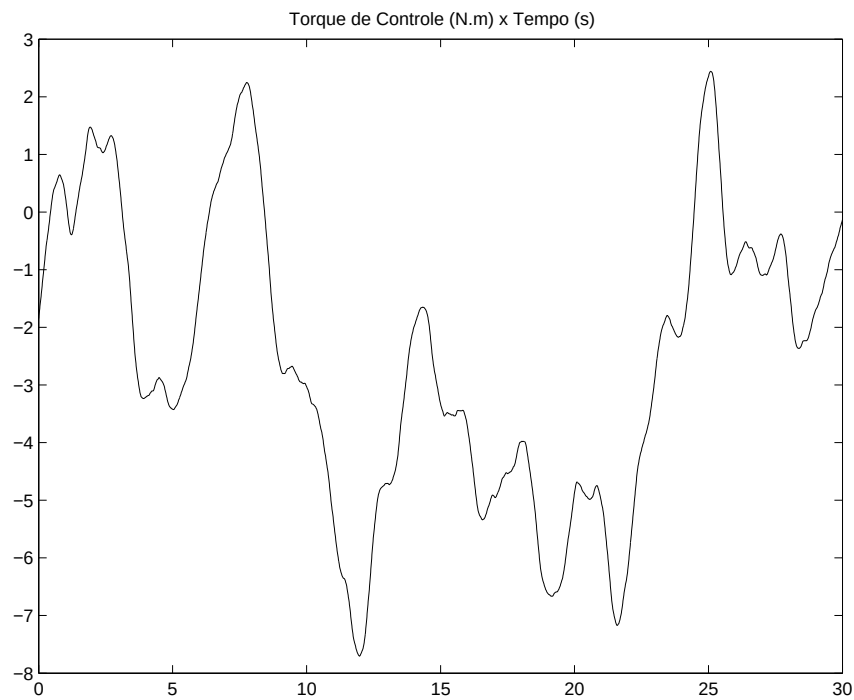


Figura 6.5: Resultado da simulação mostrando um exemplo do torque de controle captado na saída do controlador PID.

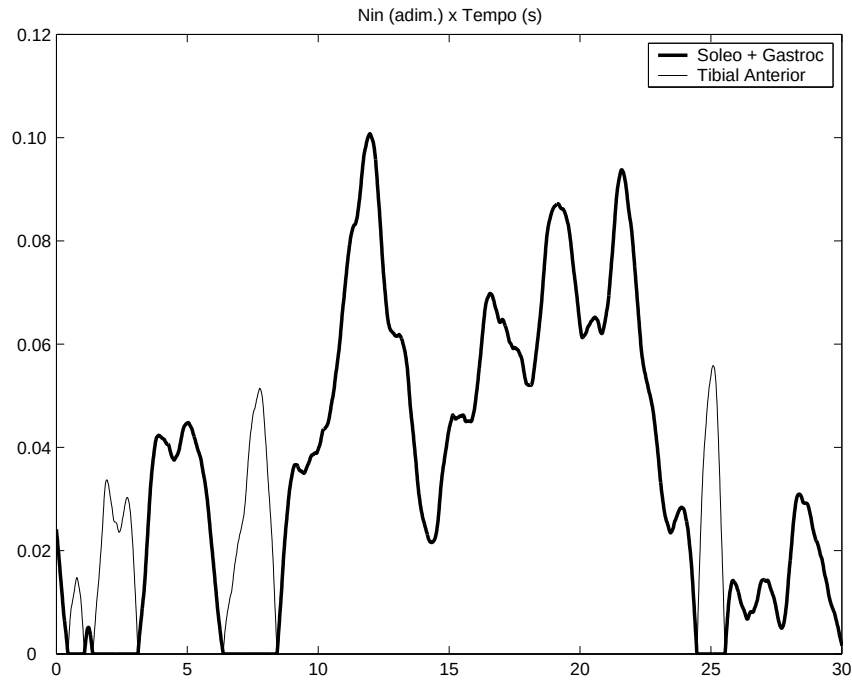


Figura 6.6: Resultado da simulação mostrando um exemplo do estímulo neural enviado aos músculos modelados: Dorsiflexor (linha fina) e flexor plantar (linha grossa).

A partir de (N_{in}) e de um nível de referência de excitação muscular (N_r), este último adotado como constante e igual a 0.05 (Winters, 1995a); usando a Equação (5.18) mostrada no capítulo anterior esquematizada no diagrama da Figura (5.5), obteve-se o sinal de reflexo espinhal (Figura 6.7) resultante da somatória das seguintes contribuições reflexas: fusos musculares (Figura 6.8), órgãos tendinosos de Golgi (Figura 6.9) e dos interneurônios inibitórios (Figura 6.10). Com N_{in} e N_{rf} , ainda no diagrama da Figura (5.5) calculou-se então a excitação neural (Figura 6.11) e a ativação muscular (Figura 6.12). O algoritmo de Dormand-Prince (ode5) com tamanho de passo fixado em 0,01 s foi usado para resolver todas as equações diferenciais associadas ao modelo (Equação 5.15).

De posse de L_{mt} , V_{mt} e N_a , pelo passo 4 descrito ao final do capítulo anterior, obteve-se a extensão no comprimento do elemento série do músculo intrafusal (X_{se-IF}) e a extensão no comprimento do elemento série do músculo extrafusal (X_{se}). Os valores de X_{se-IF} e X_{se} , são utilizados na iteração seguinte, para se calcular as aferências do fuso muscular (N_{sp}) e dos órgãos tendinosos de Golgi (N_{gt}), respectivamente, como

ilustrado no diagrama da Figura (5.5). A partir de X_{se} , seguindo o passo 5 determina-se a força muscular adimensional. Para converter a força muscular em Newtons, utilizou-se a Equação (5.9), com o parâmetro ρ ajustado em $31,8 \text{ N/cm}^2$ e as $PCSA$ s dos grupos dorsiflexor (tibial anterior) e flexor plantar (sóleo + gastrocnêmio) iguais a 40 cm^2 e 70 cm^2 respectivamente, conforme visto no capítulo anterior. A Figura (6.13) mostra um trecho das forças musculares obtidas na simulação.

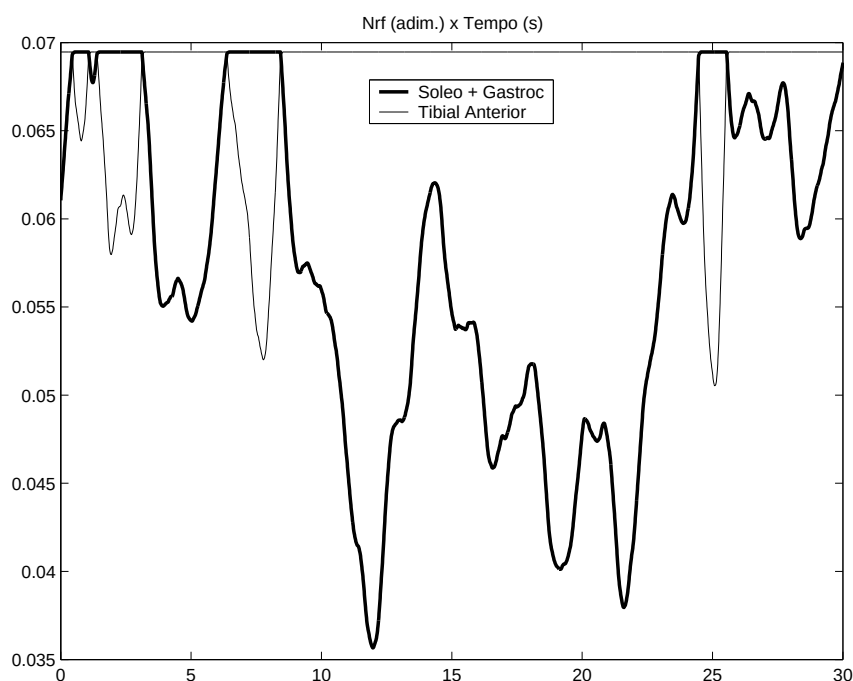


Figura 6.7: Resultado da simulação mostrando um exemplo do sinal reflexo dos músculos modelados: Dorsiflexor (linha fina) e flexor plantar (linha grossa).

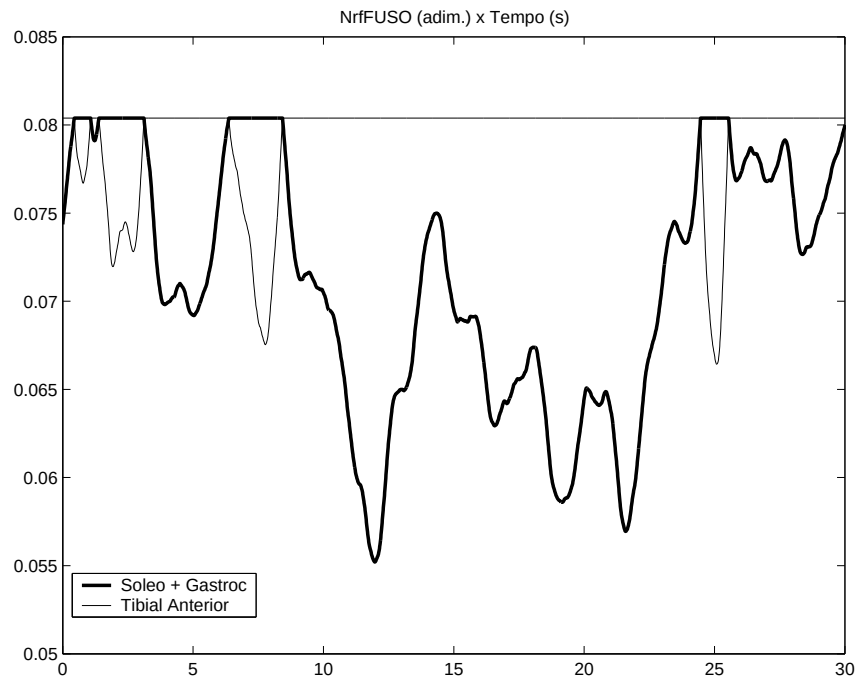


Figura 6.8: Resultado da simulação mostrando um exemplo da componente do sinal reflexo proveniente dos fusos musculares: Dorsiflexor (linha fina) e flexor plantar (linha grossa).

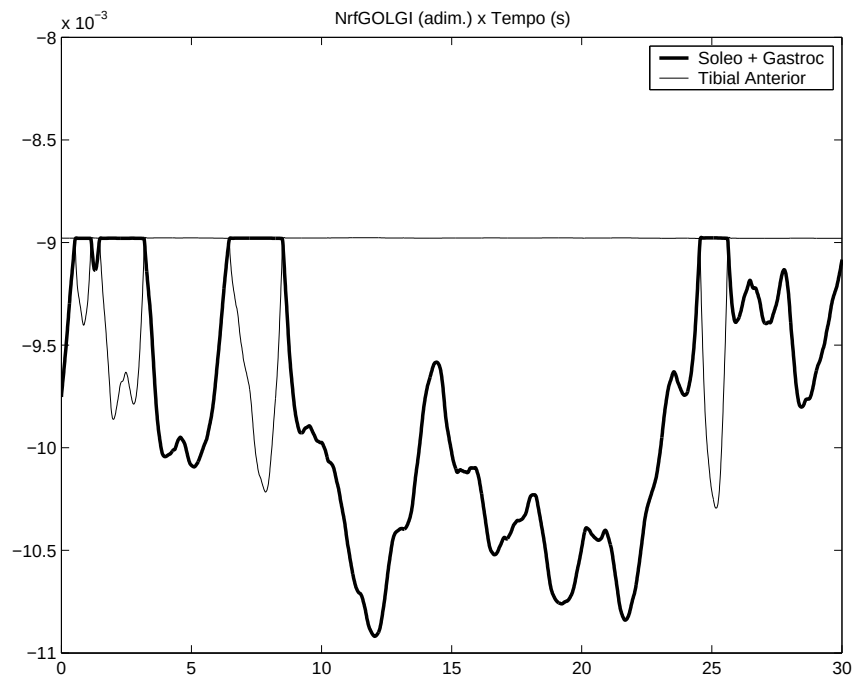


Figura 6.9: Resultado da simulação mostrando um exemplo da componente do sinal reflexo proveniente dos órgãos tendinosos de Golgi: Dorsiflexor (linha fina) e flexor plantar (linha grossa).

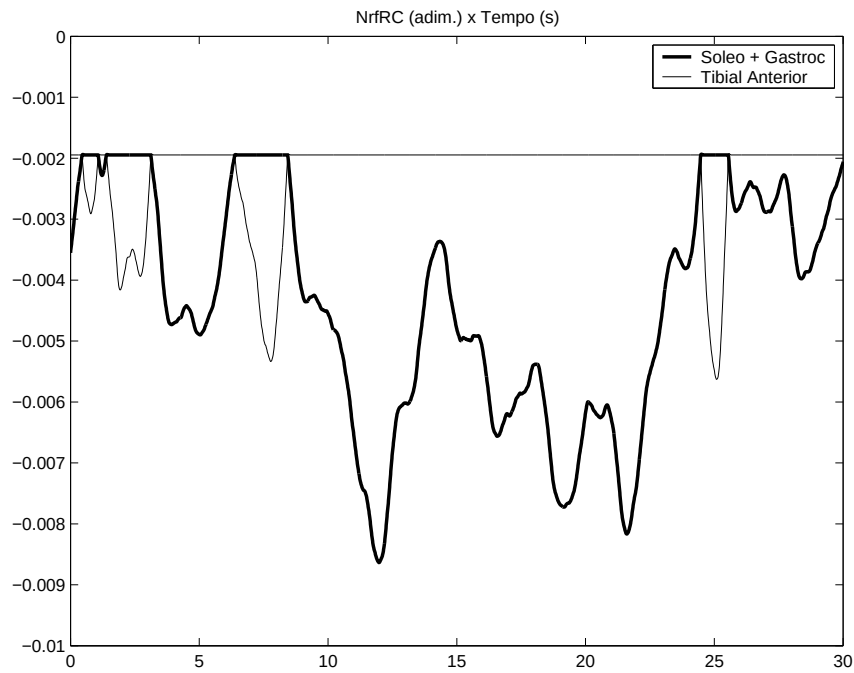


Figura 6.10: Resultado da simulação mostrando um exemplo da componente do sinal reflexo proveniente dos interneurônios inibitórios: Dorsiflexor (linha fina) e flexor plantar (linha grossa).

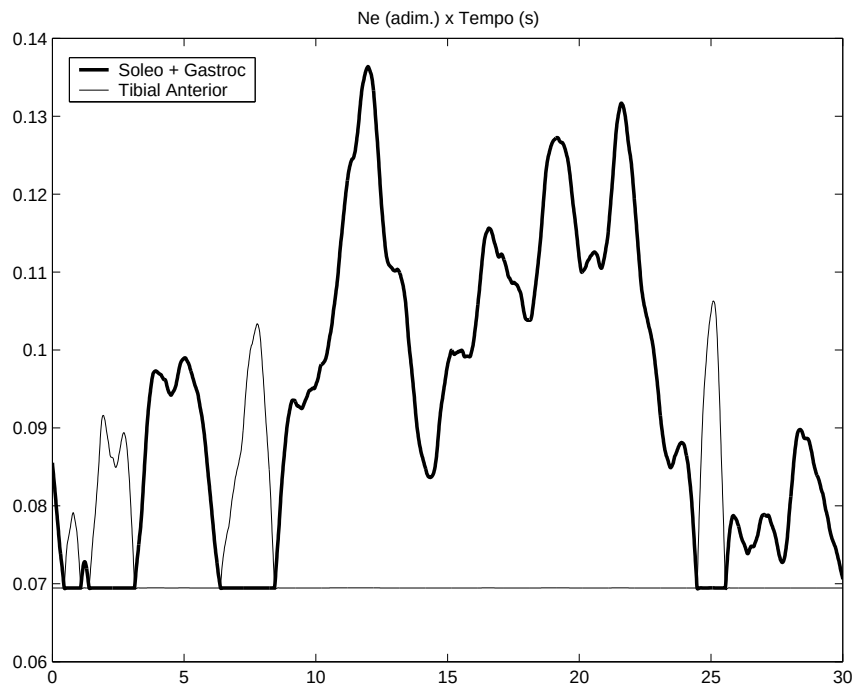


Figura 6.11: Resultado da simulação mostrando um exemplo do sinal de excitação neural dos músculos modelados: Dorsiflexor (linha fina) e flexor plantar (linha grossa).

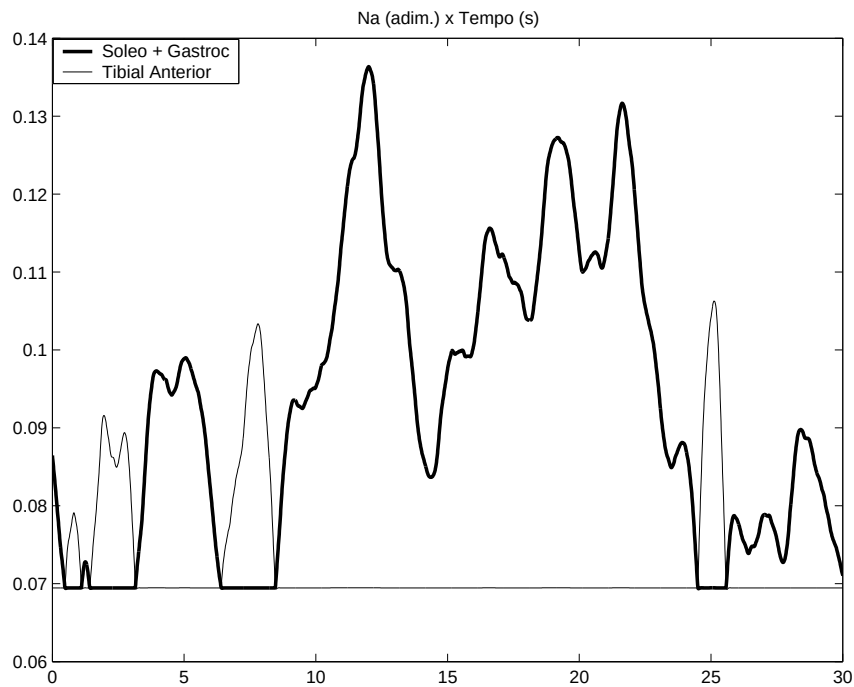


Figura 6.12: Resultado da simulação mostrando um exemplo do sinal de ativação dos músculos modelados: Dorsiflexor (linha fina) e flexor plantar (linha grossa).

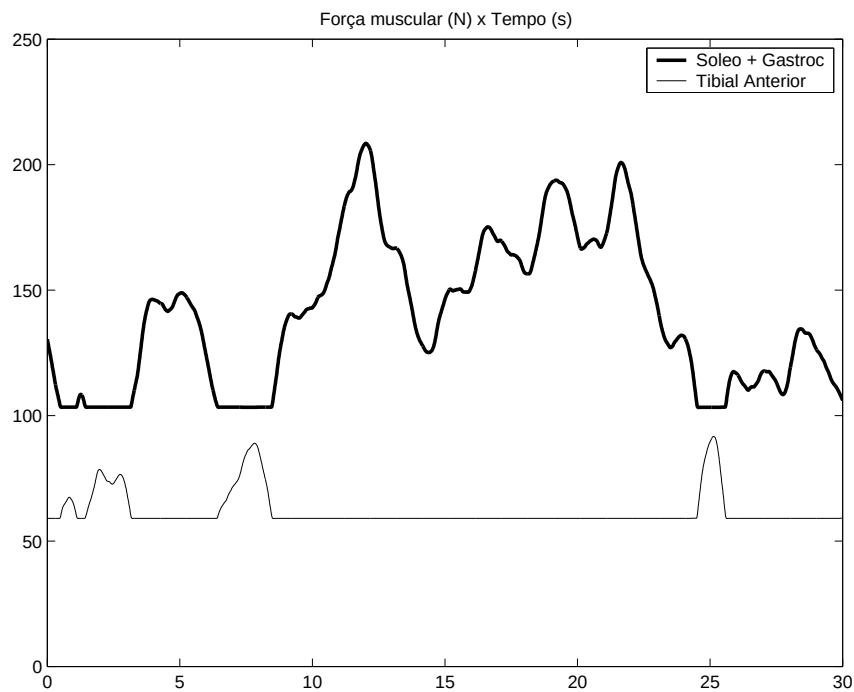


Figura 6.13: Resultado da simulação mostrando um exemplo do andamento das forças musculares: Força dorsiflexora (linha fina) e força flexora plantar (linha grossa).

Com as forças musculares já calculadas e os braços de momento dos grupos dorsiflexor (tibial anterior) e flexor plantar (sóleo + gastrocnêmio) ambos assumidos iguais a 0.0416 m (Dariush *et al.*, 1998), determina-se os torques musculares. A Figura (6.14) mostra o andamento dos torques musculares durante um trecho da simulação. Finalmente, implementou-se a Equação (5.21) e obteve-se os deslocamentos do centro de gravidade (COG) e do centro de pressão (COP) na direção ântero-posterior. A Figura (6.15) mostra um trecho das séries temporais do COP e do COG obtido na simulação.

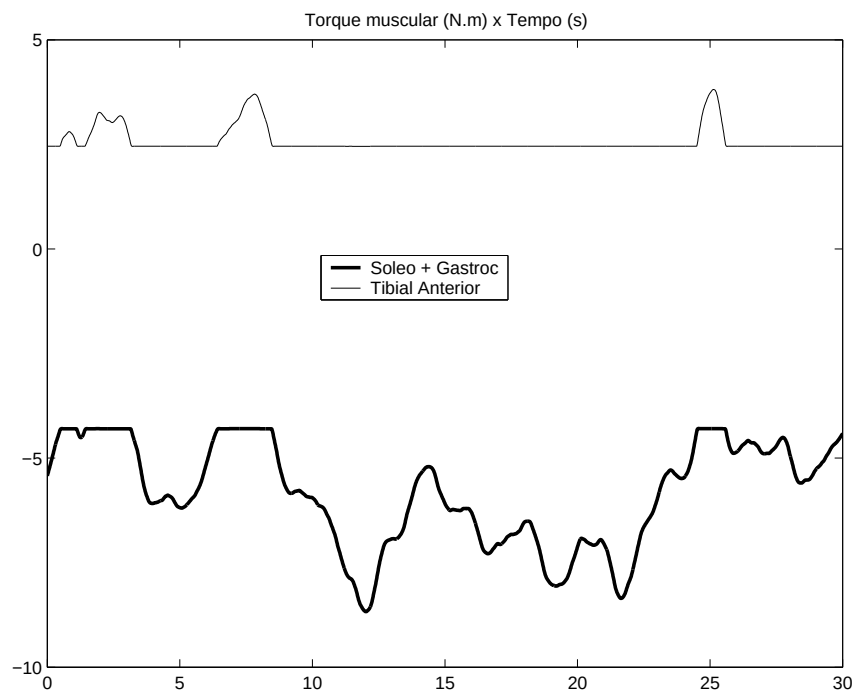


Figura 6.14: Resultado da simulação mostrando um exemplo do andamento dos torques musculares: Dorsiflexor (linha fina) e flexor plantar (linha grossa).

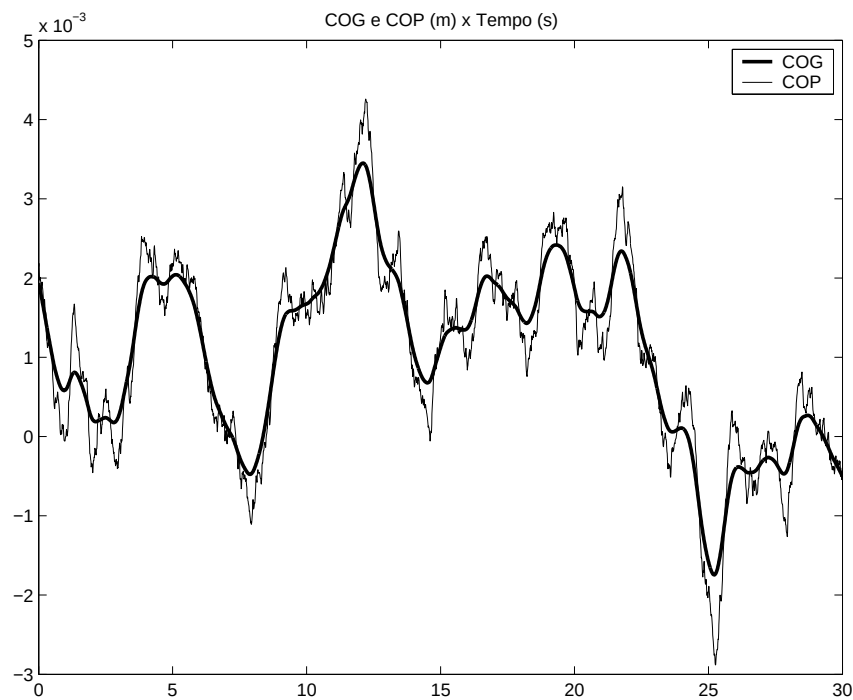


Figura 6.15: Resultado da simulação mostrando um exemplo do deslocamento do COP-AP (linha fina) e do COG-AP (linha grossa).

6.1 Conclusão

Neste capítulo, o modelo proposto foi simulado computacionalmente seguindo-se a metodologia apresentada no final do capítulo anterior. Os resultados obtidos nas simulações permitem concluir que o modelo desenvolvido se mostrou coerente em diversos aspectos importantes, dentre os quais podemos exemplificar:

- Geração do torque de controle adequado em função da perturbação sofrida (Figuras 6.5 e 6.1 respectivamente);

- Estimulação pelo SNC dos grupos musculares apropriados em função do torque de controle requerido para estabilização (Figuras 6.6 e 6.5 respectivamente). Ou seja, estimulação do grupo dorsiflexor quando o torque de controle requerido é positivo (sentido horário), ou do grupo flexor plantar quando o torque de controle requerido é negativo (sentido anti-horário);
- Torques e forças musculares dentro da faixa fisiológica (Figuras 6.14 e 6.13 respectivamente);
- Níveis de ativações musculares compatíveis com o esperado para a postura ereta (Figura 6.12);
- Oscilações do COG e do COP em concordância com aquelas observadas experimentalmente na postura ereta (Figura 6.15).

A partir destas observações, pode-se concluir que foram obtidos bons resultados no desenvolvimento do modelo. Além disso, os resultados obtidos nas simulações também permitem concluir que o modelo desenvolvido é consistente com outros modelos previamente usados para descrever o comportamento postural humano durante a postura ereta quieta (Fitzpatrick et al., 1992a; Fukuoka *et al.*, 2001). Particularmente, em conformidade com as conclusões obtidas por aqueles autores a partir de observações experimentais no que se refere à capacidade do sistema somatosensorial em sustentar por si só o corpo na postura ereta quieta e, também, a característica antecipatória no mesmo. A discussão dessas afirmações será detalhada no capítulo seguinte.

Capítulo 7

Conclusão

7.1 Conclusões gerais

Recentemente, diferentes estratégias tem sido empregadas pela ciência para tentar avançar no entendimento dos mecanismos que controlam o movimento e a postura humana. Tudo isto, com o objetivo de facilitar o diagnóstico precoce e, conseqüentemente, tornar mais eficiente o tratamento das patologias que afetam o funcionamento normal do sistema de controle postural humano (ex: mal de Parkinson, neuropatias diversas, AVC). De uma forma geral, as principais linhas de ação trilhadas pelos pesquisadores nos últimos anos são: (1) experimentos com animais (ex: Lin & Rymer, 1998), (b) experimentos com humanos (Allum *et al.*, 1998; Ali *et al.*, 2003) e (3) modelagem teórica e simulação computacional (Yakovenko *et al.*, 2004; Verdaasdonk *et al.*, 2004). Cada uma destas modalidades possui suas vantagens e deficiências. Nos estudos com animais, por exemplo, é possível a realização de certos experimentos *in vivo* não autorizados pela ética humana. Porém, os resultados devem ser cuidadosamente analisados de forma a se obter evidências válidas também para os humanos, o que as vezes é impossível pelas características próprias de cada espécie. Por outro lado, os resultados obtidos nas pesquisas envolvendo seres humanos devem, e são necessariamente, limitados pela ética e pelos métodos não-invasivos. Essas barreiras transformam a tarefa de se compreender o que realmente ocorre no interior no corpo num enorme desafio. Deste modo, a modelagem teórica aliada à simulação com-

putacional, apesar de também possuir suas próprias deficiências, emerge como alternativa para tentar transpor o problema.

Neste contexto, este trabalho apresentou um novo modelo matemático e computacional dedicado ao estudo da postura ereta quieta humana. Tal modelo constitui num avanço por modelar o sistema muscular IF, o estímulo neural descendente do SNC e também os reflexos neuromusculares provenientes de três órgãos do sistema somatosensorial (fusos musculares, órgãos tendinosos de Golgi e interneurônios inibitórios), além da excitação neural e da ativação muscular presentes em alguns modelos (EF) usados por outros para estudar a postura ereta (Kuo & Zajac, 1993; Soetanto *et al.*, 2001; etc.).

Os resultados das simulações do modelo permitem concluir que os reflexos somatosensoriais mencionados são fundamentais para a manutenção da postura ereta quieta. Isto pôde ser verificado simulando o modelo para as mesmas condições mostradas no capítulo anterior mas sem a presença do reflexo somatosensorial, ou seja, anulando-se os parâmetros de ganho (sp_k , gt_k e rc_k) da Equação (5.18). Feito isso, o resultado obtido para as oscilações do COP/COG do modelo estão completamente fora do padrão observado para a postura ereta quasi-estática, com oscilações bruscas e de grande amplitude (Figura 7.1), levando inclusive a posição do COP/COG além da base de suporte delimitada pelos pés, o que equivale à queda do modelo na ausência do reflexo.

Além disso, foi verificado que o controle da postura ereta quasi-estática tem característica antecipatória como defendido por Morasso & Sanguineti (2002) em oposição a hipótese de Winter *et al.* (2001), cuja polêmica foi detalhada no início do Capítulo 1. Tal verificação foi processada simulando o modelo nas mesmas condições do capítulo anterior mas sem a componente derivativa do controle, ou seja, fazendo-se a constante K_d do controlador PID igual a zero. Feito isso, o resultado obtido para as oscilações do COP/COG do modelo (Figura 7.2), indicam que o mesmo não é capaz de permanecer “em pé” quando a componente derivativa do torque de controle gerado pelo controlador PID é nula.

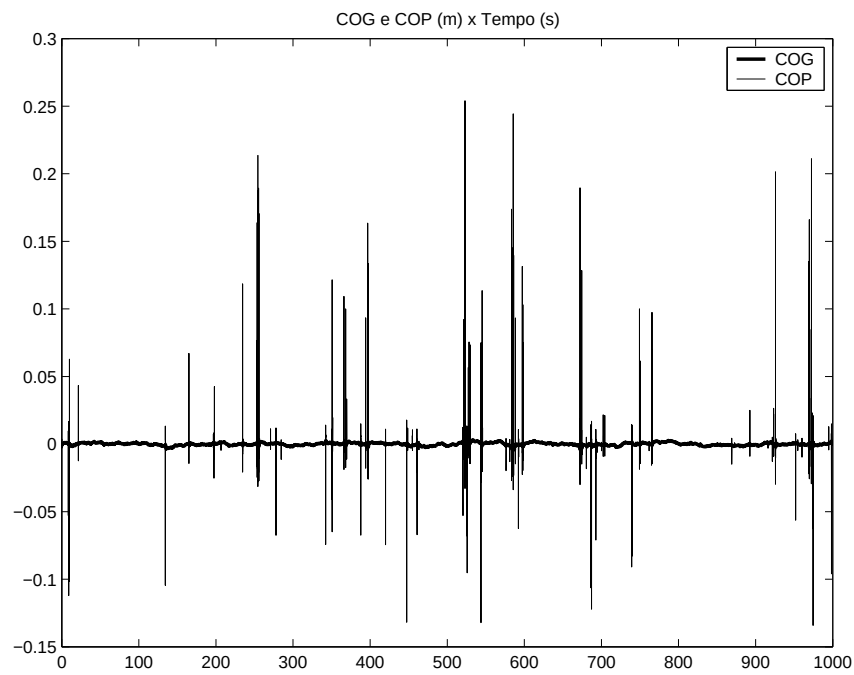


Figura 7.1: Resultado da simulação mostrando as oscilações do COP/COG do modelo sem reflexo.

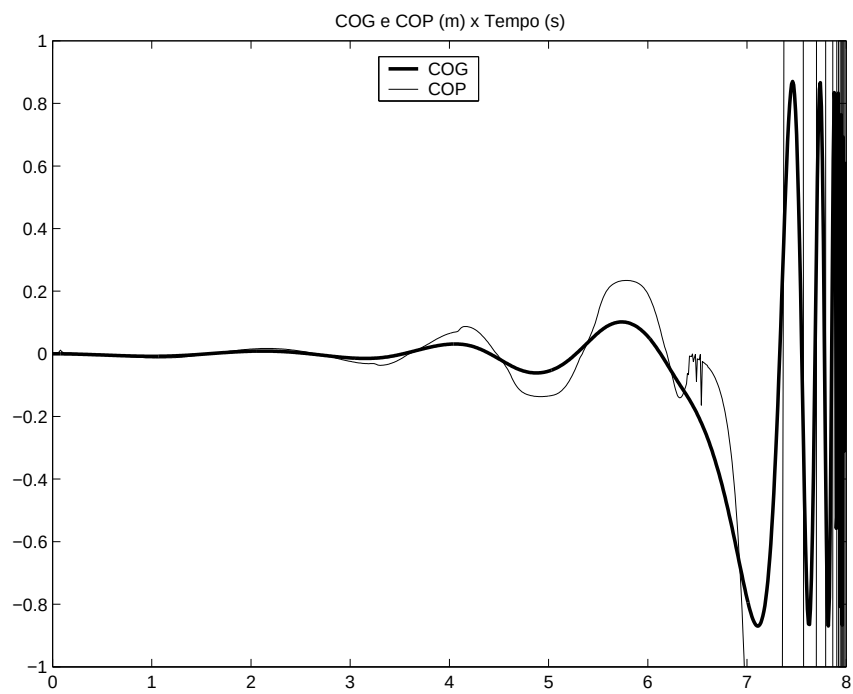


Figura 7.2: Resultado da simulação mostrando as oscilações do COP/COG do modelo na ausência da componente derivativa do torque de controle.

Por outro lado, a capacidade do sistema somatosensorial em sustentar, de maneira autônoma, o corpo na postura ereta foi verificada observando-se os resultados das simulações mostradas no Capítulo 6, onde, percebem-se claramente intervalos nos quais o estímulo neural descendente do SNC é zero (Figura 6.6). No entanto, nestes mesmos intervalos, a excitação neural e a ativação muscular correspondentes não são nulas (Figuras 6.11 e 6.12 respectivamente). Observe que tal informação não pode ser obtida num modelo tradicional (EF), uma vez que, naqueles intervalos onde não existe o estímulo neural descendente do SNC, a postura ereta seria sustentada exclusivamente pelas vias reflexas (Figura 6.7), com contribuição dos fusos musculares (Figura 6.8) e dos órgãos tendinosos de Golgi (Figura 6.9) que são responsáveis pela detecção dos mínimos estiramentos músculo-tendíneos que ocorrem durante a postura ereta (Figura 6.4), aliada a uma suave modulação por parte dos interneurônios inibitórios (Figura 6.10).

Para comprovar que o aparecimento da força muscular quando o estímulo neural descendente do SNC (N_{in}) é nulo, é de fato consequência da atuação das componentes de reflexo e não das componentes musculares passivas, foram calculados para o modelo os valores normalizados da força muscular total (Figura 7.3) e da força muscular passiva (Figura 7.4). Observando os dois gráficos nota-se que a magnitude da força muscular passiva foi insignificante quando comparada à da força muscular total, o que reforça a hipótese de que a existência da força muscular para N_{in} nulo se deve realmente à atividade reflexa.

Finalmente, pode-se concluir de maneira positiva a hipótese colocada no Capítulo 1. Ou seja, o modelo desenvolvido com base no atuador músculo-reflexo (EF+IF) de Winters (1995a,c) realmente forneceu uma melhor aproximação do comportamento postural humano, quando comparado a um modelo EF equivalente. Além disso, ainda que o modelo desenvolvido seja um sistema dinâmico não-linear de ordem 16 (com variáveis de estado musculares, neurais e mecânicas), o ganho final obtido foi considerado significativo. Pois a inclusão de tal complexidade possibilitou mostrar matematicamente que o sistema de feedback somatosensorial sozinho, pode de fato permitir que indivíduos normais mantenham o corpo na postura ereta, em conformidade com os relatos de outros pesquisadores amparados em observações experimentais (Fitzpatrick *et al.* 1992a; Fukuoka *et al.*, 2001).

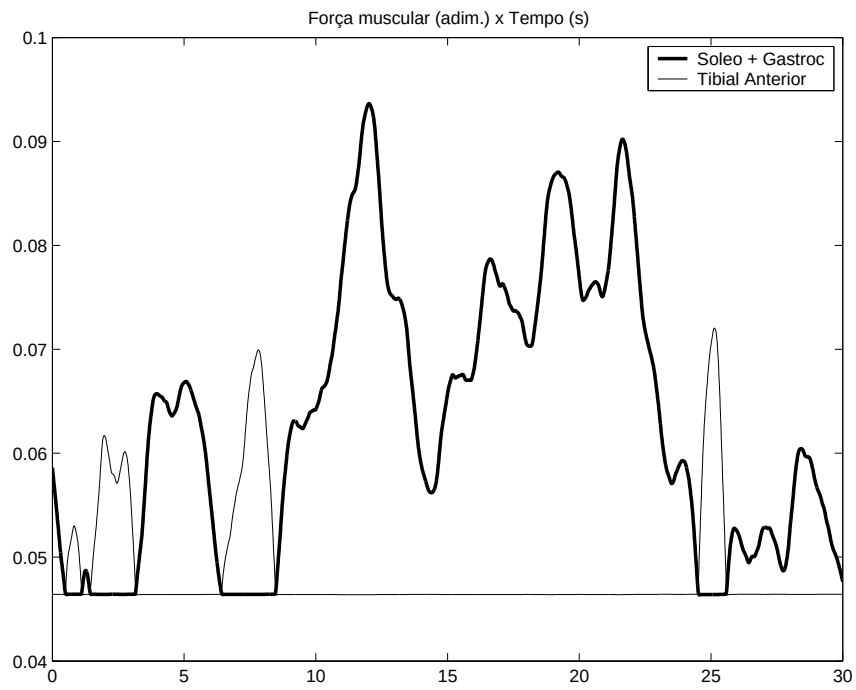


Figura 7.3: Resultado da simulação mostrando os valores normalizados da força muscular total.

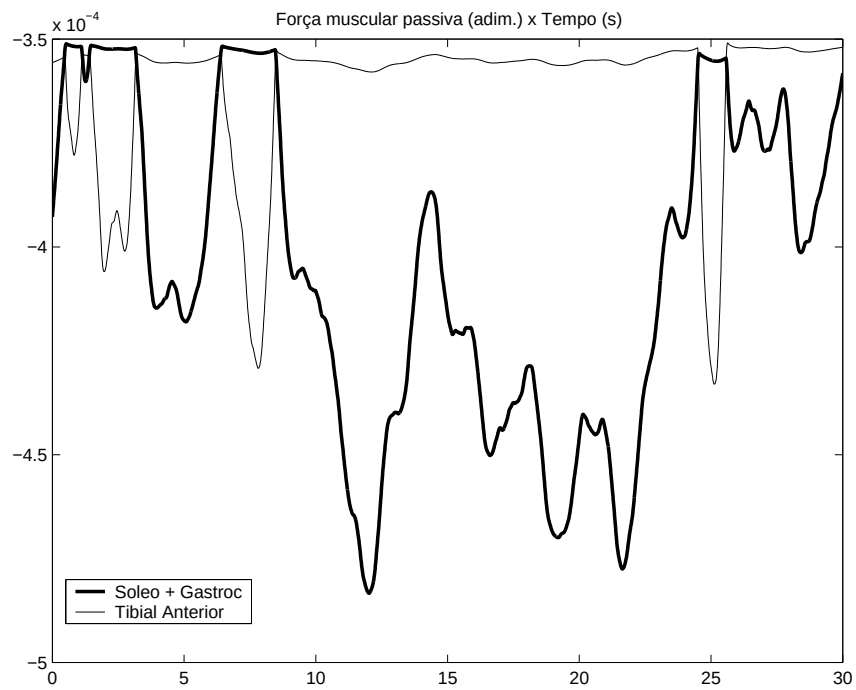


Figura 7.4: Resultado mostrando os valores normalizados da componente passiva força muscular.

7.2 Limitações do modelo

Ainda que possa ser considerado um avanço na modelagem da postura ereta, devido à enorme simplificação do sistema neuro-músculo-esquelético humano processada, o modelo desenvolvido apresenta algumas limitações. A principal delas é a sua incapacidade de fornecer o valor das variáveis (musculares, neurais e mecânicas) pertinentes a outras estruturas (músculos, tendões, ligamentos, articulações, etc.) que contribuem para a manutenção da postura ereta, uma vez que não foram modeladas. E ainda que o fossem, a determinação de variáveis musculares isoladas é um problema indeterminado pelo fato de um músculo estar sempre envolvido com muitos músculos complementares.

Também, apesar de ser eficaz no modelo desenvolvido, a estratégia de controle PID implementada é extremamente simples quando comparada à adotada pelo sistema de controle postural humano, onde ramificações nervosas alcançam diversos músculos auxiliares, proporcionando um ajuste fino da estabilidade corporal, sendo que as decisões do SNC parecem ser tomadas no sentido de preservar a postura ereta, mantendo uma economia de movimento e, conseqüentemente, um menor consumo energético (Kuo, 1995).

Uma elegante verificação da plausibilidade do modelo músculo-reflexo de Winters (1995a,c) foi executada por Morasso & Sanguineti (2002) através de dois estudos. Em primeiro lugar, eles examinaram como as propriedades viscoelásticas dos músculos são afetadas pela presença ou ausência dos sinais aferentes. Para este propósito, eles reproduziram, através de simulações, os experimentos de Lin & Rymer (1998) onde músculos, conectados a uma carga inercial, foram perturbados por pulsos de força. Os resultados destes experimentos mostraram que, quando o reflexo está presente, a resposta mecânica é dominada pela elasticidade, ao passo que se o reflexo está ausente a resposta é dominada pela viscosidade. Em segundo lugar, para avaliar a dependência linear da rigidez do tornozelo com relação ao torque naquela articulação obtida experimentalmente por Hunter & Kearney (1982) e por Weiss *et al.*, (1988), Morasso & Sanguineti (2002) usaram um modelo de pêndulo invertido sustentado por atuadores músculo-reflexo de Winters. Tal modelo foi estimulado com distúrbios pseudo-randômicos simulando o protocolo experimental e os resultados obtidos foram notavelmente similares.

Apesar das evidências sugerirem a plausibilidade integral da formulação de Winters, as limitações das técnicas de medida disponíveis atualmente impõem um considerável desafio à obtenção experimental de algumas variáveis “internas” do modelo músculo-reflexo, como por exemplo, a mensuração dos sinais aferentes provenientes dos fusos musculares e dos órgãos tendinosos de Golgi.

Desta forma, ainda que a modelagem se apresente como uma linha de investigação promissora, existem consideráveis limitações que restringem sua aplicação, principalmente devido à dificuldade em se obter experimentalmente os parâmetros necessários à elaboração e validação dos modelos (Winters, 1995a; Pandy, 2001). Não obstante, acredita-se que novos subsídios para análise do papel dos mecanismos reflexos na manutenção da estabilidade postural humana podem ser obtidos a partir da metodologia proposta neste trabalho.

7.3 Trabalhos futuros

Como em todos os modelos, várias simplificações foram assumidas. Ainda assim, o modelo proposto pode parecer muito complexo para alguns e exageradamente simples para outros. Porém, dada a complexidade da musculatura, pode-se afirmar com certeza que ele é bastante simples, quando comparado à fisiologia neuromuscular do corpo na postura ereta quieta. Tal fato não poderia ser diferente, uma vez que um modelo necessariamente deve ser mais simples que o problema retratado, de outra maneira não haveria sentido (Duarte, 2001). Todavia, diversos estudos podem ser realizados no intuito de mensurar o nível de consonância do modelo com dados experimentais, ou mesmo para aperfeiçoá-lo. Dentre os inúmeros estudos possíveis podemos citar como exemplo:

- Calcular a função de difusão de estabilograma (SDF^1) para as trajetórias do COP simuladas com o modelo proposto e comparar os valores dos parâmetros da SDF teórica com os dados experimentais correspondentes, obtidos por Collins *et al.*,

¹A SDF retrata o deslocamento quadrático médio do COP em função do intervalo de tempo decorrido entre medidas comparativas do COP (Collins & De Luca, 1993).

(1995), tal como realizado por Peterka & Maurer (2005) para seu modelo de corpos rígidos;

- Realizar uma análise estatística das séries temporais do COP simuladas com o modelo, e comparar os valores dos parâmetros (distância da média, valor RMS, frequência média, potência espectral, etc.) teóricos com os seus correspondentes experimentais, obtidos por Prieto *et al.*, (1996), tal como executado por Peterka & Maurer (2005) para seu modelo de corpos rígidos;
- Variar os parâmetros do controlador PID (K_p , K_d e K_i) para simular uma SDF que reproduza com a melhor precisão possível a SDF experimental de um dado indivíduo, buscando-se assim conjecturar possíveis características do controle postural daquele indivíduo com relação ao padrão de controle tido como normal, de modo similar ao realizado por Peterka (2000) com seu modelo de corpo rígido;
- Incluir no modelo, o parâmetro relativo à composição de fibras musculares (lentas e rápidas) previsto por Winters (1995c) mas não implementado neste trabalho, uma vez que, o modelo padrão de Winters aqui implementado assume que o músculo possui a mesma quantidade de fibras lentas e rápidas. Posteriormente, avaliar a influência daquele parâmetro nos resultados das simulações;
- Realizar simulações do modelo em outras situações, como, por exemplo: alterar as condições iniciais (posição inicial); verificar a resposta a degrau; utilizar a aproximação polinomial proposta por Menegaldo *et al.* (2004) para calcular os braços de momento musculares em função dos ângulos articulares do corpo, ao invés de considerá-los constantes como assumido neste trabalho; etc.
- Ampliar o número de músculos, segmentos corporais e graus de liberdade para utilizar o modelo na simulação de outras tarefas motoras (ex: marcha), onde a estratégia de controle poderá empregar avançados conceitos da teoria de controle, como a definição de funções de custo específicas para otimização do processo (ex: menor consumo energético).

Referências

- [1] ABBOTT, B. C. & WILKIE, D. R. The relation between velocity of shortening and tension-length curve of skeletal muscle. *J. Physiol.*, no. 120, 214-223, 1953.
- [2] ALI, A. S.; ROWEN, K. A. & ILES, J. F. Vestibular actions on back and lower limb muscles during postural tasks in man. *J Physiol*, no. 546.2, 615-624, 2003.
- [3] ALLUM, J.; BLOEM, B. R.; CARPENTER, M. G.; HULLIGER, M. & HADDERS-ALGRA, M. Proprioceptive control of posture: a review of new concepts. *Gait and Posture*, no. 8, 214-242, 1998.
- [4] ANDERSON, F. C. & PANDY, M. G. A dynamic optimization solution for vertical jumping in three dimensions. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Eng.*, no. 2, 201-231, 1999.
- [5] ANDERSON, F. C. & PANDY, M. G. Dynamic optimization of human walking. *J. Biomechanical Engineering*, no. 123, 381-390, 2001.
- [6] ANDERSON, F. C. & PANDY, M. G. Static and dynamic optimization solutions for gait are practically equivalent. *J. Biomech.*, no. 34, 153-61, 2001.
- [7] ANDERSON, F. C. *A dynamic optimization solution for a complete cycle of normal gait*. Tese de Doutorado, Universidade do Texas, Austin, 1999.
- [8] ARIANO, M. A.; ARMSTRONG, R. B. & EDGERTON, V. R. Hindlimb muscle fibre populations of five mammals. *J. Histochem. Cytochem.*, vol. 21, no. 1, 51-55, 1973.

- [9] BAHLER, A. S. The series elastic element of mammalian skeletal muscle. *Am. J. Physiol.*, no. 213, 1560-1564, 1967.
- [10] BARATTA, R. V. & SOLOMONOW, M. The dynamic performance model of skeletal muscle. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, no. 19, 419-454, 1992.
- [11] BARBIER, F.; ALLARD, P.; GUELTON, K.; COLOBERT, B. & GODILLON-MAQUINGHEN, A.-P. Estimation of the 3-d center of mass excursion from force-plate data during standing. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 11, no. 1, 31-37, 2003.
- [12] BARIN, K. Evaluation of a generalized model of human postural dynamics and control in the sagittal plane. *Biological Cybernetics*, no. 61, 37-50, 1989.
- [13] BLIX, M. Die laenge und die spannung des muskels. *Skand. Arch. Physiol.*, no. 5, 149-206, 1894.
- [14] BOBBERT, M. F.; HUIJING, P. A. & VAN INGEN SCHENAU, G. J. A model of human triceps surae muscle-tendon complex applied to jumping. *Journal of Biomechanics*, no. 19, 887-898, 1986.
- [15] BRENIÈRE, Y. Why we walk the way we do. *J. Mot. Behav.*, no. 28, 291-298, 1996.
- [16] CLOSE, R. I. Dynamic properties of mammalian skeletal muscle. *Physiol. Rev.*, no. 52, 129-197, 1972.
- [17] CLOSE, R. & HOH, J. F. Y. Force velocity properties of kitten muscles. *J. Physiol.*, no. 192, 815-822, 1967.
- [18] CLOSE, R. Dynamic properties of fast and slow skeletal muscles of the rat during development. *J. Physiol.*, no. 173, 4-95, 1964.
- [19] COELHO, D. B. Modelo de ativação neural do controle postural humano durante a postura ereta. *ENGEVISTA*, vol. 7, no. 1, 83-90, 2005.

- [20] COLLINS, J. J.; DE LUCA, C. J.; BURROWS, A. & LIPSITZ, L. A. Age related changes in open-loop and closed-loop postural control mechanisms. *Exp Brain Res*, no. 104, 480-492, 1995.
- [21] COLLINS, J. J. & DE LUCA, C. J. Open-loop and closed-loop control of posture: a random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. *Exp Brain Res*, no. 95, 308-318, 1993.
- [22] COLLINS, J. J. The redundant nature of locomotor optimization laws. *J. Biomechanics*, no. 28, 251-67, 1996.
- [23] COOKE, R.; WHITE, H. & PATE, E. A model of the release of myosin heads from actin in rapidly contracting muscle fibers. *J. Biophys.*, no. 66, 778-788, 1994.
- [24] DARIUSH, B.; PARNIANPOUR, M. & HEMAMI, H. Stability and a control strategy of a multilink musculoskeletal model with applications in fes. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 45, no. 1, 3-14, 1998.
- [25] DELP, S. L.; LOAN, J. P.; HOY, M. G.; ZAJAC, F. E.; TOPP, E. L. & ROSEN, J. M. An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 37, no. 8, 757-767, 1990.
- [26] DELP, S. L. & LOAN, J. P. A graphics-based software system to develop and analyze models of musculoskeletal structures. *Computers in Biology and Medicine*, vol. 25, no. 1, 21-34, 1995.
- [27] DELP, S. L. & LOAN, J. P. A computational framework for simulating and analyzing human and animal movement. *IEEE Computing in Science & Engineering*, vol. 2, no. 5, 46-55, 2000.
- [28] DIETZ, V. Human neuronal control of automatic functional movements: Interaction between central programs and afferent input. *Physiological Reviews*, no. 72, 33-69, 1992.

- [29] DIJKSTRA, T. M.; SCHONER, G.; GIESE, M. A. & GIELEN, C. C. Frequency dependence of the action-perception cycle for postural control in a moving visual environment: relative phase dynamics. *Biol. Cybern.*, no. 71, 489-501, 1994.
- [30] DRILLIS, R. & CONTINI, R. Body segment parameters. Tech. Rep. 1166.03, School of Eng. and Sci. Res. Div., New York Univ., New York, 1966.
- [31] DUARTE, M. Modelagem do controle postural humano. Apresentado no IX Congresso Brasileiro de Biomecânica, Gramado-RS, 2001.
- [32] DUARTE, M. Análise estabilográfica da postura ereta humana quasi-estática. Tese de livre docência, Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, 2000.
- [33] DURFEE, W. K. & PALMER, K. L. Estimation of force-activation, force-length and force-velocity properties in isolated, electrically stimulated muscle. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, no. 41, 205-216, 1994.
- [34] EDMAN, K. A. P.; ELZINGA, G. & NOBLE, M. I. M. Enhancement of mechanical performance by stretch during tetanic contractions of vertebrate skeletal muscle fibres. *J. Physiol.*, no. 281, 139-155, 1978.
- [35] EDMAN, K. A. P. & REGGIANI. Length-tension-velocity relationships studied in short consecutive segments of intact muscle fibres of the frog. *Contractile Mechanisms of Muscle. Mechanics, Energetics, and Molecular Models*, (eds. Pollack, G. H. and Sugi, H.). Plenum Press, New York. II, 495-510, 1983.
- [36] EDMAN, K. A. P. The velocity of unloaded shortening and its relation to sarcomere length and isometric force in vertebrate muscle fibres. *J. Physiol.*, no. 291, 143-159, 1979.
- [37] EISENBERG, E.; HILL, T. L. & CHEN, Y. D. Cross-bridge model of muscle contraction: Quantitative analysis. *Biophys. J.*, no. 29, 195-227, 1980.

- [38] FABIATO, A. & FABIATO, F. Dependence of the contractile activation of skinned cardiac cells on the sarcomere length. *Nature*, no. 256, 54-56, 1975.
- [39] FENN, W. O. & MARSH, B. S. Muscular force at different speeds of shortening. *J. Physiol.*, no. 85, 277-296, 1935.
- [40] FITZPATRICK, R. C.; GORMAN, R. B.; BRUKE, D. & GANDEVIA, S. C. Postural proprioceptive reflexes in standing human subjects: Bandwidth of response and transmission characteristics. *J. Physiology*, no. 458, 69-83, 1992b.
- [41] FITZPATRICK, R. C.; TAYLOR, J. L. & MCCLOSKEY, D. I. Ankle stiffness of standing humans in response to imperceptible perturbation: Reflex and task-dependent components. *J. Physiology*, no. 454, 533-547, 1992a.
- [42] FORCINITO, M.; EPSTEIN, M. & HERZOG, W. Theoretical considerations on myofibril stiffness. *Biophys. J.*, no. 72, 1278-1286, 1997.
- [43] FUKUOKA, Y.; NAGATA, T.; ISHIDA, A. & MINAMITANI, H. Characteristics of somatosensory feedback in postural control during standing. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 9, no. 2, 145-153, 2001.
- [44] GARNER, B. A. & PANDY, M. G. The obstacle set method for representing muscle paths in musculoskeletal models. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Eng.*, no. 3, 1-30, 2000.
- [45] GARNER, B. A. *A musculoskeletal model of the upper limb based on the medical image dataset of the Visible Human Male*. Tese de Doutorado, Universidade do Texas, Austin, 1998.
- [46] GASSER, H. S. & HILL, A. V. The dynamics of muscle contraction. *Proceedings Royal Society Series*, no. 96, 398-437, 1924.
- [47] GATEV, P.; THOMAS, S.; KEPPEL, T. & HALLETT, M. Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. *Journal of Physiology*, no. 514.3, 915-928, 1999.

- [48] GILCHRIST, L. A. & WINTER, D. A. A multisegment computer simulation of normal human gait. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 5, no. 4, 290-299, 1997.
- [49] GLITSCH, U. & BAUMANN, W. The three-dimensional determination of internal loads in the lower extremity. *J. Biomech.*, no. 30, 1123-31, 1997.
- [50] GORDON, A. M.; HUXLEY, A. F. & JULIAN, F. J. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. *J. Physiol.*, no. 184, 170-192, 1966.
- [51] GOSLOW, G. E. & VAN DE GRAAF, K. M. Hindlimb joint angle changes and action of the primary ankle extensor muscles during posture and locomotion in the striped skunk (*mephitis*). *J. Zool.*, no. 197, 405-419, 1982.
- [52] GREGOR, R. J. & ABELEW, T. A. Tendon force measurements and movement control: a review. *Med. Sci. Sports Exerc.*, no. 26, 1359-72, 1994.
- [53] GRUBER, K.; RUDER, H.; DENOTH, J. & SCHNEIDER, K. A comparative study of impact dynamics: wobbling mass model versus rigid body models. *Journal of Biomechanics*, no. 31, 439-444, 1998.
- [54] GURFINKEL, E. V. Physical foundations of stabilography. *Agressologie*, no. 14C, 9-14, 1973.
- [55] GURFINKEL, V. S.; IVANENKO, Y. P.; LEVIK, Y. S. & BABAKOVA, I. A. Kinesthetic reference for human orthograde posture. *Neuroscience*, no. 68, 229-243, 1995.
- [56] HARPPEE, R. Inverse dynamic optimization including muscular dynamics, a new simulation method applied to goal directed movements. *J. Biomechanics*, no. 27, 953-60, 1994.
- [57] HATZE, H. A general myocybernetic control model of skeletal muscle. *Biol. Cybernet.*, no. 28, 143-57, 1978.

- [58] HATZE, H. The charge transfer model of myofilamentary interaction: Prediction of force enhancement and related myodynamic phenomena. *In: Multiple muscle systems, biomechanics and movement organization*, J. M. Winters & S. L. Woo (Eds.). New York: Springer-Verlag, 24-45, 1990.
- [59] HATZE, H. Myocybernetic control models of skeletal muscle. *University of South Africa Press*, Pretoria, 1981.
- [60] HEMAMI, H. & JASWA, V. C. On a three-link model of the dynamics of standing up and sitting down. *IEEE Transactions on System, Man and Cybernetics*, no. SMC-8, 115-120, 1978.
- [61] HENNEMAN, E. & OLSON, C. B. Relations between structure and function in the design of skeletal muscle. *J. Neurophysiol.*, no. 28, 581-598, 1965.
- [62] HENNEMAN, E.; SOMJEN, G. & CARPENTER, D. O. Functional significance of cell size in spinal motoneurons. *J. Neurophysiol.*, no. 28, 560-580, 1965.
- [63] HERZOG, W.; GUIMARÃES, A. C.; ANTON, M. G. & CARTER-ERDMAN, K. A. Moment-length relations of rectus femoris muscles of speed skaters, cyclists, and runners. *Med. Sci. Sports Exerc.*, no. 23, 1289-1296, 1991b.
- [64] HERZOG, W.; LEONARD, T. R. & GUIMARÃES, A. C. S. Forces in gastrocnemius, soleus, and plantaris muscles of the freely moving cat. *J. Biomech.*, no. 26, 945-953, 1993.
- [65] HERZOG, W.; LEONARD, T.; RENAUD, J. M.; WALLACE, J.; CHAKI, G. & BORNEMISZA, S. Force-length properties and functional demands of cat gastrocnemius, soleus, and plantaris muscles. *J. Biomech.*, no. 25, 1329-1335, 1992.
- [66] HERZOG, W.; READ, L. & TER KEURS, H. E. D. J. Experimental determination of force-length relations of intact human gastrocnemius muscles. *Clin. Biomech.*, no. 6, 230-238, 1991a.

- [67] HERZOG, W. & TER KEURS, H. E. D. J. Force-length relation of in-vivo human rectus femoris muscles. *Eur. J. Physiol.*, no. 411, 642-647, 1988.
- [68] HERZOG, W. Muscle modelling. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, no. 8, 59-60, 1998.
- [69] HERZOG, W. Muscle. *In: Biomechanics of the Musculo-Skeletal System*, B. M. Nigg & W. Herzog (Eds.), 148-188, Wiley & Sons Ltd, Chichester, England, 1999.
- [70] HILL, A. V. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings Royal Society Series*, no. 126-B, 136-195, 1938.
- [71] HILL, A. V. First and last experiments in muscle mechanics. *Cambridge University Press*, Cambridge, 1970.
- [72] HOGAN, N. An organizing principle for a class of voluntary movements. *J. Neuroscience*, no. 4, 2745-2754, 1984.
- [73] HORAK, F. B.; HENRY, S. M. & SHUMWAY-COOK, A. Postural perturbations: New insights for treatment of balance disorders. *Physical Therapy*, vol. 77, no. 5, 517-533, 1997.
- [74] HORAK, F. B.; SHUPERT, C. L. & MIRKA, A. Components of postural dyscontrol in the elderly: A review. *Neurobiology of Aging*, no. 10, 727-738, 1989.
- [75] HOROWITS, R. & PODOLSKY, R. J. The positional stability of thick filaments in activated skeletal muscle depends on the sarcomere length: Evidence for the role of titin filaments. *J. Cell Biol.*, no. 105, 2217-2223, 1987.
- [76] HOROWITS, R. Passive force generation and titin isoforms in mammalian skeletal muscle. *J. Biophys.*, vol. 61, no. 2, 1992.
- [77] HUIJING, P. A. & WOITTEZ, R. D. The effect of architecture on skeletal muscle performance: A simple planimetric model. *Netherlands Journal of Zoology*, no. 34, 21-32, 1984.

- [78] HUIJING, P. A. Parameter interdependence and success of skeletal muscle modeling. *Human Movement Science*, no. 14, 443-486, 1995.
- [79] HUNTER, I. W. & KEARNEY, R. E. Dynamics of human ankle stiffness: variation with mean ankle torque. *J. Biomech.*, no. 15, 747-752, 1982.
- [80] HUXLEY, A. F. & NIEDERGERKE, R. Structural changes in muscle during contraction. interference microscopy of living muscle fibres. *Nature*, no. 173, p. 971, 1954.
- [81] HUXLEY, A. F. & SIMMONS, R. M. Proposed mechanism of force generation in striated muscle. *Nature*, no. 233, 533-538, 1971.
- [82] HUXLEY, A. F. Muscle structure and theories of contraction. *Progress in Biophysics and Biophysical Chemistry*, no. 7, 255-319, 1957.
- [83] HUXLEY, H. E. & HANSON, J. Changes in the cross-striations of muscle during contraction and stretch and their structural interpretation. *Nature*, no. 173, p. 973, 1954.
- [84] ISHIDA, A. & MIYAZAKI, S. Maximum likelihood identification of a posture control system. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, no. BME-34, 1-5, 1987.
- [85] IWAZUMI, T. Molecular mechanism of muscle contraction: Another view. *Cardiovascular System Dynamics*, Baan, J., Noordergraaf, A. & Raines, J. (Eds.), MIT Press, Cambridge, 11-21, 1978.
- [86] IWAZUMI, T. A new field theory of muscular contraction. *Cross-bridge Mechanism in Muscle Contraction*, Sugi, H. & Pollack, G. H. (Eds.). University of Tokyo Press, Tokyo, 611-632, 1979.
- [87] JACONO, M. Modellamento dei muscoli scheletrici e dei riflessi spinali. applicazione allo studio stabilità della stazione eretta. Tesi di Laurea in Ingegneria Elettronica. Genova, Italia: Facoltà di Ingegneria, Università Degli Studi di Genova, 2001.

- [88] JENSEN, R. H. & DAVY, D. T. An investigation of muscle lines of action about the hip: a centroid line approach vs the straight line approach. *J. Biomech.*, no. 8, 103-110, 1975.
- [89] JOHANSSON, R.; MAGNUSSON, M. & AKESSON, M. Identification of human postural dynamics. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 35, no. 10, 858-869, 1988.
- [90] KATZ, B. The relation between force and speed in muscular contraction. *J. Physiol.*, no. 96, 45-64, 1939.
- [91] KHANG, G. & ZAJAC, F. E. Paraplegic standing controlled by functional neuromuscular stimulation: Part i - computer model and control-system design. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 36, no. 9, 873-84, 1989.
- [92] KHANG, G. & ZAJAC, F. E. Paraplegic standing controlled by functional neuromuscular stimulation: Part ii- computer simulation studies. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 36, no. 9, 885-94, 1989.
- [93] KLEIN-BRETELER, M. D.; SPOOR, C. W. & VAN DER HELM, F. C. T. Measuring muscle and joint geometry parameters of a shoulder for modeling purposes. *J. Biomechanics*, no. 32, 1191-97, 1999.
- [94] KOH, M. T. H. & JENNINGS, L. S. Dynamic optimization: inverse analysis for the yurchenko layout vault in women's artistic gymnastics. *J Biomechanics*, no. 36, 1177-1183, 2003.
- [95] KOMI, P. V. Relevance of in vivo force measurements to human biomechanics. *J. Biomech.*, no. 23, 23-43, 1990.
- [96] KOOZEKANANI, S. H.; STOCKWELL, C. W.; MCGHEE, R. B. & FIROOSMAND, F. On the role of dynamical models in quantitative posturography. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, no. BME-27, 605-609, 1980.

- [97] KRAM, R. & TAYLOR, C. R. Energetics of running: a new perspective. *Nature*, no. 346, 265-67, 1990.
- [98] KUO, A. D. & ZAJAC, F. E. A biomechanical analysis of muscle strength as a limiting factor in standing posture. *J. Biomechanics*, no. 26, Suppl. 1, 137-150, 1993.
- [99] KUO, A. D. An optimal control model for analysing human postural balance. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, no. 42, 87-101, 1995.
- [100] LADIN, Z.; FLOWERS, W. C. & MESSNER, W. A quantitative comparison of a position measurement system and accelerometry. *J. Biomech.*, no. 22, 295-308, 1989.
- [101] LEHMKUHL, L. D. & SMITH, L. K. *Cinesiologia Clínica de Brunnstron*. Editora Manole Ltda, 1987.
- [102] LEMMERS, L. *The UFITT prosthesis: An open through knee prosthesis with adjustable stabilisation*. Doctoral Thesis, University of Twente, Biomedisch Technologisch Instituut, Enschede, The Netherlands, 1994.
- [103] LIN, D. C. & RYMER, W. Z. Damping in reflexively active and areflexive lengthening muscle evaluated with inertial loads. *J. Neurophysiol.*, no. 80, 3369-3372, 1998.
- [104] LLOYD, D. G. & BESIER, T. F. An emg-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo. *J. Biomech.*, no. 36, 765-76, 2003.
- [105] LOEB, G. E. The control and responses of mamalian muscle spindles during normally executed motor tasks. *Exerc. Sport Sci. Rev.*, no. 12, 157-204, 1984.
- [106] LOMBARDI, V. & PIAZZESI, G. Force response in steady lengthening of active single muscle fibres. *Muscular Contraction*, (ed. Simmons, R. M.). Cambridge University Press, Cambridge and New York, 237-255, 1992.

- [107] LORAM, I. D. & LAKIE, M. Direct measurement of human ankle stiffness during quiet standing: the intrinsic mechanical stiffness is insufficient for stability. *Journal of Physiology*, no. 545.3, 1041-1053, 2002.
- [108] LORAM, I. D. & LAKIE, M. Human balancing of an inverted pendulum: position control by small, ballistic like, throw and catch movements. *Journal of Physiology*, no. 540.3, 1111-1124, 2002.
- [109] MAI, M. T. & LIEBER, R. L. A model of semitendinosus muscle sarcomere length, knee, and hip joint interaction in the frog hindlimb. *J. Biomech.*, no. 23, 271-279, 1990.
- [110] MAKI, B. E.; HOLLIDAY, P. J. & FERNIE, G. R. A posture control model and balance test for the prediction of relative postural stability. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, no. BME-34, 797-810, 1987.
- [111] MARSHALL, R. N.; WOOD, G. A. & JENNINGS, L. S. Performance objectives in human movement: a review and application to the stance phase of normal walking. *Human Movement Science*, no. 8, 571-94, 1989.
- [112] MASSANI, K.; POPOVIC, M. R.; NAKAZAWA, K.; KOUZAKI, M. & NOZAKI, D. Importance of body sway velocity information in controlling ankle activities during quiet stance. *J Neurophysiology*, no. 90, 3774-3782, 2003.
- [113] MAURER, C. & PETERKA, R. J. A new interpretation of spontaneous sway measures based on a simple model of human postural control. *J Neurophysiology*, no. 93, 189-200, 2005.
- [114] MCPHEDRAN, A. M.; WUERKER, R. B. & HENNEMAN, E. Properties of motor units in a homogeneous red muscle (soleus) of the cat. *J. Neurophysiol.*, no. 28, 71-84, 1965.
- [115] MENEGALDO, L. L.; CESTARI, I. A.; JR, A. C. S. C.; FLEURY, A. T. & WEBER, H. I. A model of skeletal muscular dynamics: analytical development

- and experimental testing in canine lastissumus dorsi. *Applied Mechanics in the Americas*, vol 6, Gonçalves B.; Jasiuk, I.; Pamplona, D.; Steele, C. R.; Weber, H. I.; Bevilaque, C. (Eds.), Rio de Janeiro, 11-14, 1999.
- [116] MENEGALDO, L. L.; FLEURY, A. T. & WEBER, H. I. Biomechanical modeling and optimal control of human posture. *Journal of Biomechanics*, no. 36, 1701-1712, 2003.
- [117] MENEGALDO, L. L.; FLEURY, A. T. & WEBER, H. I. Moment arms and musculotendon lengths estimation for a three-dimensional lower-limb model. *J. Biomechanics*, no. 37, 1447-1453, 2004.
- [118] MENEGALDO, L. L. Modelagem matemática, simulação e controle artificial da postura em seres humanos. Dissertação de Mestrado, Universidade Estadual de Campinas - Brasil, 1997.
- [119] MENEGALDO, L. L. *Modelagem biomecânica e controle ótimo da postura humana através de algoritmos baseados na teoria das aproximações consistentes*. Tese de Doutorado, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2001.
- [120] MIAL, R. C.; WEIR, D. J.; WOLPERT, D. M. & STEIN, J. F. Is the cerebellum a smith's predictor? *Journal of Motor Behavior*, no. 25, 203-216, 1993.
- [121] MORASSO, P. G.; BARATTO, L.; CAPRA, R. & SPADA, G. Internal models in the control of posture. *Neural Networks*, no. 12, 1173-1180, 1999.
- [122] MORASSO, P. G. & SANGUINETI, V. Ankle muscle stiffness alone cannot stabilize balance during quiet standing. *Neurophysiology*, no. 88, 2157-2162, 2002.
- [123] MORASSO, P. G. & SCHIEPPATI, M. Can muscle stiffness alone stabilize upright standing? *Neurophysiology*, no. 83, 1622-1626, 1999.
- [124] NASHNER, L. M. Vestibular postural control model. *Kybernetik*, no. 10, 106-110, 1972.

- [125] NASHNER, L. M. Adaptations of human movement to altered environments. *Trends in Neuroscience*, no. 5, 358-361, 1982.
- [126] NAVES, E. L. M.; PEREIRA, A. A.; DOS SANTOS, S. S. & SOARES, A. B. Desenvolvimento de uma plataforma de força para análise da performance biomecânica de atletas. *Revista Brasileira de Biomecânica*, no. 8, 57-62, 2004.
- [127] NAVES, E. L. M. Desenvolvimento de uma plataforma de força para análise da performance biomecânica. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia, Minas Gerais - Brasil, 2001.
- [128] NEPTUNE, R. R.; KAUTZ, S. A. & HULL, M. L. Evaluation of performance criteria for simulation of submaximal steady-state cycling using a forward dynamic model. *J. Biomech. Eng.*, no. 120, 334-41, 1998.
- [129] NEPTUNE, R. R.; KAUTZ, S. A. & ZAJAC, F. E. Muscle contributions to specific biomechanical functions do not change in forward versus backward pedaling. *J. Biomechanics*, no. 33, 155-64, 2000.
- [130] ODDSON, L. Control of voluntary trunk movements in man. *Acta Physiologica Scandinavica*, no. 140, suppl. 595, 1-60, 1990.
- [131] PAGE, S. G. & HUXLEY, H. E. Filament lengths in striated muscle. *J. Cell Biol.*, no. 19, 369-390, 1963.
- [132] PANDY, M. G.; GARNER, B. A. & ANDERSON, F. C. Optimal control of non-ballistic muscular movements: a constraint-based performance criterion for rising from a chair. *J. Biomech. Eng.*, no. 117, 15-26, 1995.
- [133] PANDY, M. G.; ZAJAC, F. E.; SIM, E. & LEVINE, W. S. An optimal control model for maximum-height human jumping. *J. Biomechanics*, no. 23, 1185-1198, 1990.
- [134] PANDY, M. G. Computer modeling and simulation of human movement. *Annual Reviews in Biomedical Engineering*, no. 3, 245-273, 2001.

- [135] PATLA, A. E. Strategies for dynamic stability during adaptative human locomotion. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 22, no. 2, 48-52, 2003.
- [136] PATRIARCO, A. B.; MANN, R. W.; SIMON, S. R. & MANSOUR, J. M. An evaluation of the approaches of optimization methods in the prediction of muscle forces during human gait. *J. Biomech.*, no. 14, 513-25, 1981.
- [137] PEETERS, H. P. M.; CABERG, H. B. & MOL, J. M. F. Evaluation of biomechanical models in posturography. *Med. Biol. Eng. Comput.*, no. 23, 469-473, 1985.
- [138] PERRINE, J. J. & EDGERTON, V. R. Muscle force-velocity and power-velocity relationships under isokinetic loading. *Med. Sci. Sports Exerc.*, no. 10, 159-166, 1978.
- [139] PETERKA, R. J. & LOUGHLIN, P. J. Dynamic regulation of sensorimotor integration in human postural control. *J Neurophysiology*, no. 91, 410-423, 2004.
- [140] PETERKA, R. J. Postural control model interpretation of stabilogram diffusion analysis. *Biological Cybernetics*, no. 82, 335-343, 2000.
- [141] PETERKA, R. J. Sensorimotor integration in human postural control. *J Neurophysiology*, no. 88, 1097-1118, 2002.
- [142] PIAZZA, S. J. & DELP, S. L. The influence of muscles on knee flexion during the swing phase of gait. *J. Biomech.*, no. 29, 723-33, 1996.
- [143] PODOLSKY, R. J. Kinetics of muscular contraction: The approach to the steady state. *Nature*, no. 188, 666-668, 1960.
- [144] POLLACK, G. H. Muscles and molecules: Uncovering the principles of biological motion. Ebner & Sons, Seattle, WA, 1990.
- [145] POLLOCK, C. M. *The relationship between body mass and the capacity for storage of elastic strain energy in mammalian limb tendons*. Tese de Doutorado, University of Calgary, Nat. Library of Canada, Ottawa, 1991.

- [146] PRIETO, T. E.; MYKLEBUST, J. B.; HOFFMAN, R. G.; LOVETT, E. G. & MYKLEBUST, B. M. Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Trans Biomed Eng*, no. 43, 956-966, 1996.
- [147] PRIETO, T. E.; MYKLEBUST, J. B. & MYKLEBUST, B. M. Characterization and modeling of postural steadiness in the elderly: A review. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 1, no. 1, 26-34, 1993.
- [148] RAASCH, C. C.; ZAJAC, F. E.; MA, B. & LEVINE, W. S. Muscle coordination of maximum-speed pedaling. *J. Biomechanics*, no. 6, 595-602, 1997.
- [149] RUEDEL, R. & TAYLOR, S. R. Striated muscle fibres: Facilitation of contraction at short lengths by caffeine. *Science*, no. 172, 387-388, 1971.
- [150] SCHWARTZ, A. L. & POLAK, E. Consistent approximations for optimal control problems based on runge-kutta integration. *SIAM Journal of Control and Optimization*, no. 34, 1235-1296, 1996.
- [151] SEELEY, R. R.; STEPHENS, T. D. & TATE, P. *Anatomy and Physiology*. Times Mirror/Mosby College Publishing, Toronto. Mosby-Year Book, Inc., St. Louis, 1989.
- [152] SHELBURNE, K. B. & PANDY, M. G. A musculoskeletal model of the knee for evaluating ligament forces during isometric contractions. *J. Biomech.*, no. 30, 163-76, 1997.
- [153] SHRIVE, N. G.; O'CONNOR, J. J. & GOODFELLOW, J. W. Load-bearing in the knee joint. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, no. 131, 279-287, 1978.
- [154] SLAGER, U. T.; HSU, J. D. & JORDON, C. Histochemical and morphological changes in muscles of stroke patients. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, no. 199, 159-68, 1985.
- [155] SOETANTO, D.; KUO, C.-Y. & BABIC, D. Stabilization of human standing posture using functional neuromuscular stimulation. *J. Biomechanics*, no. 34, 1589-1597, 2001.

- [156] SPÄGELE, T.; KISTNER, A. & GOLLHOFER, A. Modelling, simulation and optimisation of a human vertical jump. *J. Biomechanics*, no. 32, 521-530, 1999.
- [157] SPECTOR, S. A.; GARDINER, P. F.; ZERNICKE, R. F.; ROY, R. R. & EDGERTON, V. R. Muscle architecture and force-velocity characteristics of cat soleus and medial gastrocnemius: Implications for motor control. *J. Neurophysiol.*, no. 44, 951-960, 1980.
- [158] STOCKWELL, C. W.; KOOZEKANANI, S. H. & BARIN, K. A physical model of human postural dynamics. *Ann NY Acad Sci*, no. 374, 722-730, 1981.
- [159] TER KEURS, H. E. D. J.; IWAZUMI, T. & POLLACK, G. H. The sarcomere length-tension relation in skeletal muscle. *J. Gen. Physiol.*, no. 72, 565-592, 1978.
- [160] THORSTENSSON, A.; GRIMBY, G. & KARLSSON, J. Force-velocity relations and fibre composition in human knee extensor muscles. *J. Appl. Physiol.*, no. 40, 12-16, 1976.
- [161] THUNNISSE, J. *Muscle force prediction during human gait*. Doctoral dissertation, Universiteit Twente, Biomedisch Technologisch Instituut, Enschede, 1993.
- [162] URQUIZA, M. A. Desenvolvimento de uma plataforma de força multiaxial para instrumentação biomédica. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia, Minas Gerais - Brasil, 2005.
- [163] VALLBO, A. B.; HAGBARTH, K. E.; TOREBJORK, H. E. & WALLIN, B. G. Somatosensory, proprioceptive, and sympathetic activity in human peripheral nerves. *Physiol. Rev.*, no. 59, 919-957, 1979.
- [164] VAN LEEUWEN, J. L. Muscle function in locomotion. *Mechanics of Animal Locomotion*, In: R. McN. Alexander (Ed.), Springer Verlag, Heidelberg 1992.
- [165] VAN SOEST, A. J.; SCHWAB, A. L.; BOBBERT, M. F. & VAN INGEN SCHENAU, G. L. The influence of the biarticularity of the gastrocnemius muscle on vertical-jumping performance. *J. Biomech.*, no. 26, 1-8, 1993.

- [166] VAN SOEST, A. J. & VAN GALEN, G. P. Coordination of multi-joint movements: An introduction to emerging views. *Human Mov. Sci.*, no. 14, 391-400, 1995.
- [167] VAUGHAN, C. L.; BROOKING, G. D. & OLREE, K. S. Exploring new strategies for controlling multiple muscles in human locomotion. *In: Human Motion Analysis: Current Applications and Future Directions*, G. F. Harris & P. A. Smith (Eds.), 93-113, New York: IEEE, 1996.
- [168] VERDAASDONK, B. W.; KOOPMAN, H. F. J. M.; VAN GILS, S. A. & VAN DER HELM, F. C. T. Bifurcation and stability analysis in musculoskeletal systems: a study in human stance. *Biological Cybernetics*, no. 91, 48-62, 2004.
- [169] WALKER, S. M. & SCHRODT, G. R. I-segment lengths and thin filaments periods in skeletal muscle fibres of the rhesus monkey and the human. *Anat. Rec.*, no. 178, 63-82, 1973.
- [170] WALMSLEY, B.; HODGSON, J. A. & BURKE, R. E. Forces produced by medial gastrocnemius and soleus muscles during locomotion in freely moving cats. *J. Neurophysiol.*, no. 41, 1203-1216, 1978.
- [171] WEISS, P. L.; HUNTER, I. W. & KEARNEY, R. E. Human ankle joint stiffness over the full range of muscle activation levels. *J. Biomech.*, no. 21, 539-544, 1988.
- [172] WHITE, S. C. & WINTER, D. A. Predicting muscle forces in gait from emg signals and musculotendon kinematics. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, no. 2, 217-231, 1993.
- [173] 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*, no. BME-32, 826-839, 1985.
- [174] WINTERS, J. M. & STARK, L. Estimated mechanical properties of synergistic muscles involved in movements of a variety of human joints. *J. Biomech.*, no. 21, 1027-1042, 1988.

- [175] WINTERS, J. M. How detailed should muscle models be to understand multi-joint movement coordination? *Human Movement Science*, no. 14, 401-442, 1995a.
- [176] WINTERS, J. M. Concepts in neuro-muscular modelling. *In: Three-Dimensional Analysis of Human Movement*, P. Allard, I. A. F. Stokes and J. -P. Blanchi. Champaign, IL: Human Kinetics, 257-292, 1995b.
- [177] WINTERS, J. M. An improved muscle-reflex actuator for use in large-scale neuro-musculoskeletal models. *Annals of Biomedical Engineering*, no. 23, 359-374, 1995c.
- [178] WINTER, D. A.; PATLA, A. E.; PRINCE, F.; ISHAC, M. & GIELO-PERCZAC, K. Stiffness control of balance in quiet standing. *Neurophysiology*, no. 80, 1211-1221, 1998.
- [179] WINTER, D. A.; PATLA, A. E.; RIETDYK, S. & ISHAC, M. G. Ankle muscle stiffness in the control of balance during quiet standing. *Neurophysiology*, no. 85, 2630-2633, 2001.
- [180] WINTER, D. A.; SIDWALL, G. & HOBSON, D. A. Measurement and reduction of noise in kinematics of locomotion. *J. Biomech.*, no. 7, 157-59, 1974.
- [181] WINTER, D. A. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, no. 3, 193-214, 1995.
- [182] WOITTEZ, R. D.; HUIJING, P. A.; BOOM, H. B. K. & ROZENDAL, R. H. A three-dimensional muscle model: A quantified relation between form and function of skeletal muscles. *J. Morphol.*, no. 182, 95-113, 1984.
- [183] WOO, S.-Y. Mechanical properties of tendons and ligaments. i. quasistatic and nonlinear coelastic properties. *Biorheology*, no. 19, 385-96, 1982.
- [184] WUERKER, R. B.; MCPHEDRAN, A. M. & HENNEMAN, E. Properties of motor units in a heterogeneous pale muscle (m. gastrocnemius) of the cat. *J. Neurophysiol.*, no. 28, 85-99, 1965.

- [185] YAKOVENKO, S.; GRITSENKO, V. & PROCHAZKA, A. Contribution of stretch reflexes to locomotor control: a modeling study. *Biological Cybernetics*, no. 90, 146-155, 2004.
- [186] YAMAGUCHI, G. T.; SAWA, A. G. U.; MORAN, D. W.; FESSLER, M. J. & WINTERS, J. M. A survey of human musculotendon actuator parameters. *In: Multiple muscle systems, biomechanics and movement organization*, J. M. Winters & S. L. Woo (Eds.). New York: Springer-Verlag, 1990.
- [187] YANG, J. F.; WINTER, D. A. & WELLS, R. P. Postural dynamics in the standing human. *Biological Cybernetics*, no. 62, 309-320, 1990.
- [188] ZAHALAK, G. I. & MA, S. P. Muscle activation contraction: Constitutive relations based directly on cross-bridge kinetics. *Journal of Biomechanical Engineering*, no. 112, 52-62, 1990.
- [189] ZAHALAK, G. I. Modelling muscle mechanics (and energetics). *In: Multiple muscle systems, biomechanics and movement organization*, J. M. Winters & S. L. Woo (Eds.). New York: Springer-Verlag, 1990.
- [190] ZAJAC, F. E. & GORDON, M. E. Determining muscle's force in action in multi-articular movement. *Exerc. Sport Sci. Rev.*, no. 17, 187-230, 1989.
- [191] ZAJAC, F. E.; NEPTUNE, R. R. & KAUTZ, S. A. Biomechanics and muscle coordination of human walking part i: Introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. *Gait and Posture*, no. 16, 215-232, 2002.
- [192] ZAJAC, F. E.; NEPTUNE, R. R. & KAUTZ, S. A. Biomechanics and muscle coordination of human walking part ii: Lessons from dynamical simulations and clinical implications. *Gait and Posture*, no. 17, 1-17, 2003.
- [193] ZAJAC, F. E. & WINTERS, J. M. Modeling musculoskeletal movement systems: Joint and body segmental dynamics, musculoskeletal actuation, and neuromuscular

- control. *In: Multiple muscle systems, biomechanics and movement organization*, J. M. Winters & S. L. Woo (Eds.). New York: Springer-Verlag, 1990.
- [194] ZAJAC, F. E. Muscle and tendon: Properties, models scaling and application to biomechanics and motor control. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, no. 17, 359-411, 1989.
- [195] ZAJAC, F. E. Understanding muscle coordination of the human leg with dynamical simulations. *Journal of Biomechanics*, no. 35, 1011-1018, 2002.