

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO ESCOLA POLITÉCNICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA**

**ANÁLISE E MODELAGEM DINÂMICA DE UM GOLPE DE ARTE
MARCIAL: CHUTE DIRETO FRONTAL**

Felipe Cavallaro Trindade

**São Paulo
2005**

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO ESCOLA POLITÉCNICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA**

**ANÁLISE E MODELAGEM DINÂMICA DE UM GOLPE DE ARTE
MARCIAL: CHUTE DIRETO FRONTAL**

Trabalho de formatura apresentado à Escola
Politécnica da Universidade de São Paulo para
obtenção do título de Graduação em Engenharia

ADRIANO FELIPE CAVALLARO TRINDADE
Felipe Cavallaro Trindade

Orientador: Raul Gonzales Lima

São Paulo
2005

TE05
T 736a

DEDALUS - Acervo - EPMN



31600011168

FICHA CATALOGRÁFICA

Trindade, Felipe Cavallaro

**Análise e modelagem dinâmica de um golpe de arte marcial:
chute direto frontal / F.C. Trindade. -- São Paulo, 2005.
p. 54**

**Trabalho de Formatura - Escola Politécnica da Universidade
de São Paulo. Departamento de Engenharia Mecânica.**

**1.Biomecânica 2.Corpos rígidos (Dinâmica) I.Universidade
de
São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia
Mecânica II.t.**

Agradecimentos

Meus profundos e sinceros agradecimentos ao Prof. Raul Gonzales Lima, por sua orientação, incentivo e amizade, e principalmente pela paciência e perseverança em me ajudar nos momentos mais difíceis durante este trabalho, por ser inspiração e um modelo de profissional.

Agradeço aos meus pais Ari e Ana Lucia, por toda a educação e suporte que me deram, e principalmente pelo amor e carinho, e por sempre estarem presentes. Sem isso eu nunca teria conseguido chegar até aqui. Muito obrigado por tudo.

A minha namorada Juliane, pelo seu amor e perseverança em estar comigo nesses difíceis últimos anos que passamos juntos, nessa passagem da vida que é a saída da faculdade e a entrada no mundo real.

A todos aqueles que colaboraram de alguma maneira com este trabalho, seja com palavras de apoio e incentivo, ou mesmo com algum ensinamento. A Fisioterapeuta Munique Dias de Almeida pelas conversas de fisiologia, amizade e por participar na banca na primeira parte deste trabalho. Ao Prof. Edilson Tamai, por substituir o Prof.

Raul e participar das bancas de aprovação. Ao meu professor de Kunf Fu Taisan Vitor Toyonaga, por me treinar e inspirar na escolha deste tema. A Marina Baldini e ao Ricky Watari do laboratório de análise de marcha do Instituto de Fisioterapia da USP por disponibilizarem o equipamento de eletromiografia e auxiliarem no exame. Ao Daniel Boari pela disposição e boa vontade em me ajudar com as simulações.

A todos os meus amigos e colegas que durante esses anos de Escola Politécnica estiveram ao meu lado, durante os bons e os maus momentos.

RESUMO

Este trabalho desenvolve o modelo de corpos rígidos que permite simular a dinâmica de um golpe de arte marcial, a saber, chute direto frontal. Estudos similares no campo das artes marciais são raros, daí a necessidade deste estudo, sendo que alguns exercícios e movimentos tidos como tradicionais e terem sido pouco analisados podem vir a ser prejudiciais aos praticantes. O modelo permite avaliação da distribuição da quantidade de movimento imediatamente antes do impacto, sendo a análise deste relevada nesse estudo. O controle motor é incluso no modelo dinâmico, de modo que seja possível identificar quais os principais grupos musculares e articulações que atuam no movimento em questão, e qual a sequência de ativação dos mesmos, possibilitando compreender como deve ser trabalhada a fisiologia de modo a otimizar este movimento. Deve ser considerado também que este modelo poderá ser utilizado também para estudos em outras áreas esportivas e até mesmo de saúde.

ABSTRACT

This report describes the rigid body model that allows to simulate the dynamic of a martial arts move, the frontal kick. Similar studies in the martial arts field are rare, therefore the need to such study, since some of the traditional exercises have never been analyzed, they may be harmful to the athletes. The model allows the analysis of the movement quantity immediately before the impact, which will not be considered in this study. The motor control will also be included in the dynamic model, being possible to identify the primary muscular groups and links that are stimulated in this particular movement, and the sequence of activation of these groups, making possible to comprehend how the physiology should be worked to optimize this movement. This study may also be used by other areas in sports and health.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	1
2. ASPECTOS DE FISIOLOGIA MUSCULAR	3
2.1. Estrutura do músculo esquelético	4
2.1.1. Organização dos músculos	4
2.1.2. Base estrutural da contração e relaxamento musculares	6
2.1.3. Tipos de fibra muscular	7
2.2. Unidade Motora	8
2.2.1. Recrutamento de Unidades Motoras	8
2.2.2. Princípio do tamanho do recrutamento	9
2.2.3. A contração muscular	9
2.2.4. Tipos de contração muscular	10
2.3 Características de Força-Comprimento do músculo esquelético	11
2.3.1. Curva força-comprimento do elemento contrátil	11
2.3.2. Influência do elemento conectivo em paralelo	12
2.3.3. Tecido elástico em série	12
2.4. Características de Força-Velocidade	14
2.4.1. Contrações Concêntricas	14
2.4.2. Contrações Excêntricas	15
2.4.3. Combinação de Comprimento e Velocidade versus Força	16
3. MODELO MATEMÁTICO PARA MÚSCULO	17
3.1. Modelos matemáticos microscópicos da contração muscular	17
3.2. Modelos macroscópicos	17
3.3. Escolha do modelo	17
3.3.1. Relação força-comprimento	21
3.3.2. Relação força-velocidade	21
3.3.3. Mecânica dos tendões	22
3.3.4. Equações diferenciais da dinâmica da contração	23
4. MÚSCULOS ATUANTES NO CHUTE FRONTAL DIRETO	27
4.1. Quadril e região pélvica	28
4.1.1. Músculos posteriores	28

4.1.2. Músculos anteriores	28
4.1.3. Músculos laterais	28
4.1.4. Músculos mediais	28
4.2. Região do joelho	29
4.2.1. Extensores do joelho	29
4.2.2. Flexores do joelho	29
4.3. Músculos escolhidos para estudo	30
4.4. Resultado da eletromiografia	30
4.5. Ordem de ativação muscular	32
4.6. Tipos de contração durante o chute frontal	34
5. MODELO DE CORPOS RÍGIDOS	36
5.1. Modelagem dos membros inferiores	36
6. SIMULAÇÃO DOS MODELOS MATEMÁTICOS	43
6.1. Código fonte do modelo	45
7. RESULTADOS DAS SIMULAÇÕES	48
8. CONCLUSÃO	52
9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	54

1. INTRODUÇÃO

No campo das artes marciais, poucos estudos têm sido realizados visando a melhoria dos movimentos ou até com a finalidade de identificar se estes são ou não prejudiciais ao praticante. Esta falta de interesse neste campo provavelmente, se deve a várias causas, sendo algumas delas externas e internas às artes marciais,

Portanto, é finalidade deste trabalho iniciar um estudo que, mesmo sendo restrito a somente uma variação de um tipo de chute utilizado por diversos estilos de artes marciais, poderá ser estendido a uma variedade de outros movimentos futuramente.



Fig. 1.1: Exemplo de um chute frontal direto

O movimento em questão é o chute frontal direto, que é executado com o indivíduo em posição em pé ereta, e se inicia com a flexão do quadril simultaneamente com a flexão do joelho. Quando a coxa atinge posição aproximadamente paralela ao solo formando um ângulo de 90° com a perna, o joelho se estende juntamente com o tornozelo, como demonstrado da fig. 1.1. O ponto de impacto é na ponta da planta do pé, com os dedos em extensão.

A melhor forma para iniciar este estudo é com a modelagem e simulação biomecânica do movimento. Para isso, é preciso primeiramente estudar a fisiologia do funcionamento e da ativação muscular, como se dá a contração, e quais as propriedades mecânicas do tecido muscular e do tendão. Com o entendimento do sistema músculo-tendíneo, é possível fazer a escolha do modelo matemático de músculo que existe na literatura.

Na etapa seguinte, foi formulado o modelo dinâmico de corpos rígidos para simular os ossos dos membros inferiores. Algumas simplificações tiveram de ser feitas, a fim de simplificar o modelo.

Com o modelo de músculo e o modelo de corpos rígidos prontos, a interligação destes é feita pelo torque exercido pelos músculos nas articulações, que provém da força de contração muscular no ponto de fixação do tendão no osso, e do braço de alavanca deste ponto com a articulação.

2. ASPECTOS DE FISIOLOGIA MUSCULAR

De modo a compreender melhor a modelagem matemática do movimento em questão, é preciso primeiramente compreender a estrutura e o funcionamento dos músculos esqueléticos. Não faremos uma análise neuromuscular, pois consideramos que o estudo leva em conta que não há lesões ou deficiências no sistema neuromuscular.

O movimento intencional é uma característica fundamental do comportamento humano. O movimento é realizado biomecanicamente pela contração de músculos esqueléticos atuando dentro de um sistema de alavancas e polias formado pelos ossos, tendões e ligamentos. O indivíduo com um sistema neuromuscular intacto possui capacidade notável de desenvolver exatamente a quantidade certa de contração muscular necessária para executar uma variedade interminável de tarefas motoras.

Cada músculo, ou grupo muscular, esquelético exibe propriedades que permitem ao músculo satisfazer, dentro de amplos limites, as exigências a ele impostas. O músculo esquelético apresenta grande variabilidade nas propriedades, como a velocidade de movimento que pode ser uma qualidade desejável em atividades como correr ou tocar piano, assim como a economia de energia, para ser mantida a postura. Os músculos têm que se encurtar o suficiente para proporcionar uma completa amplitude de movimento nas articulações que cruzam, ao mesmo tempo gerando potência suficiente para mover uma carga em cada extremo da amplitude. Os músculos têm às vezes que funcionar por longos períodos sem fatigar-se, e outras devem fornecer esforços máximos durante poucos segundos de acionamento.

2.1. Estrutura do músculo esquelético

2.1.1. Organização dos músculos

Os músculos esqueléticos (Fig. 2.1) são compostos por fibras musculares que são organizadas em feixes. Cada feixe de fibras musculares é chamado de fascículo. Os miofilamentos compreendem as miofibrilas, que por sua vez são agrupadas para formar as fibras musculares. O comprimento de uma fibra muscular varia de poucos milímetros à 60 ou 70cm, e o diâmetro de uma fibra muscular individual é de 50 a 100µm.

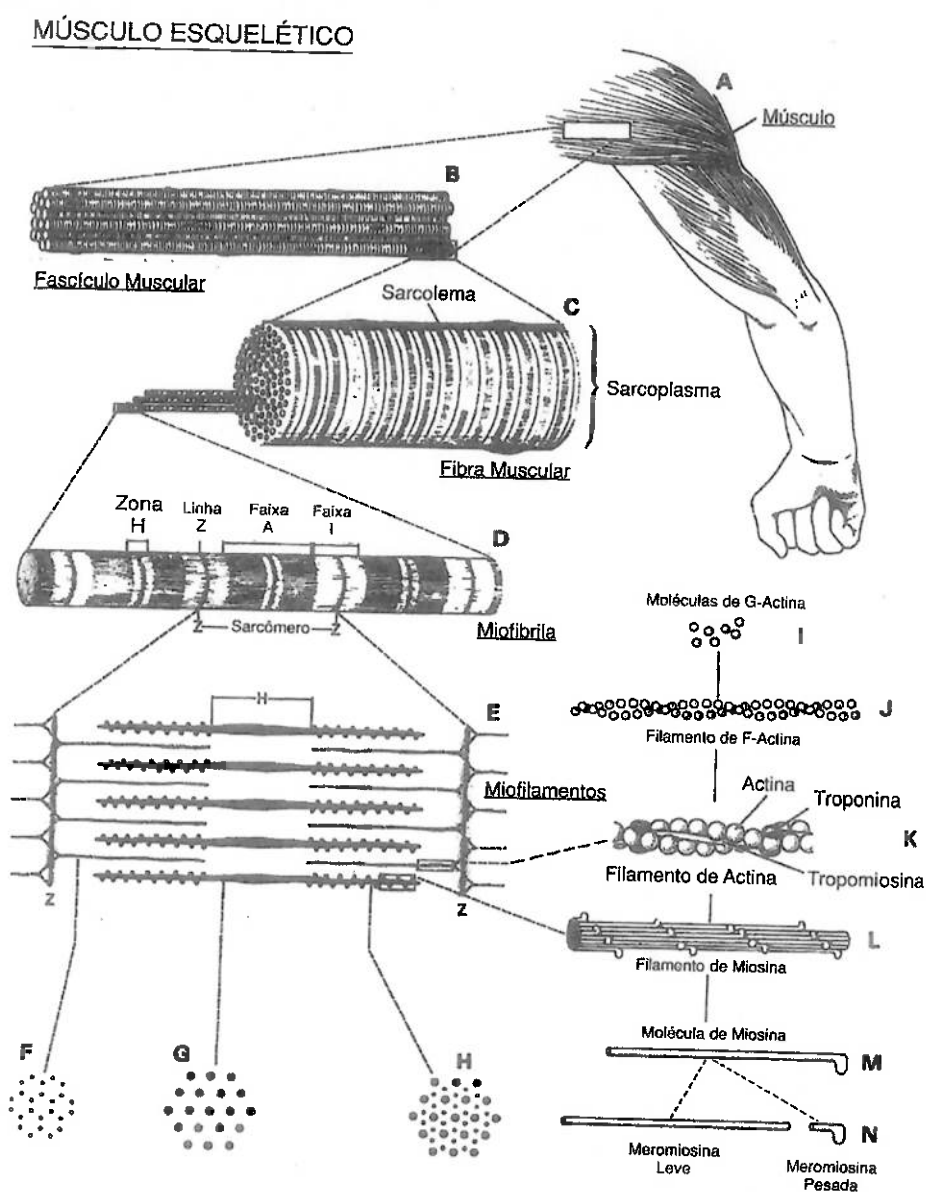


Fig 2.1: Diagrama da organização do músculo esquelético, desde o nível macroscópico até o molecular.

Cada fibra possui uma cobertura ou membrana, o sarcolema, que é composto por uma substância semelhante à gelatina, o sarcoplasma. Centenas de miofibras contráteis e outras estruturas importantes, tais como as mitocôndrias e o retículo sarcoplasmático, estão incluídas no sarcoplasma (Fig. 2.2). A miofibrila contrátil é composta de unidades denominadas sarcômero, a porção entre duas linhas Z, sendo esta a estrutura básica do elemento contrátil muscular.

Estes elementos contráteis estão contidos dentro de uma estrutura fibrosa de tecido conectivo chamado de fascia. Esse tecido cobre os músculos, separando-os em camadas e grupos e finalmente conectando-os aos tendões em cada ponta. As características mecânicas do tecido conectivo são importantes na biomecânica do músculo. Alguns dos tecidos conectivos estão em paralelo com o elemento contrátil, enquanto alguns estão em série.

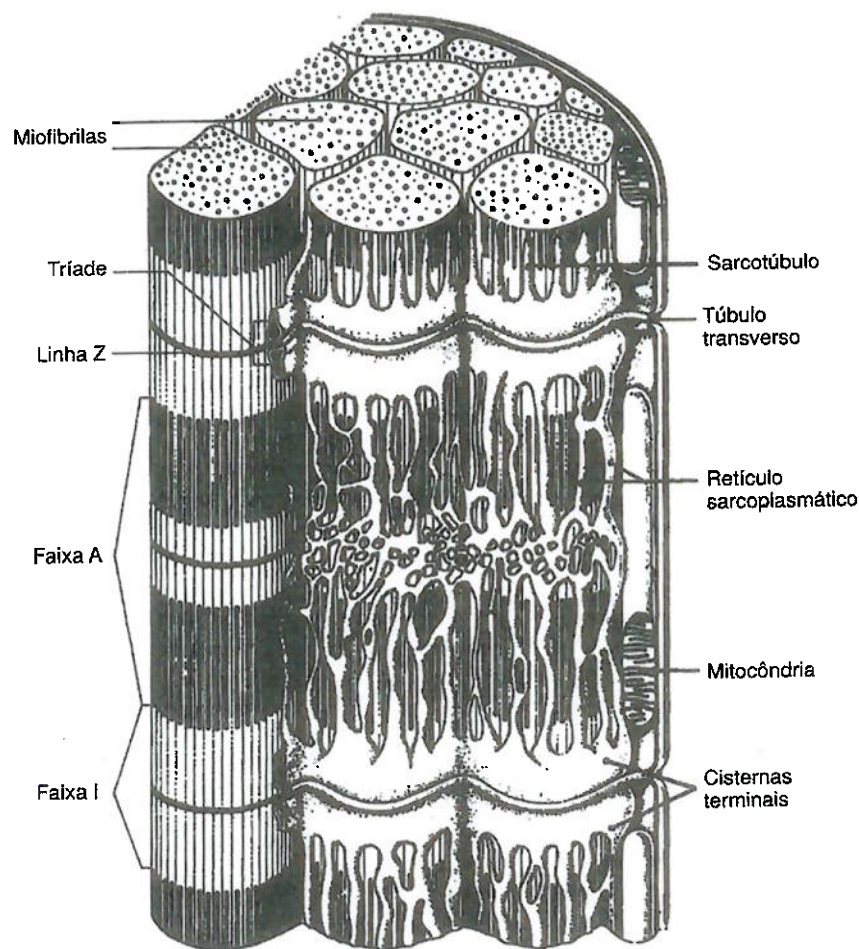


Fig. 2.2: Retículo endoplasmático da fibra muscular esquelética.

2.1.2. Base estrutural da contração e relaxamento musculares

Quando observamos o sarcômero em estado de repouso, ou seja, relaxamento muscular, este apresenta aproximadamente $2,5\mu\text{m}$ de comprimento. Este comprimento pode diminuir para cerca de $1,5\mu\text{m}$ quando o músculo se encontra completamente contraído, e em contraste com o músculo estirado, o comprimento do sarcômero pode chegar a $3,0\mu\text{m}$ (Fig. 2.3).

O sarcômero é limitado em cada extremidade por uma linha Z. As larguras das faixas A individuais não se alteram durante a contração. A faixa I, no entanto, torna-se mais estreita, e a zona H dentro da faixa A é obliterada. Estes movimentos indicam que os músculos contraem-se porque as extremidades livres dos filamentos de actina deslizam uns no sentido dos outros para dentro da zona H das faixas A, as linhas Z são tracionadas para mais perto umas das outras, encurtando as faixas I. Embora a quantidade de encurtamento de cada unidade sarcômero seja pequena, variando de $0,5$ a $1,0\mu\text{m}$, somando milhares de unidades sarcômero ligadas em série, resulta numa redução de vários centímetros no comprimento global do músculo, podendo chegar até a 40% de encurtamento do músculo.

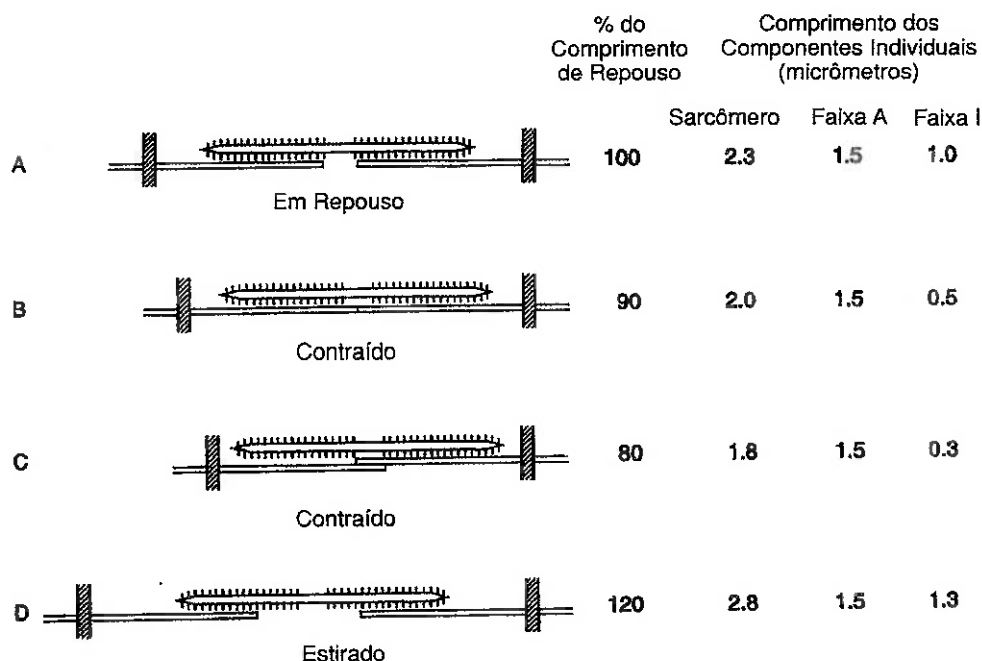


Fig. 2.3: Sarcômero, base estrutural as alterações no comprimento do músculo.

2.1.3. Tipos de fibra muscular

A fim de desempenhar mais eficientemente as várias funções, existem três tipos diferentes de fibra muscular esquelética: tipo I, tipo IIA e tipo IIB. Cada tipo de fibra muscular possui diferentes propriedades, e a maioria dos músculos esquelética contém uma mistura de todos os três tipos, com a proporção de um tipo maior que as dos outros.

A fibra tipo I é escura porque contém grandes números de mitocôndrias e uma alta concentração de mioglobina (hemoglobina muscular que armazena oxigênio). Estas fibras também podem ser designadas de contração lenta ou oxidativo lento. As fibras tipo IIA são pálidas, pois contêm menos mitocôndrias e apenas pequenas quantidades de mioglobina, e também são chamadas de contração rápida ou glicolíticas rápidas, e são maiores em diâmetro que as fibras tipo I. Elas também desenvolvem maior força de contração e completam uma contração única em tempo significativamente mais curto do que as fibras tipo I, no entanto, as tipo IIA fatigam mais rapidamente. O tipo IIB é um intermediário entre o tipo I e o tipo IIA.

2.2. Unidade Motora

Os grandes neurônios motores que constituem a ligação para a via de resposta motora estão localizados no tronco cerebral ou na medula espinhal (para os músculos do pescoço, tronco e extremidades).

Um neurônio motor individual, juntamente com o seu axônio e todas as fibras musculares inervadas pelo neurônio motor, compreendem a unidade motora. O número de fibras musculares inervadas por uma única unidade motora varia de tão poucas quanto 5 até tantas quanto 1000 ou mais.

Como dá a entender o termo “unidade motora”, todas as fibras musculares dentro de uma unidade motora contraem-se ou relaxam-se simultaneamente; isto é, é impossível que algumas fibras de uma unidade motora se contraiam enquanto outras fibras na mesma unidade motora são relaxadas. Por outro lado, se o nervo ativar as fibras musculares de uma unidade motora suficientemente para que as fibras musculares contraíam-se, essas fibras se contrairão maximamente. Este princípio é descrito como lei do tudo ou nada.

2.2.1. Recrutamento de Unidades Motoras

Cada músculo tem um número finito de unidades motoras, cada uma controlada por um nervo separado. A excitação de cada unidade resulta num evento de tudo ou nada. A indicação elétrica é um potencial de ação da unidade motora; o resultado mecânico é uma contração. Um aumento na tensão pode ser resultado de dois eventos: pelo aumento da taxa de estimulação para aquela unidade motora, ou pela excitação (recrutamento) de uma unidade motora adicional. O aumento da tensão muscular aumenta devido à ativação de unidades motoras adicionais. Como cada unidade tem sua máxima capacidade de ativação, aparentemente esta capacidade máxima só é atingida após a próxima unidade ser recrutada. Quando a tensão é reduzida, ocorre o processo inverso. A taxa de ativação das unidades recrutadas diminui até que a taxa mínima da última unidade seja atingida, sendo desativada. Cada unidade motora é desativada na ordem inversa em que foram recrutadas.

2.2.2. Princípio do tamanho do recrutamento

Este princípio diz que o tamanho das novas unidades a serem recrutadas aumenta com o aumento do nível da tensão. Isso significa que as unidades motoras menores são recrutadas primeiro, e as maiores por último. Deste modo, movimentos de baixa tensão podem ser executados com controle mais fino. Contrariamente a isso, os movimentos que requerem grandes forças, mas não precisando de controle fino, são executados com o recrutamento de unidades motoras maiores (Fig. 2.4).

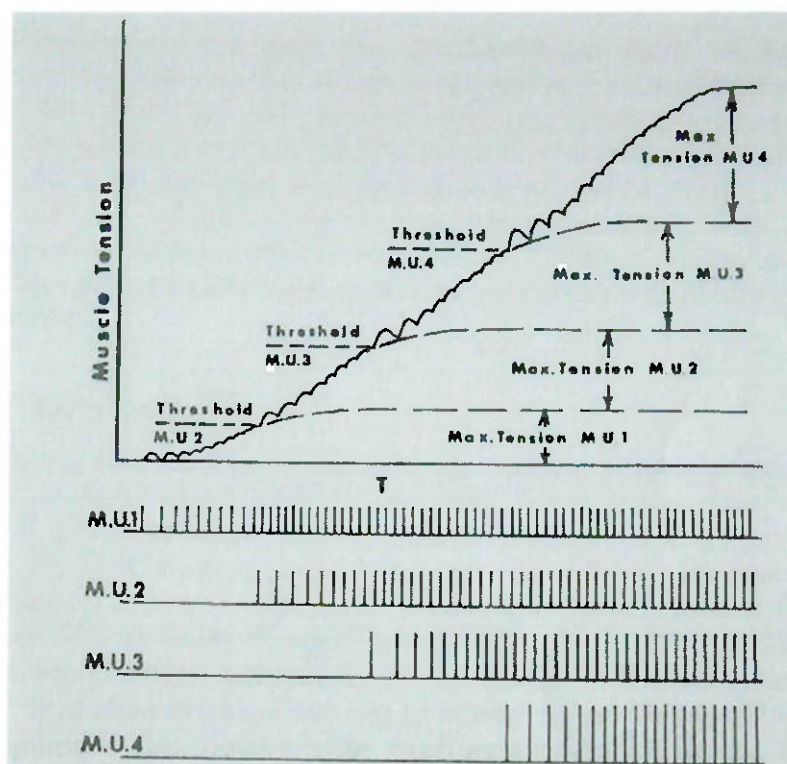


Fig. 2.4: Unidades motoras menores são ativadas primeiro; sucessivamente, unidades maiores são ativadas com o aumento da tensão muscular.

2.2.3. A contração muscular

Como descrito anteriormente, cada unidade motora tem seu próprio tempo e tensão de ativação, entretanto, mesmo havendo diferenças individuais para cada nova unidade recrutada, todas têm suas curvas características similares. A curva de resposta da contração segue muito próxima àquela de resposta de impulso de segunda ordem criticamente amortecida. O estímulo elétrico da unidade motora é de duração rápida e pode ser considerado um impulso. A resposta mecânica a esse

impulso é uma contração muito mais duradoura que seu estímulo. A expressão geral para uma resposta de segunda ordem amortecida criticamente de um impulso é:

$$F(t) = F_0 \frac{t}{T} e^{-t/T} \quad (2.1)$$

A máxima tensão F_0 é uma constante de cada unidade motora, e o tempo de contração T também variam para cada unidade motora. Podemos verificar a curva característica na Fig. 2.5.

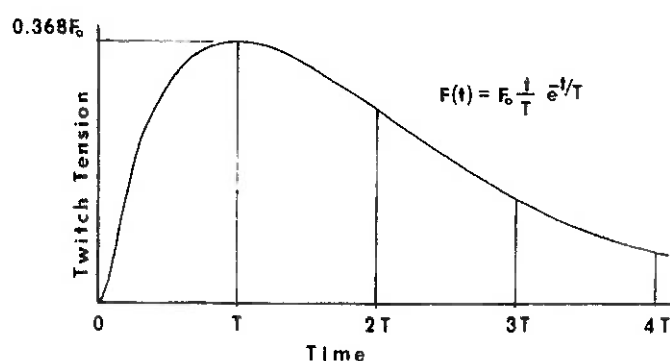


Fig. 2.5: Tempo de resposta da contração muscular modelada como resposta de segunda ordem criticamente amortecida.

2.2.4. Tipos de contração muscular

A fim de compreender a nomenclatura utilizada, a seguir serão descritos os três tipos de contração muscular possíveis. A contração concêntrica é aquela em que o músculo é contraído, e há o encurtamento do comprimento geral do mesmo. Isso pode ser exemplificado como o levantamento de um peso com o braço. A contração isométrica acontece quando o músculo contrai e o seu comprimento geral é mantido inalterado. Podemos exemplificar isso como a manutenção de um peso numa mesma altura com o braço, com a articulação do cotovelo formando um ângulo de 90° . E finalmente a contração excêntrica, quando há contração muscular, porém temos um aumento no comprimento geral do músculo. Podemos ver isso quando descemos um peso com velocidade controlada.

2.3 Características de Força-Comprimento do músculo esquelético

Como descrito, o músculo é formado por um elemento ativo, o elemento contrátil, e o tecido passivo conectivo. As características de força-coprimento de um músculo são uma combinação das características de força-coprimento de ambos os elementos ativo e passivo.

2.3.1. Curva força-coprimento do elemento contrátil

Para compreender o formato da curva força-coprimento precisamos verificar as mudanças da estrutura da miofibrila no nível do sarcômero. Na Fig. 2.6 temos uma representação esquemática da contração do sarcômero relacionada com a força que o mesmo produz. No comprimento de repouso, temos o máximo de filamentos da ponte de miosina e actinina, resultando na máxima tensão possível. Conforme o músculo é distendido, o número de filamentos diminui, também diminuindo a tensão. No comprimento máximo, praticamente não existem pontes de ligamento, reduzindo a tensão à praticamente zero. Conforme o músculo contrai concentricamente e atinge comprimento menor que o de repouso, ocorre uma sobreposição de pontes. Isso resulta em uma interferência, e conseqüentemente em uma redução de tensão, até que o mínimo comprimento possível é atingido, quando temos uma máxima interferência e uma redução considerável na tensão, mas nunca chegando a zero.

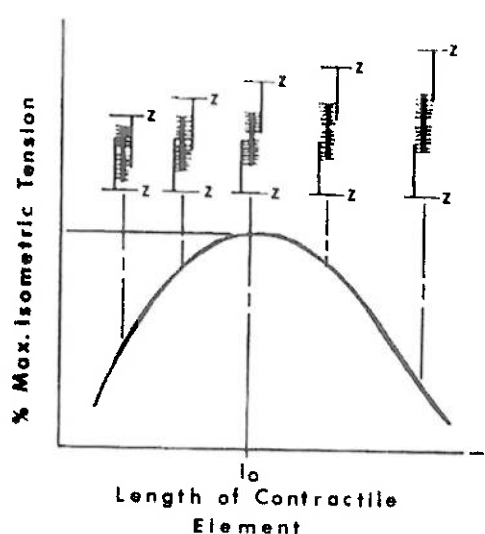


Fig. 2.6: Tensão produzida pelo músculo conforme mudança do comprimento.

2.3.2. Influência do elemento conectivo em paralelo

O tecido conectivo que existe em volta do elemento contrátil causa influência na curva força-comprimento. Este é chamado de componente elástico paralelo. Quando o músculo se encontra relaxado, o componente elástico paralelo se encontra com nenhuma tensão. Quando o músculo é esticado, o elemento paralelo passa a ser tensionado, inicialmente essa tensão se eleva de forma lenta, seguida por um aumento de tensão mais rápido. Diferentemente de uma mola comum, quando temos uma relação linear de força comprimento, o componente elástico paralelo é não-linear. Podemos observar na fig. 2.7 a curva força-comprimento desse elemento F_p combinado com a do elemento contrátil F_c . A soma de ambas nos dá a curva geral do músculo F_t .

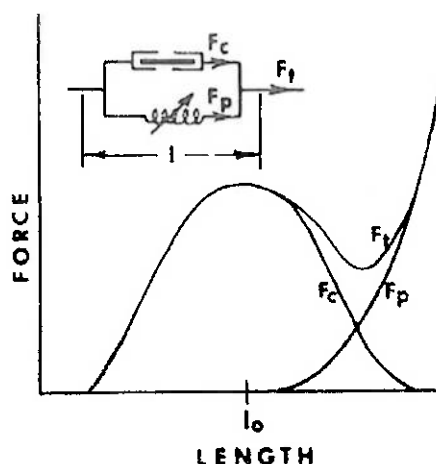


Fig. 2.7: Tensão total no tendão F_t como a combinação da tensão do elemento contrátil F_c e do elemento elástico em paralelo F_p .

2.3.3. Tecido elástico em série

Todo tecido conectivo em série com o componente contrátil, incluindo o tendão, é chamado de elemento elástico em série. Em contração isométrica, este elemento irá esticar levemente conforme a tensão aumenta. Entretanto, em situações dinâmicas o elemento elástico em série, em conjunto com componentes viscosos, influencia no tempo de reação da tensão muscular.

Durante a contração isométrica, o elemento elástico em série é tensionado, sendo esticado. Como o comprimento geral do músculo é mantido constante, o alongamento do elemento elástico em série só pode ocorrer se houver um

encurtamento, na mesma proporção, do elemento contrátil. Isso é descrito como encurtamento interno, e está ilustrado na fig. 2.8. A porcentagem de encurtamento interno de descanso até a máxima tensão pode chegar até 7%. É de conhecimento geral que o elemento elástico em série armazena grande quantidade de energia, conforme os músculos são esticados, principalmente no encurtamento exclusivo em movimentos atléticos.

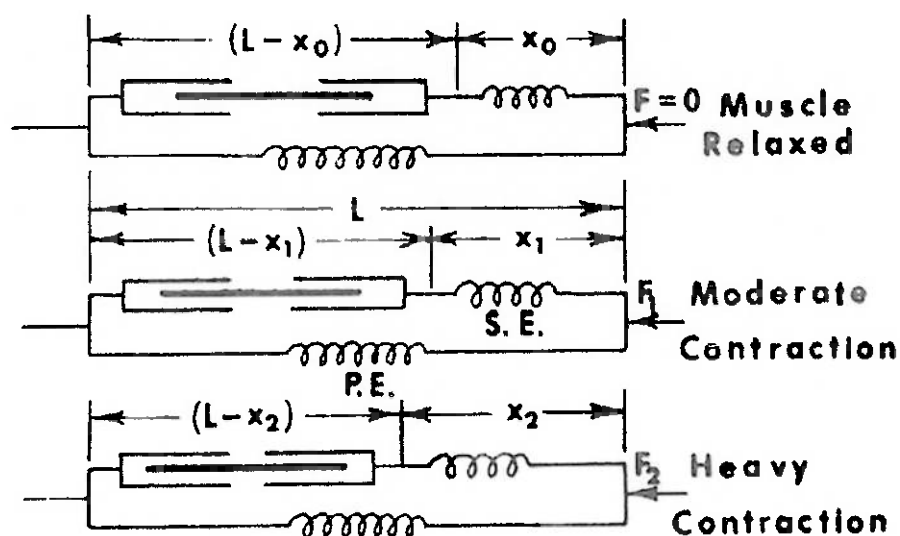


Fig. 2.8: Encurtamento do elemento elástico em série. Em contração isométrica o tendão alonga-se e o elemento contrátil encurta conforme é mantida a contração muscular.

2.4. Características de Força-Velocidade

A seção anterior diz respeito principalmente a contrações isométricas. Porém, não pode haver movimento sem mudanças no comprimento do músculo. Alternativamente, alongamentos e encurtamentos ocorrem regularmente em qualquer movimento, portanto é importante observar o efeito da velocidade do movimento na tensão muscular.

2.4.1. Contrações Concêntricas

Ao movimentar uma carga, a tensão do músculo diminui conforme este encurta. A curva característica que descreve esse efeito é chamada de curva força-velocidade, e está representada na fig. 2.9. Esta curva é plotada para máxima contração; entretanto, essa condição é vista somente em eventos atléticos, e somente por um curto período de tempo. Na fig. 2.9 temos as curvas para 75%, 50% e 25% de contração.

A diminuição da tensão conforme o aumento da velocidade de encurtamento é atribuída a duas principais causas. A principal razão parece ser a perda de tensão conforme as pontes do elemento contrátil são desfeitas e então são refeitas num comprimento menor que o anterior. Uma segunda causa parece ser a viscosidade fluida em ambos os elementos contrátil e elástico. Tal viscosidade resulta em atrito, requerendo que a força interna aumente, com conseqüente redução da força no tendão.

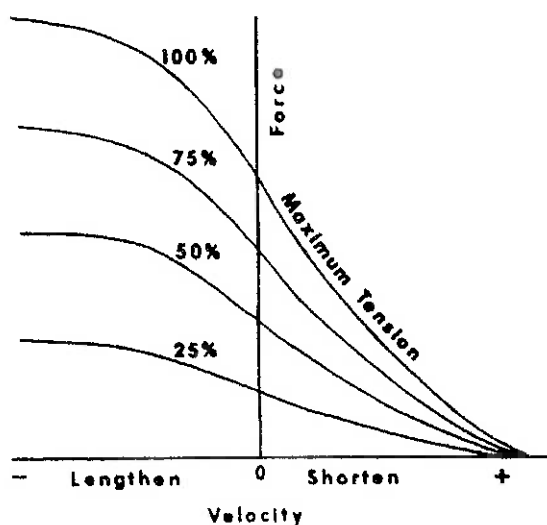


Fig. 2.9: Característica de força-velocidade do músculo esquelético.

A curva de força-velocidade foi demonstrada por Fenn e March (1935) que usaram a equação:

$$V = V_0 e^{P/B} - KP \quad (2.2)$$

Onde:

V = velocidade de encurtamento a qualquer força;

V_0 = velocidade de encurtamento do músculo descarregado;

P = força;

B, K = constantes.

Alguns anos depois, Hill (1938) propôs uma equação matemática diferente, levando em consideração a termodinâmica interna. Esta equação tem o formato hiperbólico e está descrita a seguir:

$$(P + a).(V + b) = (P_0 + a)b \quad (2.3)$$

Onde:

P_0 = máxima tensão isométrica;

a = coeficiente térmico de encurtamento;

$b = a.V_0/P_0$;

V_0 = velocidade máxima (quando $P = 0$).

Recentemente descobriu-se que a forma hiperbólica da curva condiz com a constante empírica somente em contrações isotônicas próximas ao comprimento de descanso.

2.4.2. Contrações Excêntricas

A grande maioria das pesquisas feitas em músculos isolados durante experimentos “in vivo” envolve contrações concêntricas. Como resultado, tem-se relativamente pouco conhecimento sobre os detalhes da curva de força-velocidade quando o músculo contraído alonga-se. A curva não segue nenhuma relação matemática que foi desenvolvida para contração excêntrica.

Movimentos humanos normais usualmente envolvem tanto contrações excêntricas como concêntricas. Se desconsiderarmos o atrito com o ar e com o solo, caminhar no plano envolve tanto trabalho negativo como positivo, ao passo que caminhar no declive envolve, predominantemente, trabalho negativo. Podemos ver

na fig. 2.9 o formato geral da curva força-velocidade durante contração excêntrica. Ela pode ser considerada como uma extensão da curva concêntrica.

2.4.3. Combinação de Comprimento e Velocidade versus Força

Fica evidente que a força no tendão é função tanto de velocidade quanto do comprimento. Portanto, uma representação apropriada de ambos os efeitos é a plotagem tridimensional ilustrada na fig. 2.10. A curva resultante é, na verdade, uma superfície, que aqui é representada somente pela condição de máxima contração. As contrações mais comuns são uma fração deste máximo, de forma que seria requerido a plotagem de outras superfícies para cada nível de ativação muscular.

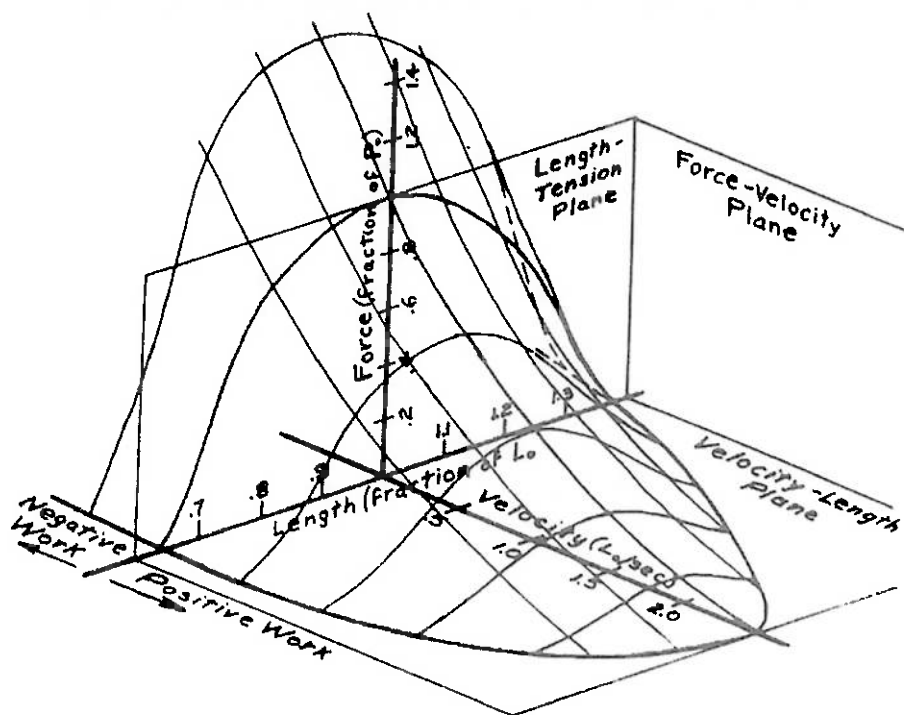


Fig. 2.10: Plotagem tridimensional demonstrando a mudança de tensão no elemento contrátil como função de força e velocidade.

3. MODELO MATEMÁTICO PARA MÚSCULO

3.1. Modelos matemáticos microscópicos da contração muscular

Tomando o nível da estrutura molecular como aspecto fundamental de análise, os modelos microscópicos fornecem uma base consistente para a compreensão da mecânica macroscópica muscular. Nestes modelos, os músculos são tomados como transdutores de energia, transformando a energia química em mecânica e térmica. A aplicabilidade em sistemas mais complexos, na mecânica do movimento ou no controle motor, é por hora pouco viável dada sua complexidade matemática e o grande número de parâmetros a serem definidos para cada músculo. A literatura tem, no entanto, reportado modelos que incorporam as hipóteses básicas da teoria microscópica clássica da contração com vistas à utilização em sistemas músculo-esqueléticos mais gerais. O modelo *Distribution Moment* (DM) apresentado por Zahalak e Ma (Zahalak, 1992) é um exemplo.

3.2. Modelos macroscópicos

Estes têm o enfoque diferente dos modelos microscópicos. Nos modelos macroscópicos para a contração muscular, comportamento do músculo é tratado como um sistema mecânico macroscópico, composto de massas, molas, amortecedores e elementos contráteis. Apesar destes modelos não levarem em conta aspectos essenciais relativos à natureza da contração muscular, são de extrema utilidade para aplicações de engenharia.

3.3. Escolha do modelo

Dentre os vários modelos matemáticos encontrados na literatura que procuram reproduzir a dinâmica da contração muscular, optou-se neste trabalho pela formulação de um modelo tipo Hill, ou viscoelástico, da dinâmica da contração muscular, baseado no modelo de Zajac (1989). Apesar de apresentar diversas vantagens em relação a outros modelos do mesmo tipo, apresenta problemas numéricos na desativação muscular, em faixas de operação do músculo com baixos níveis de ativação e em músculos com tendões longos. Para saná-los, são introduzidos elementos viscosos em paralelo aos elementos contráteis (Schutte et al.,

1993). Neste capítulo é apresentada uma formulação aprimorada desde modelo (Menegaldo, 2001), guardando, porém, os mesmos princípios.

Os elementos que compõem o modelo proposto estão representados a seguir na fig. 3.1.

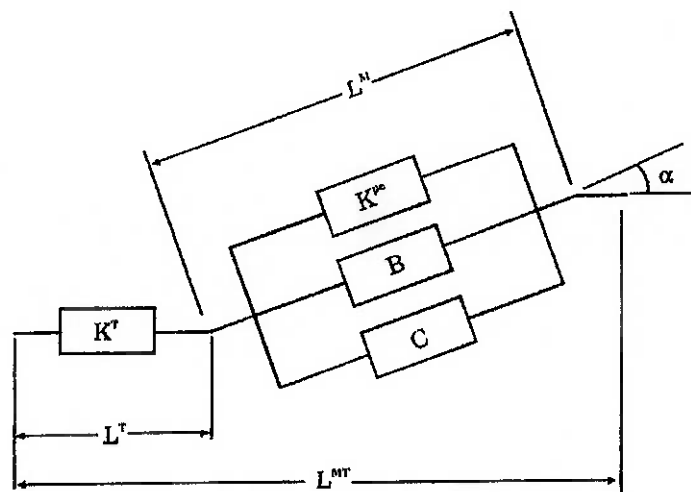


Fig. 3.1: Modelo viscoelástico da mecânica da contração muscular

Este modelo obedece a nomenclatura a seguir, sendo os símbolos entre parêntesis, usualmente assinalados com, referentes à grandeza física de força, comprimento ou tempo, divididas pelos parâmetros adimensionalizados: força máxima (ou força no comprimento ótimo) F_0^M , o comprimento ótimo L_0^M e o parâmetro de escala de tempo τ_c , respectivamente.

$F^M, (\tilde{F}^M)$ = força muscular

$F^{M*}, (\tilde{F}^{M*})$ = força muscular quando o músculo está no comprimento ótimo

$F^{CE}, (\tilde{F}^{CE})$ = força no elemento contrátil

$F^{PE}, (\tilde{F}^{PE})$ = força no elemento passivo

$F^T, (\tilde{F}^T)$ = força no tendão

L^S = comprimento do sarcômero

$L^M, (\tilde{L}^M)$ = comprimento do músculo

$L^T, (\tilde{L}^T)$ = comprimento do tendão

$L^{MT}, (\tilde{L}^{MT})$ = comprimento do atuador músculo-tendíneo

$v^M, (\tilde{v}^M)$ = velocidade da fibra muscular

$v_a^M, (\tilde{v}_a^M)$ = velocidade de alongamento da fibra muscular

$v_e^M, (\tilde{v}_e^M)$ = velocidade encurtamento da fibra muscular

$v^T, (\tilde{v}^T)$ = velocidade do tendão

- $v^{MT}, (\tilde{v}^{MT})$ = velocidade do atuador músculo-tendíneo
 $t, (\tau)$ = tempo
 $\sigma^T, (\tilde{\sigma}^T)$ = tensão no tendão
 ε^T = deformação do tendão
 $u(t), u(\tau)$ = excitação muscular
 $a(t), a(\tau)$ = ativação muscular
 α_M = ângulo da fibra muscular
 L_α^M = comprimento das fibras musculares projetado no eixo do tendão
 F_0^M = força isométrica máxima do músculo
 L_0^M = comprimento ótimo das fibras musculares (desenvolvendo a força máxima)
 α_0 = ângulo ótimo da fibra muscular quando $L^M = L_0^M$
 ε_0^T = deformação no tendão quando $F^T = F_0^M$
 σ_0^T = tensão no tendão quando $F^T = F_0^M$
 $L_s^T, (\tilde{L}_s^T)$ = comprimento do tendão relaxado
 $k^{SE}, (\tilde{k}^{SE})$ = rigidez das pontes cruzadas (SEE)
 $k^T, (\tilde{k}^T)$ = rigidez do tendão
 E^T = módulo de elasticidade do tendão
 A^T = área da seção transversal do tendão
 fl_a = componente ativa da relação força-comprimento
 fl_p = componente passiva da relação força-comprimento
 v_m = velocidade máxima de encurtamento das fibras musculares
 τ_c = escala de tempo ($\tau_c \equiv L_0^M / v_M$)
 $\tau_{act}, (\tilde{\tau}_{act})$ = constante de tempo para contração
 $\tau_{deact}, (\tilde{\tau}_{deact})$ = constante de tempo para relaxamento
 $\beta = \tau_{act} / \tau_{deact}$
 $F^{PE}, (\tilde{F}^{PE})$ = Força no elemento elástico em paralelo
 $F^{DE}, (\tilde{F}^{DE})$ = Força no elemento viscoso em paralelo
 $F^{CE}, (\tilde{F}^{CE})$ = Força no elemento contrátil
 $B(\tilde{B})$ = Coeficiente de amortecimento do elemento viscoso
 $k^{PE}, (\tilde{k}^{PE})$ = rigidez do elemento elástico em paralelo (PE)
 $a_m(d)$ = curva de recrutamento em função da largura de pulso da excitação
 $T_c = \tau_{deact}$ = constante de tempo para relaxamento

O aspecto central deste modelo é o funcionamento do elemento contrátil. A partir do modelo de Zajac, pode-se determinar, da relação entre a formação deste elemento e da deformação do tendão, a primeira das duas equações diferenciais de 1ª ordem, também chamada dinâmica da contração, que descrevem o comportamento mecânico do músculo. Segundo o modelo de Zajac mostrado na fig. 3.2, o

comprimento do músculo relaxado, correspondente a uma situação de equilíbrio, é dado por:

$$\tilde{L}^M \cos \alpha + \tilde{L}^{ST} = \tilde{L}^{MT} \quad (3.1)$$

Supondo a contração do músculo, a expressão acima fica:

$$\tilde{L}^M \cos \alpha + \tilde{L}^{ST} + \frac{\tilde{F}^T}{\tilde{k}^T} = \tilde{L}^{MT} \quad (3.2)$$

Derivando os dois lados da equação acima em relação ao tempo adimensional τ ,

$$\tilde{v}^M \cos \alpha + \frac{\dot{\tilde{F}}^T}{\tilde{k}^T} = \tilde{v}^{MT} \quad (3.3)$$

isto é:

$$\boxed{\dot{\tilde{F}}^T = \tilde{k}^T (\tilde{v}^{MT} - \tilde{v}^M \cos \alpha)} \quad (3.4)$$

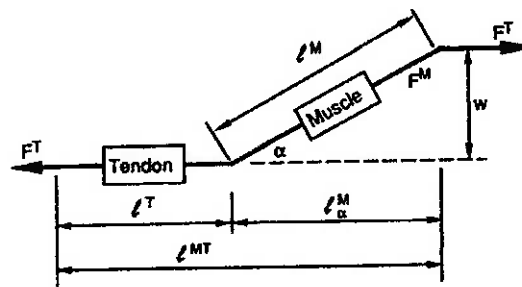


Fig. 3.2: Modelo da dinâmica da contração de Zajac (Zajac, 1989)

Duas relações constitutivas definem o comportamento mecânico do elemento contrátil: as relações força-comprimento e força-velocidade. Essas curvas foram levantadas inicialmente por Hill para o músculo *gastrocnemius* do sapo, mas verificou-se que seu comportamento poderia ser estendido à maior parte dos músculos esqueléticos, tendo como alguns parâmetros de escala. Tais relações estão mostradas na fig. 3.3.

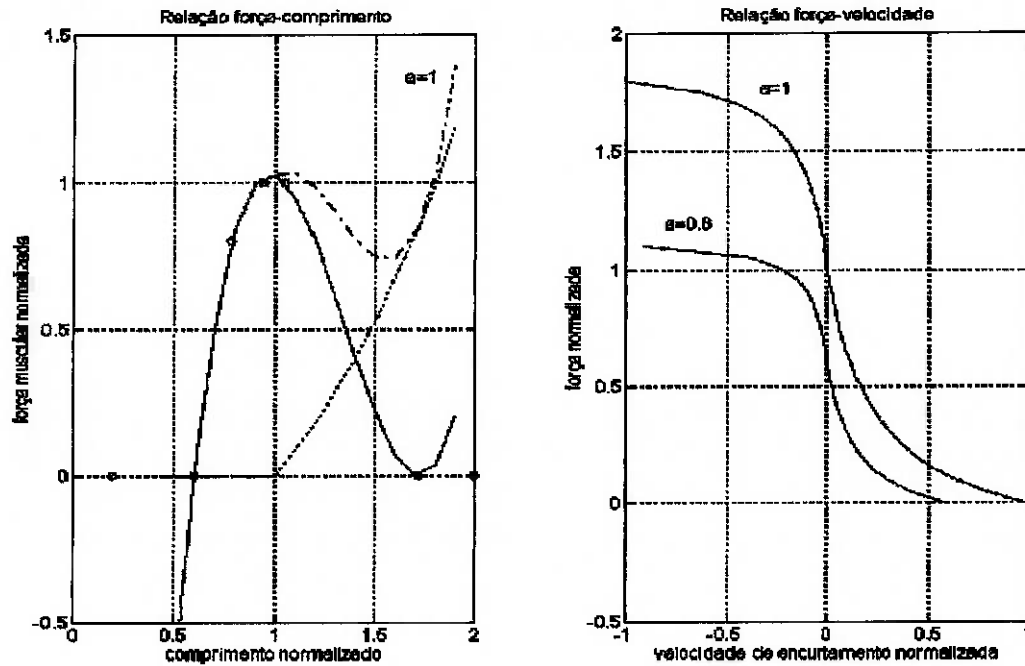


Fig. 3.3: Curva força-comprimento (A) e força-velocidade (B) adimensionais (Zajac, 1989).

3.3.1. Relação força-comprimento

- Componente ativa

$$f_{l_a} = \tilde{F}_a^M = 1,9523 \cdot \tilde{L}^M{}^5 - 5,8369 \cdot \tilde{L}^M{}^4 + 2,8726 \cdot \tilde{L}^M{}^3 + 3,1788 \cdot \tilde{L}^M{}^2 - 1,2007 \cdot \tilde{L}^M - 0,0777 \quad (3.5)$$

- Componente passiva

$$f_{l_p} = \tilde{F}_p^M = 1,9660 \cdot \tilde{L}^M{}^5 - 5,2151 \cdot \tilde{L}^M{}^4 + 4,8491 \cdot \tilde{L}^M{}^3 - 1,8220 \cdot \tilde{L}^M{}^2 + 0,2242 \cdot \tilde{L}^M - 0,0004 \quad (3.6)$$

$$f_l(\tilde{L}^M, a) = f_{l_a}(\tilde{L}^M) \cdot a + f_{l_p}(\tilde{L}^M) \quad (3.7)$$

3.3.2. Relação força-velocidade

- Contração

$$\left(\frac{\tilde{F}^{M*}}{a} + \frac{1}{4} \right) \left(\frac{\tilde{v}_e^M}{a} + \frac{1}{4} \right) = \frac{5}{16} \quad (3.8)$$

$$\tilde{v}_e^M = -\tilde{v}^M$$

$$\tilde{v}_e^M = \frac{a^2 - a\tilde{F}^{M*}}{4\tilde{F}^{M*} + a} \quad (3.9)$$

$$\tilde{F}^M = fl \cdot \tilde{F}^{M*}$$

$$\boxed{\tilde{v}_e^M = \frac{a^2 fl - a\tilde{F}^M}{4\tilde{F}^M + a \cdot fl}} \quad (3.11)$$

- Alongamento ($\tilde{v}_a^M = -\tilde{v}^M$)

$$\frac{\tilde{F}^{M*}}{a} = 1,8 - 0,8 \left(\frac{v_m + \frac{v^{M*}}{a}}{v_m - \frac{7,6v^{M*}}{a}} \right) \quad (3.12)$$

$$\boxed{\tilde{v}_a^M = \frac{\tilde{F}^M a - a^2 fl}{7,6\tilde{F}^M - 14,48a \cdot fl}} \quad (3.13)$$

3.3.3. Mecânica dos tendões

Do ponto de vista mecânico, um tendão pode ser modelado como um sistema elástico ou viscoelástico linear, supondo que a curva de rigidez apresenta o comportamento mostrado na fig. 3.4; considerando apenas o efeito equivalente a uma mola elástica, um tendão específico pode ser definido a partir da área A^T da sua seção transversal e do seu comprimento L^T ; seu estado mecânico, por sua vez, depende da deformação ε^T e da tensão σ^T na sua seção transversal. Tensão e deformação são definidas como:

$$\sigma^T = \frac{F^T}{A^T} \quad (3.14)$$

$$\varepsilon^T = \frac{\Delta L^T}{L_s^T} = \frac{(L^T - L_s^T)}{L_s^T} \quad (3.15)$$

Pela lei de Hooke, $\sigma^T = E^T \varepsilon^T$. Se $\frac{F^T}{A^T} = E^T \frac{\Delta L^T}{L_s^T}$, temos que a força no tendão

pode ser calculada como:

$$F^T = \frac{E^T A^T}{L_s^T} (L^T - L_s^T)$$

Que, expressa em termos adimensionais, fica:

$$\tilde{F}^T = \frac{E^T A^T}{L_s^T} \left(\frac{L_0^M}{F_0^M} \right) (\tilde{L}^T - \tilde{L}_s^T) \quad (3.14)$$

Com isso, o coeficiente de rigidez do tendão é:

$$\tilde{k}^T = \frac{E^T A^T}{L_s^T} \left(\frac{L_0^M}{F_0^M} \right) \quad (3.15)$$

Nos níveis máximos de tensão isométrica, a tensão de trabalho do tendão é:

$$\sigma_0^T = \frac{F_0^M}{A^T} = 32 \text{ MPa} \quad (1/3 \text{ tensão de ruptura})$$

Sendo, segundo Butler et al. (1984), $E^T = 1.2 \text{ GPa}$, e $\tilde{L}_s^T = L_s^T / L_0^M$, a rigidez de qualquer tendão pode, de acordo com este modelo, ser calculada como:

$$\tilde{k}^T = \left(\frac{E^T}{\sigma_0^M} \right) \left(\frac{1}{\tilde{L}_s^T} \right) = \left(\frac{1.2 \text{ GPa}}{32 \text{ MPa}} \right) \left(\frac{1}{\tilde{L}_s^T} \right) = \frac{37.5}{\tilde{L}_s^T}$$

$\tilde{k}^T = \frac{37.5}{\tilde{L}_s^T}$

(3.16)

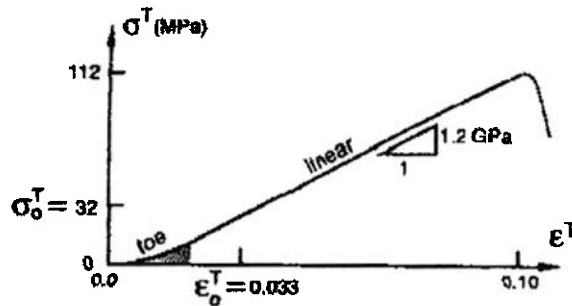


Fig. 3.4: Curva teórica de rigidez do tendão (Zajac, 1989)

3.3.4. Equações diferenciais da dinâmica da contração

No ponto de união entre o elemento elástico em paralelo, viscoso e contrátil com o tendão, o equilíbrio de forças permite afirmar que:

$$\cos \alpha (\tilde{F}^{PE} + \tilde{F}^{DE} + \tilde{F}^{CE}) = \tilde{F}^T \quad (3.17)$$

Com relação ao elemento elástico em paralelo, de comportamento supostamente linear, aplicando a Lei de Hooke:

$$\tilde{F}^{PE} = -\tilde{k}^{PE} \Delta \tilde{L}^M \quad (3.18)$$

Por outro lado, a deformação dos três elementos em paralelo é a mesma, podendo-se calculá-la, na hipótese de que a contração é isométrica, a partir da deformação do tendão, isto é:

$$\Delta \tilde{L}^M = -\frac{\tilde{F}^T}{\tilde{k}^T \cos \alpha} \quad (3.19)$$

A força no elemento viscoso pode ser calculada, supondo também que a força varia linearmente com a velocidade de contração, como:

$$\tilde{F}^{DE} = -\tilde{B} \tilde{v}_e^M \quad (3.20)$$

Substituindo as três expressões anteriores na eq. 3.17,

$$\tilde{k}^{PE} \left(\frac{\tilde{F}^T}{\tilde{k}^T \cos \alpha} \right) - \tilde{B} \tilde{v}_e^M + \frac{fl \cdot a^2 - \tilde{v}_e^M a \cdot fl}{4\tilde{v}_e^M a} = \frac{\tilde{F}^T}{\cos \alpha}$$

Manipulando a equação acima:

$$-\tilde{B} \tilde{v}_e^M + \frac{fl \cdot a^2 - \tilde{v}_e^M a \cdot fl}{4\tilde{v}_e^M + a} = \frac{\tilde{F}^T}{\cos \alpha} \left(1 - \frac{\tilde{k}^{PE}}{\tilde{k}^T} \right) = Q \quad (3.21)$$

$$\frac{-\tilde{B} \tilde{v}_e^M (4\tilde{v}_e^M + a) + fl \cdot a^2 - \tilde{v}_e^M a \cdot fl}{4\tilde{v}_e^M + a} = Q$$

$$\tilde{v}_e^{M^2} (-4\tilde{B}) + \tilde{v}_e^M (-\tilde{B}a - a \cdot fl - 4Q) + (-Qa + a^2 fl) = 0 \quad (3.22)$$

Cuja solução algébrica é (a solução $+\Delta$ não é consistente):

$$\begin{aligned} a_b &= -4\tilde{B} \\ b_b &= -(\tilde{B}a + afl + 4Q) \\ c_b &= a^2 fl - Qa \\ \tilde{v}_e^M &= \frac{-b_b \pm \sqrt{b_b^2 - 4a_b c_b}}{2a_b} \end{aligned} \quad (3.23)$$

Substituindo $\tilde{v}_e^M = -\tilde{v}_e^M$ na equação 3.3, pode-se encontrar a 1ª equação diferencial da dinâmica da contração:

$$\dot{\tilde{F}}^T = \tilde{k}^T \left(\tilde{v}^{MT} + \frac{-b_b - \sqrt{b_b^2 - 4a_b c_b}}{2a_b} \cos \alpha \right) \quad (3.24)$$

A segunda equação diferencial do modelo é a da dinâmica da ativação representando o processo de geração da despolarização da membrana muscular a partir da chegada do potencial de ação na junção neuro-muscular. A formulação apresentada por Zajac (1989) e adotada em Menegaldo (1997) apresentava problemas de integração numérica, tendo-se adotado nesse refinamento a formulação proposta por Piazza e Delp (1996),

$$\frac{da}{dt} = (u - a)(k_1 u + k_2) \quad (3.25)$$

em que $T_{act} = 1/(k_1 + k_2)$ e $T_{deac} = 1/k_2$. Valores utilizados: $T_{act} = 0,020$ e $T_{deac} = 0,050$. T_{act} e T_{deact} são as constantes de tempo de ativação e desativação, respectivamente.

Se o músculo está em regime de alongamento (velocidade do elemento contrátil positiva), cabe uma análise semelhante; entretanto, se o alongamento é pequeno, pode ser utilizada a própria expressão para o encurtamento, até o limite da força muscular do músculo alongado atingir $1.4 F_0^M$; neste caso, pode ser conveniente introduzir uma condição na simulação tal que se a velocidade normalizada de alongamento \tilde{v}_a^M é superior a 0.15, a força normalizada no elemento contrátil satura-se no valor de $1.4 F_0^M$ (Kuo, 1995). Para grandes alongamentos, a força dos elementos passivos do músculo pode vir a ser significativa (Davi e Audu, 1987). Para uma revisão sobre o comportamento de vários modelos da dinâmica da contração muscular em regime alongamento, ver Cole et al. (1996).

Resta ainda a especificação dos parâmetros de elasticidade e viscosidade dos elementos que foram introduzidos com estas modificações do modelo original de Zajac. Segundo Imbar e Adam (1976), valores médios de k^{PE} e B para o músculo *gastrocnemius* do sapo são:

$$k^{PE} = 1500 \text{ g/cm} \cong 1500 \text{ N/m}$$

$$B = 225 \text{ g.s/cm} \cong 225 \text{ N.s/m}$$

Estes dados foram utilizados também por Shadmehr e Arbib (1991) em modelos de dinâmica da contração.

Se $F^{PE} = k^{PE} \Delta L^M$, dividindo os dois desta equação por F_0^M e L_0^M ,

$$\frac{F^{PE}}{F_0^M} = k^{PE} \frac{L_0^M}{F_0^M} \frac{\Delta L^M}{L_0^M}$$

a rigidez normalizada do elemento elástico em série fica:

$$\tilde{k}^{PE} = k^{PE} \frac{L_0^M}{F_0^M} \quad (3.26)$$

Para o elemento viscoso em série ao elemento contrátil do músculo:

$$F^{DE} = Bv^M$$

dividindo a equação a cima por F_0^M e por v_m (recordando, a velocidade máxima de encurtamento do músculo), que pode ser estimada segundo a equação $\tau_c = L_0^M / v_M$, com $\tau_c=0,1$):

$$\frac{F^{DE}}{F_0^M} = B \frac{L_0^M}{F_0^M \tau_c} \frac{v^M \tau_c}{L_0^M}$$

o coeficiente de amortecimento adimensionalizado é calculado como:

$$\tilde{B} = B \frac{L_0^M}{F_0^M \tau_c} \quad (3.27)$$

4. MÚSCULOS ATUANTES NO CHUTE FRONTAL DIRETO

Neste momento estaremos definindo quais os músculos que atuam no chute direto frontal a ser analisado. Tendo conhecimento dos principais músculos ou grupos musculares atuantes, definimos as constantes que irão alimentar o modelo matemático de modo a realizar as simulações do movimento e estudá-lo. A ordem de ativação dos grupos musculares estudados foi definida com um exame de eletromiografia. Este exame infelizmente não consegue identificar a ativação do ilíopsoas, um dos principais músculos atuantes no movimento: porém, com uma análise visual e de palpação do movimento, podemos seguramente assumir que este é o primeiro grupo muscular a ser ativado. Alguns dos músculos dos membros inferiores estão representados na fig. 4.1.

Para definir os movimentos das articulações e segmentos, e para registrar a localização no espaço de pontos específicos no corpo, é necessário um ponto de referência. Em cinesiologia, o sistema de coordenadas retangulares tridimensionais é usado para descrever as relações anatômicas do corpo. A posição anatômica do corpo é definida como sendo a posição em pé ereta com a cabeça, os dedos dos pés e as palmas das mãos para frente e com os dedos das mãos estendidos. Três planos imaginários são dispostos perpendicularmente entre si através do corpo, com seus eixos interseccionando-se no centro de gravidade do corpo. Estes planos são o plano frontal e divide o corpo em partes da frente e de trás, ou posterior e anterior, e os movimentos que ocorrem nesse plano são definidos, como abdução, todo movimento que ocorre afastando o segmento da linha mediana, e adução, todo movimento que aproxima um segmento da linha mediana. O plano sagital, que divide o corpo em lados direito e esquerdo, e os movimentos articulares que ocorrem neste plano são definidos como flexão, quando dois segmentos aproximam-se um dos outros, e extensão, quando dois segmentos movem-se se afastando um do outro, e se a extensão for além da posição de referência anatômica, ela é chamada de hiperextensão. O plano horizontal, que divide o corpo em partes superior e inferior, e rotações ocorrem neste plano em torno do eixo vertical, sendo a rotação interna ou medial uma rotação transversal orientada para a superfície anterior do corpo, e rotação externa ou lateral uma rotação na direção oposta e é orientada para a superfície posterior do corpo.

Quanto à fixação dos tendões nos ossos, esta é denominada distal quando se dá na extremidade do osso que está mais próxima das extremidades dos membros, e proximal quando se dá na extremidade mais próxima do tronco.

4.1. Quadril e região pélvica

4.1.1. Músculos posteriores

Os músculos posteriores são o *glúteo máximo*, cuja ação anatômica é a extensão e rotação externa do quadril; o *bíceps da coxa*, o *semitendinoso* e o *semimembranoso* (chamados coletivamente *posteriores da coxa* ou *isquiotibiais*); e a porção posterior do adutor magno. Ademais, há um grupo profundamente localizado que consiste em seis músculos pequenos, todos *rotadores externos* do quadril, que exercem uma ação rotatória do quadril.

4.1.2. Músculos anteriores

Este grupo inclui o *reto da coxa*, o *sartório*, que atuam na flexão, rotação externa e abdução do quadril bem como flexão e rotação medial do joelho; o *tensor da fáscia lata*, responsáveis pela flexão, abdução e rotação interna do quadril; o *ilíopsoas* que faz a flexão e rotação externa do quadril; e o *pectíneo* que faz a flexão e adução do quadril. O tensor tem uma localização antero-lateral, e o pectíneo tem uma localização antero-medial.

4.1.3. Músculos laterais

Os músculos deste grupo, o *glúteo médio*, que faz a abdução do quadril; o *glúteo mínimo*, responsável por abdução, rotação medial e flexão do quadril; o *tensor da fáscia lata* e o *piriforme*, que faz a rotação externa do quadril, estão localizados, no lado abdutor do quadril. O tensor, descrito com os flexores, reside antero-lateralmente e o piriforme póstero-lateralmente.

4.1.4. Músculos mediais

O grupo dos adutores é identificado como a grande massa muscular da coxa medial, limitando-se anteriormente com o *vasto medial* e o *sartório* e posteriormente com os *isquiotibiais*. Este grupo compreende os seguintes músculos: *adutor magno*,

adutor longo, grácil, adutor curto e pectíneo. O obturador externo, o quadrado da coxa e a porção inferior do glúteo máximo também são capazes de aduzir o quadril, mas não pertencem ao grupo adutor propriamente dito.

4.2. Região do joelho

4.2.1. Extensores do joelho

O grupo de músculos *quadríceps da coxa* estende o joelho e consiste em quatro músculos: *reto da coxa, vasto lateral, vasto medial e vasto intermédio*. Estes quatro músculos formam uma única fixação distal forte na patela, cápsula de joelho e superfície proximal anterior da tíbia. Em indivíduos bem desenvolvidos nos quais pouco tecido adiposo está presente, o reto da coxa, o vasto medial e o vasto lateral podem ser observados como unidades separadas, enquanto em outros pacientes os limites destes músculos são menos distintos.

4.2.2. Flexores do joelho

Vários músculos passam posteriores ao eixo de flexão e extensão do joelho, contribuindo para uma extensão variável de flexão do joelho. Os músculos são o *bíceps da coxa*, o *semitendinoso* e o *semimembranoso* (coletivamente chamados posteriores da coxa, isquiotibiais ou jarrete); o *gastrocnêmio*; o *plantar*; o *poplíteo*; o *grácil*; e o *sartório*.

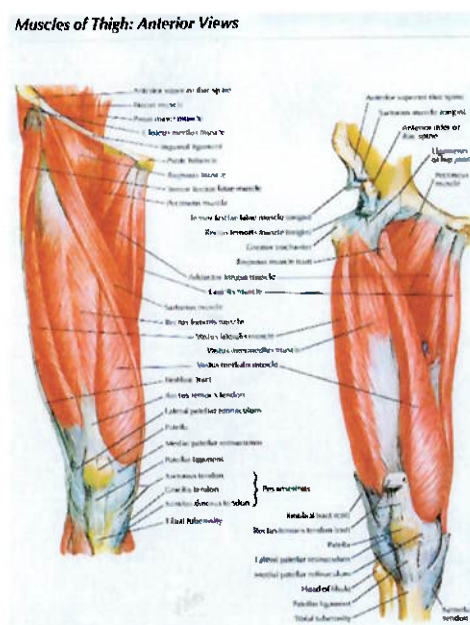


Fig. 4.1: Representação de alguns músculos da perna

4.3. Músculos escolhidos para estudo

Como existem muitos grupos musculares diferentes responsáveis pela flexão e extensão do quadril e do joelho, assim como responsáveis pela estabilização do quadril durante a fase de balanço, foi necessário escolher somente alguns destes considerados os principais, caso contrário, o modelo ficaria muito complexo.

No exame de eletromiografia foram analisados os seguintes músculos: *semitendinoso*, integrante dos *isquiotibiais*, o *bíceps da coxa*, o *vasto lateral*, que é parte do *quadríceps*, e o *gastro lateral*. Não foi possível analisar o *ilípcas*, pois este é um grupo muscular (formado pelo *ilíaco* e pelo *psoas*) muito profundo, não podendo ser medida a sua ativação com eletrodos superficiais. Na fig. 4.2, podemos ver esquematicamente a posição, os pontos de inserção e as forças dos músculos a serem estudados.

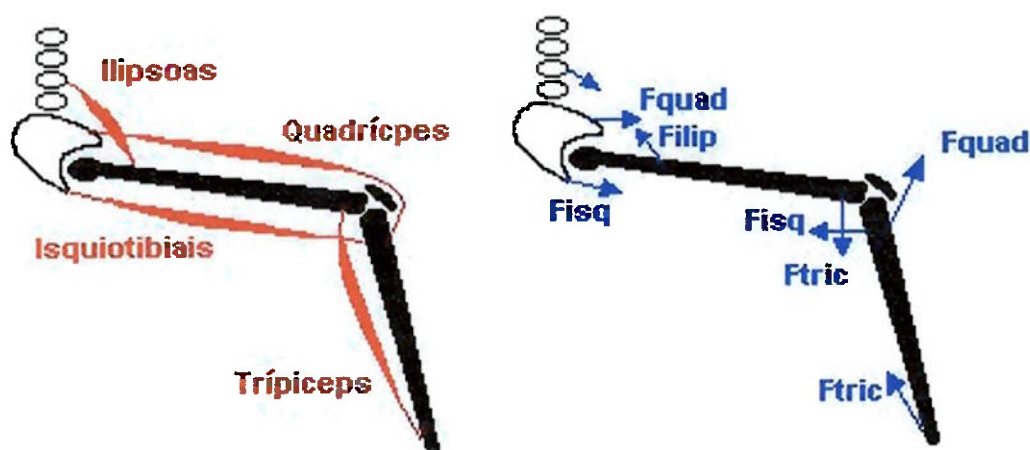


Fig. 4.2: representação esquemática da posição dos músculos a serem estudados

4.4. Resultado da eletromiografia

A seguir temos os resultados da eletromiografia. As figuras 4.3, 4.4, 4.5 e 4.6 dizem respeito aos músculos *semi-tendinoso*, *bíceps da coxa*, *vasto lateral* e *gastro lateral* respectivamente.

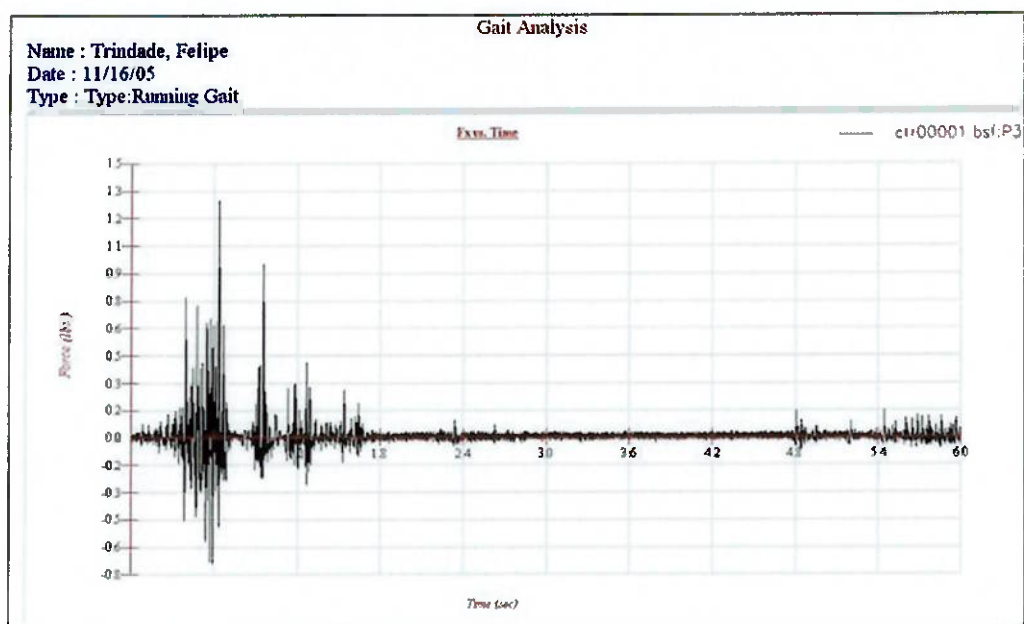


Fig. 4.3: Eletromiografia do Semi Tendinoso

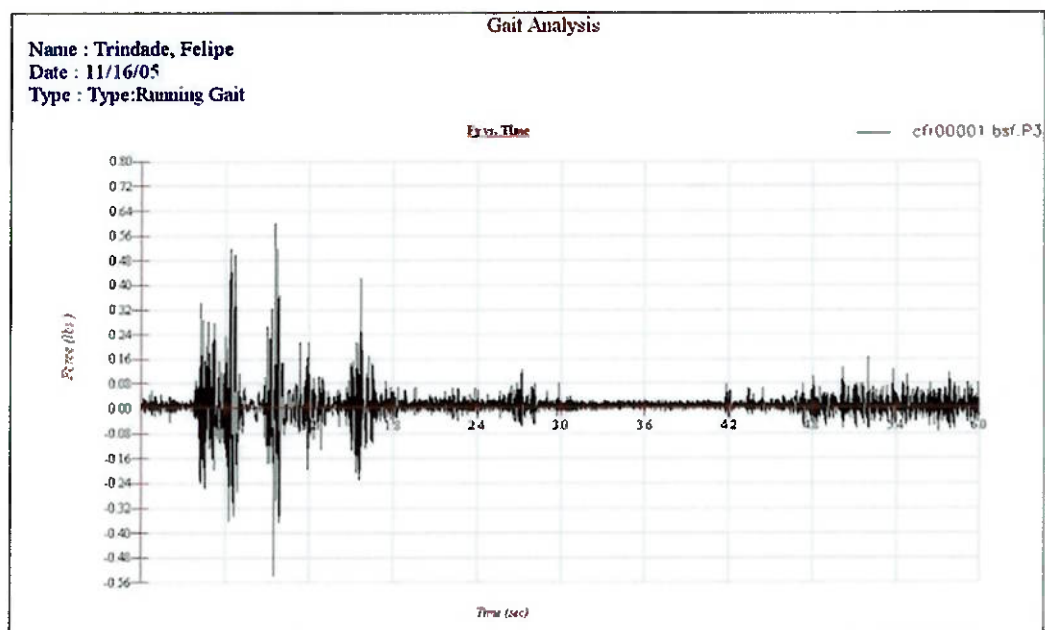


Fig. 4.4: Eletromiografia do bíceps da coxa

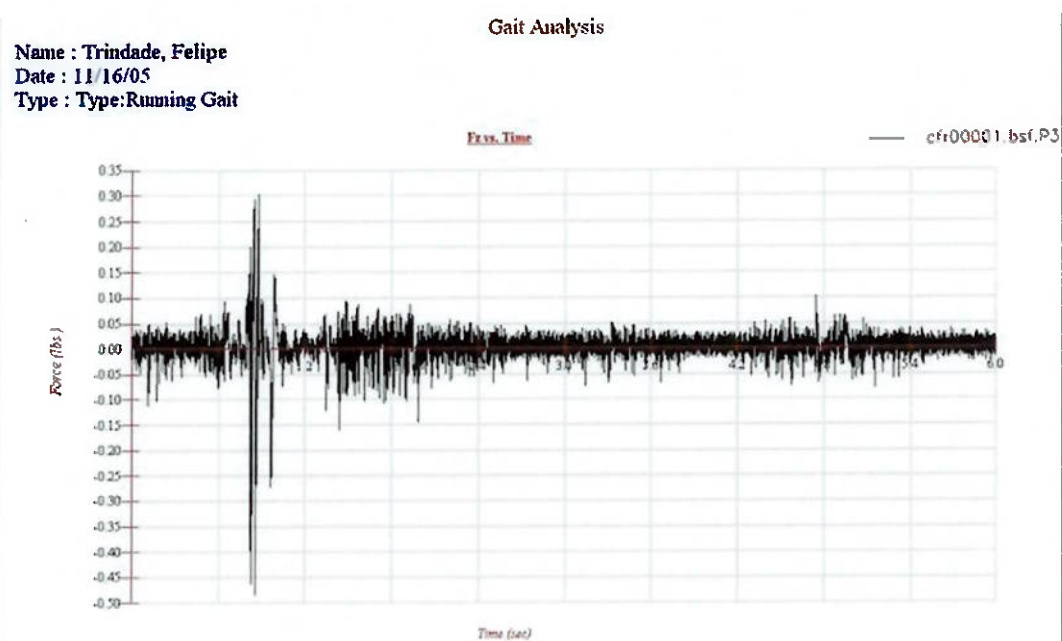


Fig. 4.5: Eletromiografia do Vasto Lateral

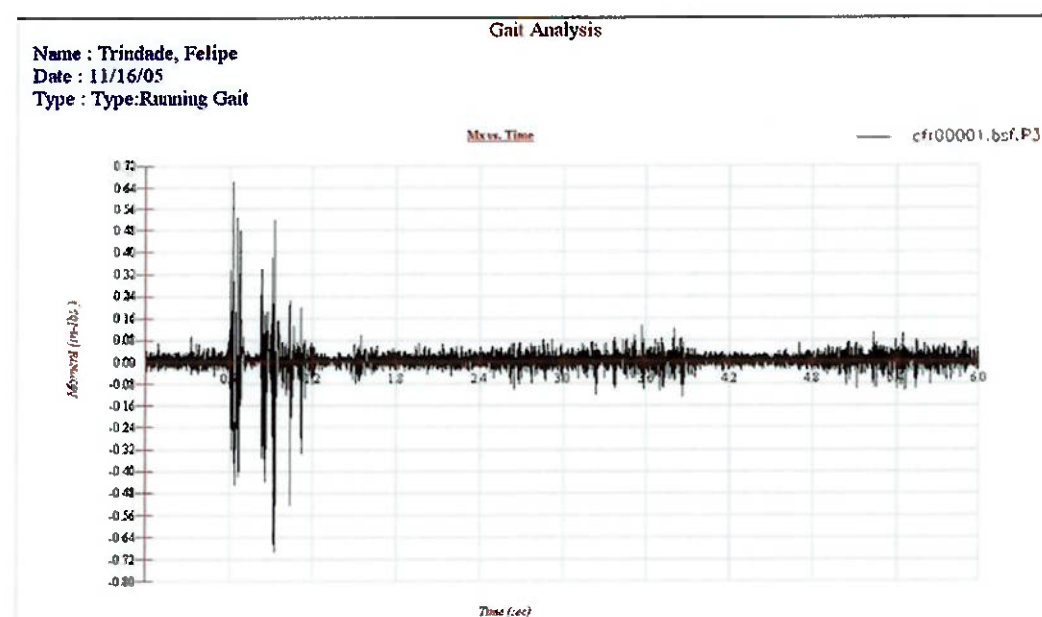


Fig. 4.6: Eletromiografia do Gastro Lateral

4.5. Ordem de ativação muscular

Como citado anteriormente, assumiremos que o *ilipsoas* é o primeiro músculo a ser ativado. Isso pode ser concluído através de análises visuais e de palpação.

Com o resultado da eletromiografia, podemos concluir que a ordem de ativação fica sendo: *ilispsoas*, *semi tendinoso*, *bíceps da coxa*, *gastro lateral* e *vasto*

lateral. Podemos observar esta ordem no comparativo das eletromiografias, na fig. 4.7. O *gastro lateral* poderá ser desconsiderado da modelagem, tendo em vista que sua função é estabilizar o pé durante o movimento, mas esse músculo poderá ser considerado quando feita a análise das forças no joelho.

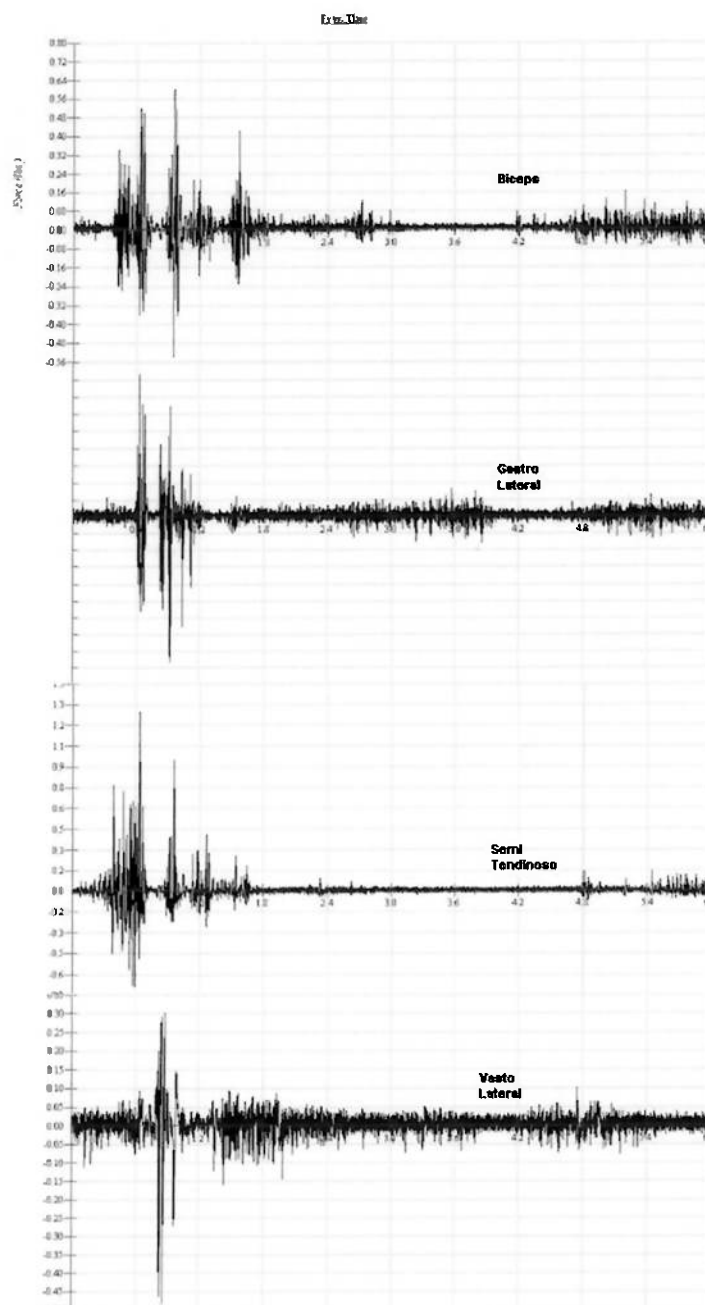


Fig. 4.7: Comparativo das eletromiografias, possibilitando a definição da ordem de ativação.

4.6. Tipos de contração durante o movimento

É importante identificar a que tipos de contração cada músculo está sujeito durante a execução do movimento. Dividindo o movimento em duas fases de ação, numa primeira, temos a flexão do quadril até que a coxa fique paralela ao solo, ou seja, teremos uma amplitude de pouco mais de 90° no movimento da coxa, enquanto a perna é mantida na posição vertical, com o pé apontando para baixo. Na segunda fase, com a coxa mantida na posição horizontal, teremos a extensão do joelho até a posição horizontal, com a extensão do pé.

Portanto, na tabela 4.a, temos o resumo dos tipos de contração para cada músculo em cada fase do movimento.

Tabela 4.a: Tipos de contração durante o movimento

	Contração	
	1ª fase	2ª fase
Íliopsoas	Concêntrica	Isométrica
Quadríceps	Concêntrica	Concêntrica
Isquiotibiais	Concêntrica	Excêntrica
Tríceps	Isométrica	Excêntrica

Na figura 4.8, temos a representação destas fases e os respectivos modos de contração de cada músculo. É importante compreender que, dependendo do grau de treinamento e habilidade da pessoa que estiver executando este chute, a ação antagonista dos músculos em oposição à movimentação principal é muito maior que em pessoas com mais prática e tempo de treino, devido à técnica mais apurada. Os músculos que executam tal ação antagonista são os *Isquiotibiais* e *Tríceps*, que durante a segunda fase do chute, estão em contração excêntrica, e quanto mais treinamento, menor será essa contração, que age contra o movimento. Isso explica a maior velocidade, força, e menor desgaste físico e de energia nos praticantes mais experientes de artes marciais na execução dos golpes em geral.

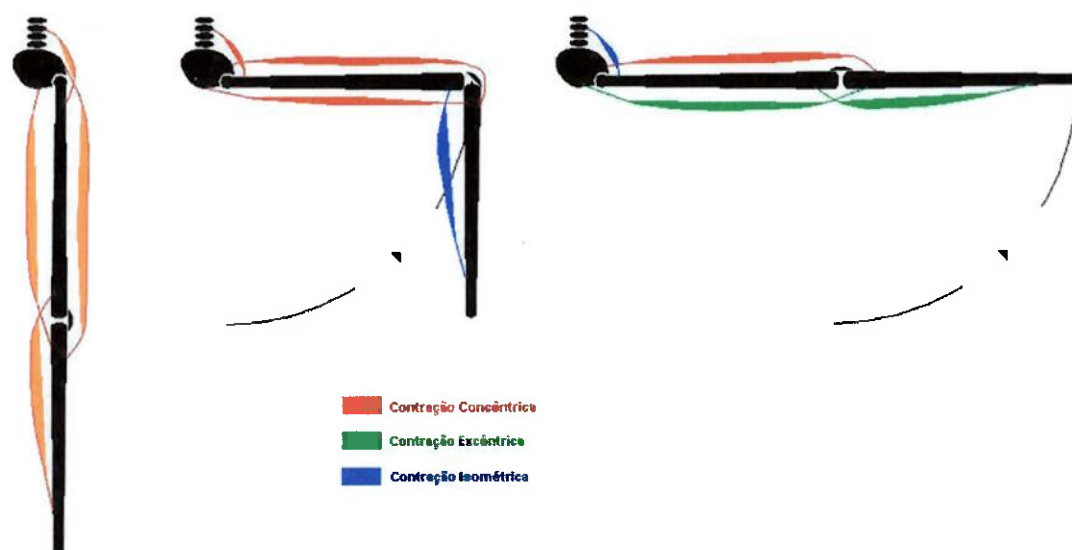


Fig. 4.8: Tipos de contração na execução do chute frontal

5. MODELO DE CORPOS RÍGIDOS

Para a realização da modelagem de corpos rígidos que representam os ossos da perna e do quadril, foram tomadas algumas simplificações, que em trabalho posterior podem ser revistas, deixando o modelo mais completo. O pé e a articulação do tornozelo foram desconsiderados, pois não participam do movimento de forma ativa, e como não será estudado o impacto, somente as forças nas articulações causadas pelas contrações musculares e pela inércia dos membros em movimento, o pé não é parte importante neste estudo. O quadril também foi desconsiderado, pois em modelagens iniciais, não foi possível inserir a dinâmica do quadril de forma satisfatória, sempre obtendo resultados ruins.

5.1. Modelagem dos membros inferiores

Partiremos do modelo de duas barras articuladas, representando a coxa e a perna, com a articulação representando o joelho. A articulação que representa o quadril não terá velocidade nesta modelagem.

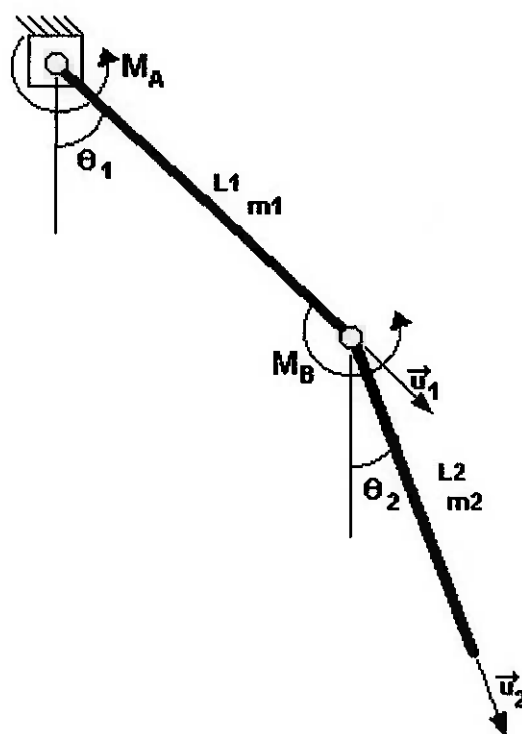


Fig. 5.1: Modelo de corpos rígidos de uma perna

De acordo com a fig 5.1, temos as barras AB de comprimento L_3 e massa m_3 , a barra BC de comprimento L_2 e massa m_2 e a barra CD de comprimento L_1 e massa m_3 , todas com seus respectivos centros de massa em $Li/2$.

Temos os seguinte versores:

$$\vec{u}_1 = \sin\theta_1 \vec{i} - \cos\theta_1 \vec{j}$$

$$\vec{u}_2 = \sin\theta_2 \vec{i} - \cos\theta_2 \vec{j}$$

E as velocidades angulares:

$$\vec{\omega}_1 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \omega_1 \end{bmatrix}; \vec{\omega}_2 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \omega_2 \end{bmatrix}$$

Escrevendo a equação da energia cinética de um corpo rígido para a barra AB, temos:

$$T_1 = \frac{m_1}{2} \vec{v}_A \cdot \vec{v}_A + m_1 \vec{v}_A (\vec{\omega}_1 \wedge (G_1 - A)) + \frac{1}{2} \{\vec{\omega}_1\}' [I_A] \{\vec{\omega}_1\} \quad (5.1)$$

Como v_A é nulo, temos:

$$T_1 = \frac{1}{2} \{\vec{\omega}_1\}' [I_A] \{\vec{\omega}_1\} = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} 0 & 0 & \omega_1 \end{bmatrix} [I_A] \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \omega_1 \end{bmatrix} = \frac{1}{2} I_A \omega_1^2$$

Podemos aproximar o momento de inércia para cada barra como sendo $I_i = m_i L_i^2/3$, teremos que a energia cinética do quadril fica igual a:

$$T_1 = \frac{1}{6} (m_1 + m_2) L_1^2 \dot{\theta}_1^2 \quad (5.2)$$

Antes de calcular as energias cinéticas da barra BC, vamos calcular a velocidade do ponto B:

$$\begin{aligned} \vec{v}_B &= \vec{v}_A + \vec{\omega}_1 \wedge (B - A) = \vec{\omega}_1 \wedge (B - A) = \omega_1 \vec{k} \wedge L_1 \vec{u}_1 \\ \vec{v}_B &= \omega_1 \vec{k} \wedge L_1 (\sin\theta_1 \vec{i} - \cos\theta_1 \vec{j}) = \omega_1 L_1 (\sin\theta_1 \vec{j} + \cos\theta_1 \vec{i}) \end{aligned} \quad (5.3)$$

Agora, calculando a energia cinética para a barra BC:

$$T_2 = \frac{m_2}{2} \vec{v}_B \cdot \vec{v}_B + m_2 \vec{v}_B (\vec{\omega}_2 \wedge (G_2 - B)) + \frac{1}{2} \{\vec{\omega}_2\}' [I_B] \{\vec{\omega}_2\}$$

$$T_2 = \frac{m_2}{2} \omega_1^2 L_1^2 + m_2 \vec{v}_B (\omega_2 \vec{k} \wedge \frac{L_2}{2} \vec{u}_2) + \frac{1}{2} I_B \omega_2^2$$

$$T_2 = \frac{m_2}{2} \omega_1^2 L_1^2 + \frac{1}{2} m_2 \omega_1 \omega_2 L_1 L_2 (\sin^2 \theta_2 + \cos^2 \theta_2) + \frac{1}{6} m_2 L_2^2 \omega_2^2$$

Temos então a energia cinética da barra BC:

$$T_2 = \frac{1}{2} m_2 \dot{\theta}_1^2 L_1^2 + \frac{1}{2} m_2 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 L_1 L_2 + \frac{1}{6} m_2 L_2^2 \dot{\theta}_2^2 \quad (5.4)$$

Tendo as equações de energia cinética para as barras AB e BC, obtemos a energia cinética total:

$$T = T_1 + T_2$$

$$T = \frac{1}{6} (m_1 + m_2) L_1^2 \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2} m_2 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 L_1 L_2 + \frac{1}{6} m_2 L_2^2 \dot{\theta}_2^2 \quad (5.5)$$

A energia potencial do sistema, tomando como referencial o ponto C, fica:

- Barra AB:

$$V_1 = -m_1 g \frac{L_1}{2} \cos \theta_1 \quad (5.6)$$

- Barra BC:

$$V_2 = -m_2 g \left(L_1 \cos \theta_1 + \frac{L_2}{2} \cos \theta_2 \right) \quad (5.7)$$

Resultando na energia potencial total do sistema:

$$V = V_1 + V_2$$

$$V = -m_1 g \frac{L_1}{2} \cos \theta_1 - m_2 g \left(L_1 \cos \theta_1 + \frac{L_2}{2} \cos \theta_2 \right) \quad (5.8)$$

A Lagrangeana do sistema é, então:

$$L = T - V$$

$$L = \frac{1}{6} (m_1 + m_2) L_1^2 \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2} m_2 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 L_1 L_2 + \frac{1}{6} m_2 L_2^2 \dot{\theta}_2^2 +$$

$$m_1 g \frac{L_1}{2} \cos \theta_1 + m_2 g \left(L_1 \cos \theta_1 + \frac{L_2}{2} \cos \theta_2 \right) \quad (5.9)$$

i) Equação para a variável

$$\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_1} = \frac{1}{3}(m_1 + m_2)L_1^2 \dot{\theta}_1 + m_2 \dot{\theta}_1 L_1^2 + \frac{1}{2}m_2 \dot{\theta}_2 L_1 L_2$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_1} \right) = \frac{1}{3}(m_1 + m_2)L_1^2 \ddot{\theta}_1 + m_2 \ddot{\theta}_1 L_1^2 + \frac{1}{2}m_2 \ddot{\theta}_2 L_1 L_2$$

$$\frac{\partial L}{\partial \theta_1} = -m_1 g \frac{L_1}{2} \sin \theta_1 - m_2 g L_1 \sin \theta_1$$

A forma final para a variável θ_1 é dada pela seguinte:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_1} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta_1} = M_A$$

$$M_A = \left[\frac{1}{3}(m_1 + m_2)L_1^2 + m_2 L_1^2 \right] \ddot{\theta}_1 + \frac{1}{2}m_2 L_1 L_2 \ddot{\theta}_2 + g L_1 \sin \theta_1 \left(\frac{m_1}{2} + m_2 \right) \quad (5.10)$$

ii) Equação para a variável θ_2 :

$$\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_2} = \frac{1}{2}m_2 \dot{\theta}_1 L_1 L_2 + \frac{1}{3}m_2 L_2^2 \dot{\theta}_2$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_2} \right) = \frac{1}{2}m_2 \ddot{\theta}_1 L_1 L_2 + \frac{1}{3}m_2 L_2^2 \ddot{\theta}_2$$

$$\frac{\partial L}{\partial \theta_2} = -m_2 g \frac{L_2}{2} \sin \theta_2$$

A forma final para a variável θ_2 é dada pela seguinte:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_2} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta_2} = M_B$$

$$M_B = \frac{1}{2}m_2 L_1 L_2 \ddot{\theta}_1 + \frac{1}{3}m_2 L_2^2 \ddot{\theta}_2 + \frac{1}{2}m_2 g L_2 \sin \theta_2 \quad (5.11)$$

Os momentos M_A e M_B serão resultados da ativação muscular dos grupos musculares descritos no capítulo anterior. Cada um dos momentos será resultado da força de contração de um ou mais músculos, com um braço de alavanca igual a distancia da fixação proximal ou distal, com a articulação.

As distâncias dos pontos de fixação até as articulações são dadas na tabela 5.a, de acordo com os sistemas de referência da figura 5.2. (Menegaldo, 2001).

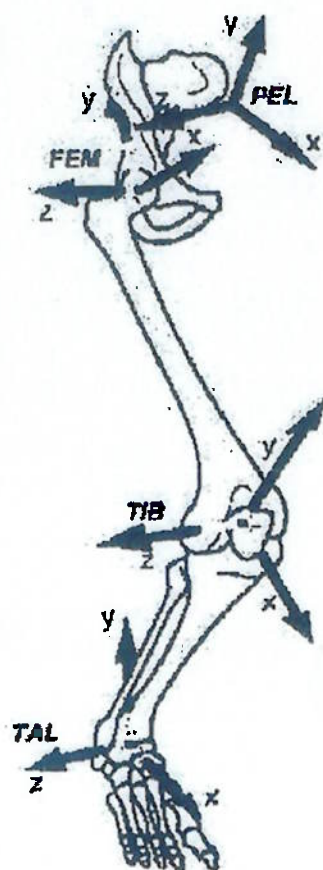


Fig. 5.2: Localização dos sistemas de referência da pélvis, fêmur, tíbia e tornozelo

Tabela 5.a: Coordenadas de origem e inserção dos músculos estudados

Nome	Coordenadas			segmento
	X	Y	Z	
<i>semitendinoso</i> (Isquiotibiais)	-0,1237	-0,1043	0,0603	pélvis
	-0,0314	-0,0545	-0,0146	tíbia
	-0,0113	-0,0746	-0,0245	tíbia
	0,0027	-0,0956	-0,0193	tíbia
<i>Ilipsoas</i>	-0,0674	0,0887	0,0289	pélvis
	-0,0238	-0,0570	0,0759	pélvis
	0,0016	-0,0507	0,0038	fêmur
	-0,0188	-0,0597	0,0104	fêmur
<i>vasto lateral</i> (Quadriceps)	0,0048	-0,1854	0,0349	fêmur
	0,0269	-0,2591	0,0409	fêmur
	0,0361	-0,4030	0,0205	fêmur
	0,0253	-0,4243	0,0184	fêmur
	0,0103	0,0423	0,0141	patela
<i>gastro lateral</i> (Tríceps)	-0,0155	-0,3946	0,0272	fêmur
	-0,0254	-0,4018	0,0274	fêmur
	-0,0242	-0,0481	0,0235	tíbia
	0,0044	0,0310	-0,0053	calcaneus

Estes braços de alavanca estão representados na figura 5.3. Adotaremos a simplificação, com base no princípio da ação e reação, que o momento propiciado pelo quadríceps terá como braço de alavanca a distância da fixação proximal do quadril até o fêmur, ao invés da distância de fixação distal até a tíbia.

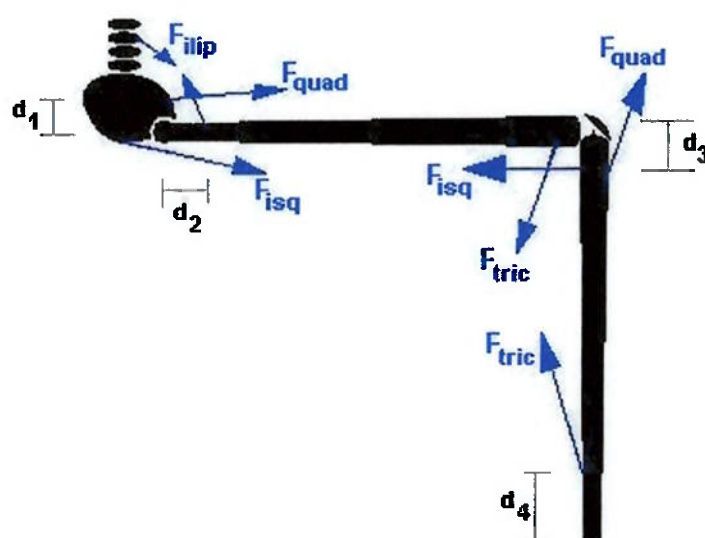


Fig. 5.3: Braços de alavanca da ação muscular

Vale lembrar que não será considerada nesta dedução dos momentos, o ângulo de incisão dos músculos, portanto, sua projeção na direção propícia para o movimento, pois estes ângulos já são considerados no modelo de cada grupo muscular.

i) Momento M_b na perna:

$$M_B = F_{quad} \cdot d_1 \cdot \sin \alpha_1 - F_{isq} \cdot d_3 \cdot \sin \alpha_3 - F_{tric} \cdot (L_2 - d_4) \cdot \sin \alpha_4 \quad (5.12)$$

Considerando as distâncias tiradas das coordenadas da tabela 5.a, teremos:

$$M_B = 0,044 \cdot F_{quad} \cdot \sin \alpha_1 - 0,0629 \cdot F_{isq} \cdot \sin \alpha_3 - 0,0538 \cdot F_{tric} \cdot \sin \alpha_4 \quad (5.13)$$

i) Momento M_a na coxa:

$$M_A = F_{ilip} \cdot d_2 \cdot \sin \alpha_2 \quad (5.14)$$

Considerando as distâncias tiradas das coordenadas da tabela 5.a, teremos:

$$M_A = 0,0626 \cdot F_{ilip} \cdot \sin \alpha_2 \quad (5.15)$$

O cálculo do momento no quadril (M_a), foram desconsideradas as forças do *tríceps* e *bíceps*, pois após os exames de palpação, foi constatado que estes estão pouco ativados, representando pouco antagonismo ao movimento de flexão do quadril. Diferentemente da extensão do joelho, onde ambos os grupos musculares tem participação antagonista. Esta ação antagonista de frenamento da extensão do joelho é necessário, caso contrário haverá a hiperextensão do mesmo, podendo causar lesão ao menisco e aos ligamentos do joelho.

6. SIMULAÇÃO DOS MODELOS MATEMÁTICOS

A simulação dos modelos matemáticos, muscular e de corpos rígidos será feita no software livre SCILAB, V. 3.1.1. Será utilizada o algoritmo de integração pelo método de Rung-Kutta, disponível no SCILAB.

Para o modelo de músculo será utilizado uma simplificação proposta por Menegaldo (1997), que após ter feito a simulação para alguns grupos musculares da perna e quadril utilizando o modelo não-linear de Zajac, modificado por ele mesmo, propôs um modelo linear com constantes determinadas pelo não linear, mais simples de ser implementado.

Entretanto, este modelo linear proposto por Menegaldo foi utilizado por ele para simulações de contração isométrica. Podemos utilizar este modelo, mesmo tendo contrações concêntricas e excêntricas durante o chute, pois este é feito em cadeia aberta, ou seja, não havendo impacto, o pé estará suspenso no ar e sendo mantido por contrações isométricas nessa posição. E mesmo sendo uma contração isométrica, até que o músculo chegue ao ponto onde não há mais alongamento das fibras, temos a contração concêntrica do mesmo.

Na identificação do sistema linear equivalente pode ser feita uma analogia com um circuito elétrico RC paralelo com uma fonte de corrente. A equação diferencial de um destes circuitos é a seguinte:

$$\frac{dV}{dt} + \frac{1}{RC} V - \frac{I}{C} = 0 \quad (6.1)$$

tal que R, C, V e I são respectivamente a resistência, a capacitância, a tensão e a corrente fornecida pela fonte. Sua resposta temporal ao estado nulo, para uma excitação tipo degrau unitário é dada por:

$$V(t) = R(1 - e^{-t/RC}) \quad (6.2)$$

sendo o produto RC a constante de tempo do circuito, ou o tempo necessário para a tensão atingir 63% do valor de regime. Para um degrau unitário, este valor é igual a R.

A analogia permite associar a tensão no capacitor V com a força nos tendões F^T ; fazendo a constante de tempo $T=RC$, ou $C=T/R$, a equação equivalente para o atuador músculo-tendíneo fica:

$$\frac{dF^T}{dt} + \frac{1}{T}F^T - \frac{R}{T} = 0 \quad (6.3)$$

e a resposta:

$$F^T = R(1 - e^{-t/T}) \quad (6.4)$$

Medindo a força em regime do atuador não-linear e a constante de tempo, são identificados R e T . As respostas do sistema não-linear para a força muscular e para o sistema linear equivalente mostraram-se suficientemente próximas, como mostra a figura 6.1 para o músculo *reto femoral*.

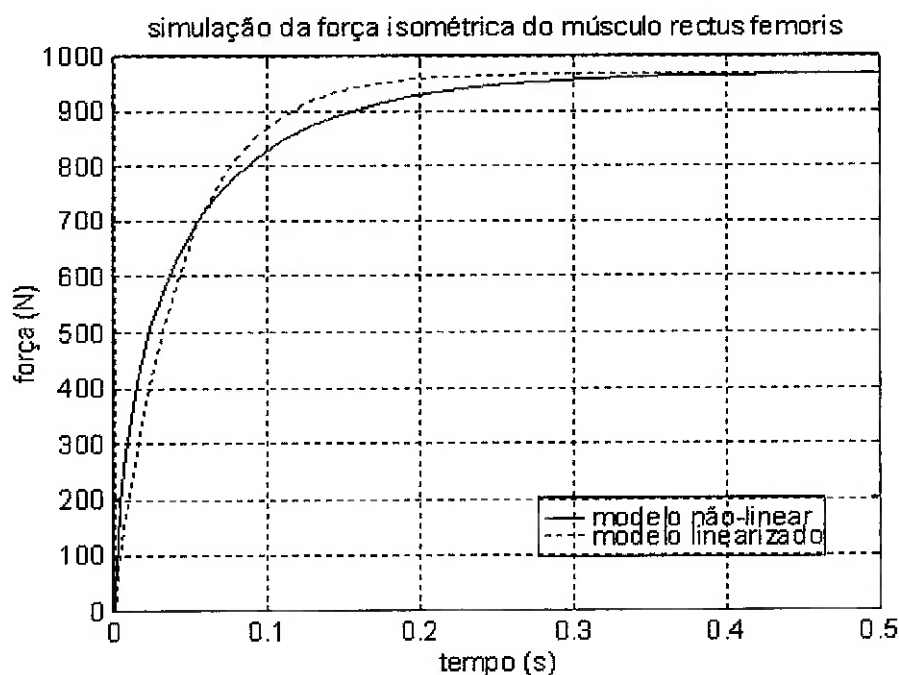


Fig. 6.1: Resultado da simulação do atuador não-linear e linear equivalente para o músculo *reto femoral*. O eixo y indica a força entre a origem e a inserção do músculo, isto é, a força no tendão.

As constantes obtidas por Menegaldo para os grupos musculares que estão sendo estudados neste trabalho encontram-se na tabela 6.a.

Os tempos para início da ativação, assim como o grau de ativação de cada grupo muscular foi estimado através da análise dos resultados dos exames de eletromiografia.

Tabela 6.a: Parâmetros dos atuadores músculo-tendíneos lineares equivalentes

Ordem	Grupo	músculo	T(s)	R(N)
1	Ilipsoas	<i>Iliaco</i> <i>Psoas</i>	0,0058	1501.5
2	Bíceps	<i>Semitendinoso</i> <i>Semimenbranoso</i> <i>(Isquiotibiais)</i>	0,0303	2353.0
3	Tríceps	<i>Gastro lateral</i> <i>Gastro medial</i>	0,0436	2151.0
		<i>Soleus</i>	0,0562	3664.2
4	Quadríceps	<i>Reto femoral</i>	0.0435	911.0
		<i>Vasto latera</i> <i>Vasto medial</i> <i>Vasto intermedio</i>	0,0212	5485.0

6.1. Código fonte do modelo

CHUTE_FRONTAL.sce

clear

function yd=f(t,y)

a1_max=0.95;

a2_max=0.0448;

a3_max=0.0463;

a4_max=0.98;

//Ativação do Ilipsoas

if t<0.001 then

 a1=0;

 t1=0;

end

if t>=0.001 then

 t1=t-0.001;

 if t<=0.4 then

 a1=a1_max*(1-(0.4-t1)/0.4);

 end

 if t>=0.4 then

 a1=a1_max;

 end

end

//Ativação do Biceps

if t<0.3 then

 a2=0;

 t2=0;

end

```

if t>=0.3 then
    t2=t-0.3;
    if t<=0.95 then
        a2=a2_max*(1-(0.65-t)/0.65);
    end
    if t>0.95 then
        a2=a2_max;
    end
end

//Ativação do Triceps
if t<0.6 then
    a3=0;
    t3=0;
end
if t>=0.6 then
    t3=t-0.6
    if t<=0.95 then
        a3=a3_max*(1-(0.35-t3)/0.35);
    end
    if t>0.95 then
        a3=a3_max;
    end
end

//Ativação do Quadriceps
if t<0.6 then
    a4=0;
    t4=0;
end
if t>=0.6 then
    t4=t-0.6
    if t<=0.95 then
        a4=a4_max;
    end
    if t>0.95 then
        a4=0.5;
    end
end

T = [0.0435 0.0058 0.00004667 0.0037 0.0303 0.0212 0.0436 0.0562 0.0188];
R = [911 1501.5 1837.8 1895.3 2353 5485 2151 3664.2 1430.4];
alfa_grau = [5 20 0 0 10 5 8 25 0];
alfa_rad = alfa_grau*(2*pi/360);

Filip = a1*R(2)*(1- exp(-t1/T(2)))*sin(alfa_rad(2));

Fbicep = a2*R(5)*(1- exp(-t2/T(5)))*sin(alfa_rad(5));

F7 = a3*R(7)*(1- exp(-t3/T(7)))*sin(alfa_rad(7));
F8 = a3*R(8)*(1- exp(-t3/T(8)))*sin(alfa_rad(8));
Ftric = F7 + F8;

F1 = a4*R(1)*(1- exp(-t4/T(1)))*sin(alfa_rad(1));
F6 = a4*R(6)*(1- exp(-t4/T(6)))*sin(alfa_rad(6));
Fquad = F1 + F6;

Ma=0.0626*Filip - 0.0538*Ftric;

```

```

Mb=0.0044*Fquad - 0.0538*Ftric - 0.0629*Fbicep;

k1= ((m1+m2)*L1^2)/3 + m2*L1^2;
k2= (m2*L1*L2/2)^2 -((m2*L2^2)/3)*k1;

yd(1)= y(2);
yd(2)= (m2*L2*(L1*Mb/2 -L2*Ma/3) +(m2*L1*(L2^2)*g*(m1/2 +m2)/3)*sin(y(1)) -
g*(m2^2)*(L2^3)*sin(y(3))/6)/k2;
yd(3)= y(4);
yd(4)= (m2*L1*L2*Ma/2 - k1*Mb + (k1*m2*g*L2/2)*sin(y(3)) - (m2*L2*(L1^2)*g*(m1/2
+m2)/2)*sin(y(1)))/k2;
endfunction

massa=87; //kilogramas
m1=0.097*massa;
m2=0.059*massa;
L1=0.45; //metros
L2=0.45;
g=9.81; //m/s2

t0=0;
t=[0:0.01:1];

y0 = [0;0;0;0];
yd0 = [0;0;0;0];

y=ode(y0,t0,t,f);

y_grau=y*(360/(2*pi));

vel_joelho_rads= y(2,:);
vel_pe_rads= y(4,:);

vel_joelho_ms= y(2,:)*L1;
vel_pe_ms= y(4,:)*L2;

vel_pe_abs=vel_joelho_ms + vel_pe_ms;

plot(t,y_grau(1,:),t,y_grau(3,:))
xlabel('Deslocamento angular','tempo(s)','teta(graus)')

plot(t,vel_joelho_ms,t,vel_pe_ms,t,vel_pe_abs)
xlabel('Velocidades relativas e absoluta','tempo(s)','Velocidade (m/s)')

```

7. RESULTADOS DAS SIMULAÇÕES

Os resultados obtidos da simulação para as variáveis cinemáticas, ou seja, os ângulos de flexão do quadril e extensão do joelho, e as forças musculares obtidas com o modelo, estão nas figuras 7.1 e 7.2.

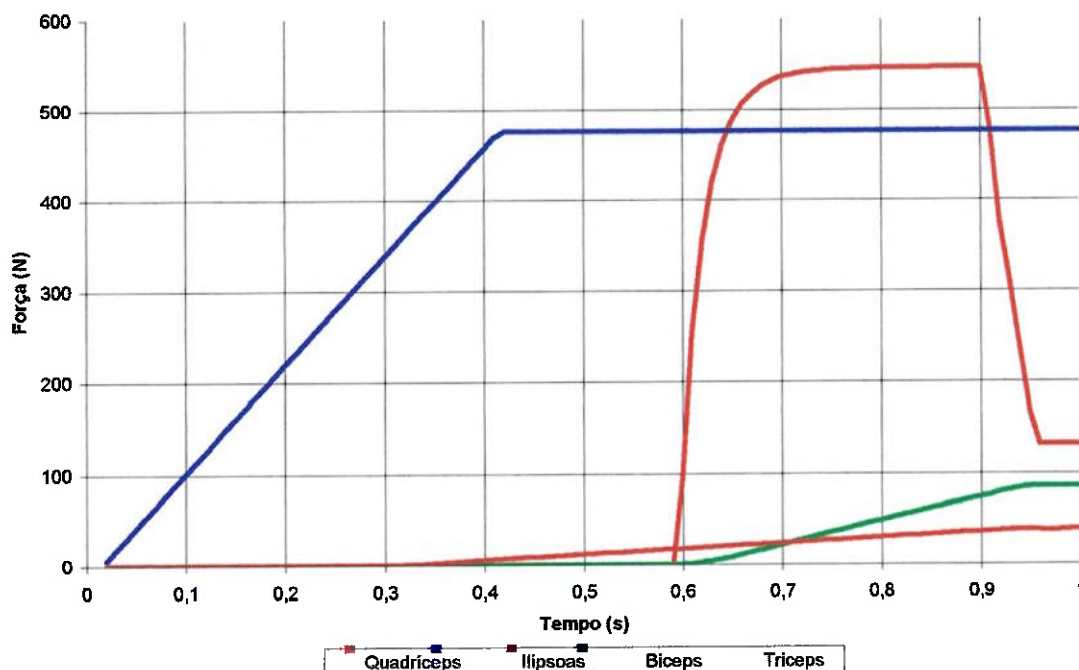


Fig. 7.1: Forças de contração dos grupos musculares atuantes no chute frontal

As forças da figura 7.1 foram obtidas através do modelo linear desenvolvido por Menegaldo (1997), com as ativações estimadas a partir dos exames de eletromiografia e de palpação. É importante ressaltar que, a ativação do *ilípcas* foi estimada por não ser possível analisar a ativação deste com eletromiografia não invasiva. Nestas estimativas foram encontradas as maiores fontes de erro, sendo necessárias várias simulações teste para refinamento destes parâmetros.

Podemos claramente notar que o *ilípcas* é o responsável pela sustentação de toda a perna durante o chute frontal, sendo quase que unicamente responsáveis, dentre os músculos estudados neste trabalho, pela flexão do quadril.

Notamos também que o *quadriceps* que irá realizar a maior força dentre os músculos estudados, e toda essa força está concentrada num curto espaço de tempo.

Com estas forças como entrada da simulação, podemos obter os deslocamentos angulares e as velocidades do joelho e do pé, como demonstrados nas figuras 7.2 e 7.3.

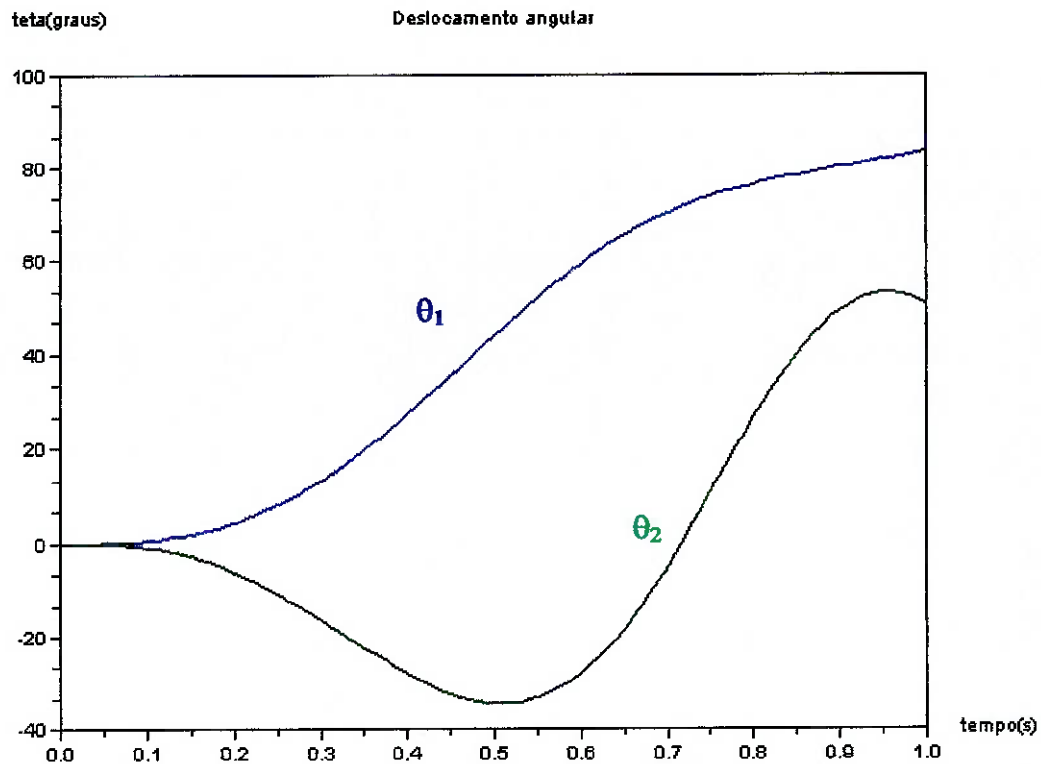


Fig. 7.2: Ângulos de flexão do quadril (θ_1) e de extensão do joelho (θ_2)

Podemos observar que a simulação da flexão do quadril (θ_1) ficou muito próximo do esperado, quase atingindo o ângulo de estabilização, com máximo de $83,5^\circ$. Note que aproximadamente, a partir de 0,6s, momento do início da ativação do *quadriceps*, e início da movimentação da perna, a diminuição da inclinação da curva, demonstra o início da estabilização da coxa, onde havia sido definido como fim da primeira fase e início da segunda.

Entretando, o comportamento da curva da extensão da perna (θ_2) não se apresenta de modo satisfatório, apesar de estar correta. Isso se deve ao declive inicial da curva, que termina aproximadamente em 0,5s, quando temos o início da ação de estabilização do pé por parte do *biceps*, e em 0,6s, quando temos o início da segunda fase do chute com o acionamento do *quadriceps*. Este declive inicial, ou seja, um

ângulo negativo inicial, provavelmente se deve a inércia da perna, que ao ser arrastada pela coxa, e devido a momento nulo no joelho nesse instante. Apesar de, após a ativação do *quadriceps*, principal extensor do joelho, não termos o ângulo da perna próximo aos 90° , chegando em um máximo de $52,9^\circ$, considerando que esta partiu de $-32,9^\circ$, obtemos uma amplitude de movimento de $85,8^\circ$, próximo do que seria esperado. Este comportamento é decorrência da não inclusão de alguns grupos musculares neste modelo, devido a dificuldade de encontrar parâmetros para estes. Grupos estes responsáveis tanto pela ação agonista, quanto antagonista da exensão do joelho.

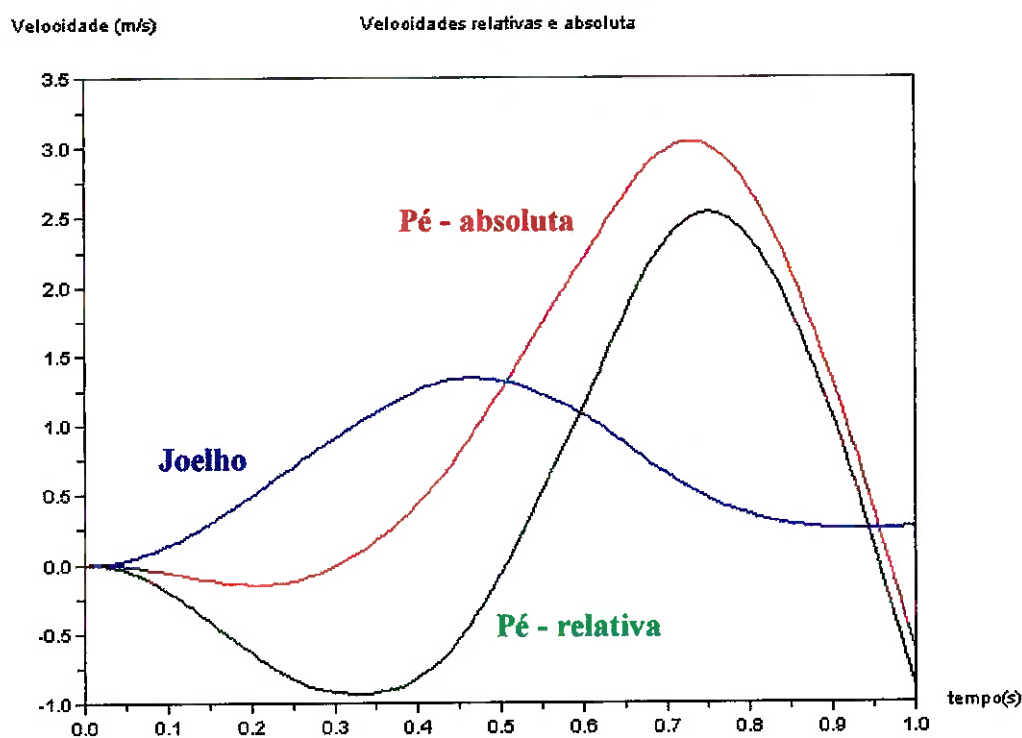


Fig. 7.3: Velocidades do pé, relativa ao joelho, e absoluta, e do joelho na execução do chute frontal

O comportamento destas curvas é bem próxima do esperado, onde a velocidade máxima atingida pelo joelho, de $1,34\text{m/s}$ é menor que a velocidade relativa máxima atingida pelo pé, de $2,54\text{m/s}$, devido a inércia de cada parte. A velocidade máxima absoluta máxima do pé, de $2,98\text{m/s}$, que ocorre em $0,75\text{s}$ deveria,

ocorrer próximo ao término do movimento, em 1,0s, ou seja, no momento do impacto.

Isso ocorre devido ao mesmo comportamento observado nas curvas da fig. 7.2, onde a velocidade negativa inicial da perna está influenciando no desenvolvimento do restante do movimento da mesma.

Deve ser lembrado que esta é velocidade absoluta, tomando como referencial o quadril estático. Caso tivessem sido considerados o movimento planar e a rotação do quadril, teríamos uma velocidade absoluta maior que a encontrada nesta simulação.

8. CONCLUSÃO

Da necessidade de se entender os modelos matemáticos existentes foi preciso, primeiramente, entender a fisiologia muscular buscando informações na literatura médica. Escolhido o modelo mais completo e adequado às necessidades, notamos que as informações se complementam, mostrando a validade do modelo matemático selecionado a ser utilizado nas simulações a serem executadas.

Devido a muitas simplificações adotadas no desenvolvimento do modelo de corpos rígidos, tais como desprezar o quadril, a velocidade inicial do fêmur devido à rotação do quadril e alguns grupos musculares menores que também atuam no movimento, este tornou-se bastante simples, impossibilitando qualquer análise dos músculos fletores e extensores do quadril, nos limitando somente a analisar os músculos da coxa e da perna.

Foram encontradas dificuldades encontradas durante a simulação da união dos modelos de músculo e corpos rígidos, sendo a maior delas na estimação de alguns parâmetros referentes aos grupos musculares, impossíveis de serem mensurados precisamente, outros não disponíveis na literatura pesquisada, tornando a simulação e os resultados cinemáticos com alguns desvios do esperado. Esses parâmetros, tais como grau ou potencial de ativação, comprimentos de segmentos e distâncias de fixação dos tendões as articulações, são vitais para o correto funcionamento do modelo, daí as imprecisões encontradas nos resultados. A principal ferramenta para estimar os instantes e grau de ativação de cada grupo muscular foram obtidos através da análise do examen e eletromiografia.

Foi possível identificar os grupos musculares mais solicitados durante o chute frontal, dentre eles o *quadriceps*, que desenvolve a maior força, no menor espaço de tempo, e o *ilípcas*, que realiza contração isométrica durante boa parte do chute, sustentando todo o peso da perna e a estabilizando. Os grupos musculares *tríceps* e *isquiotibiais* foram identificados como principais músculos antagonistas ao movimento, sendo que este antagonismo depende muito do grau de destreza e treinamento do indivíduo executando o chute, mas também são importantes para que não haja hiperextensão do joelho, motivo principal de muitas lesões causadas nos meniscos e ligamentos.

Não podemos tomar os dados de velocidade obtidos na simulação como sendo reais, mas somente uma estimativa, pois seria necessário somar a velocidade encontrada a velocidade do quadril, devido ao seu deslocamento e rotação. Nos treinamentos de artes marciais, é notada a diferença de força e velocidade de qualquer tipo de chute, quando este é executado com a correta rotação do quadril.

É válido demonstrar que para os diversos movimentos realizados dentro da área esportiva podem ser estudados da mesma maneira, possibilitando assim encontrar os músculos a serem melhor trabalhados a fim de aumentar a eficiência durante a prática esportiva.

9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

SMITH, L. K.; WEISS E.L.; LEHMKUHL L.D. **Cinesiologia Clínica de Brunnstrom**. 5ª ed. Editora Manole Ltda, 1997. Tradução: Dr. Nelson Gomes de Oliveira.

KENDALL, F. P.; McCREARY, E. K. **Músculos: Provas e Funções**. 3ª ed. Editora Manole Ltda, 1986. Tradução: Dr. Nelson Gomes de Oliveira.

MENEGALDO, L. L. **Modelagem Matemática, Simulação e Controle Artificial da Postura em Seres Humanos**, Tese (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, 1997.

MENEGALDO, L. L. **Modelagem biomecânica e controle ótimo da postura humana através de algoritmos baseados na teoria das aproximações consistentes**. 2001. 315p. Tese (Doutorado) – Escola Politécnica, Universidade de São Paulo. São Paulo, 2001

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. **Bases Biomecânicas do Movimento Humano**. Editora Manole Ltda, 1999.

KAPANDJI, I. A. **Fisiologia Articular**. 5ª ed. Editora Manole Ltda, 1990. v. 3.

GREENWOOD, DONALD T. **Principles of Dynamics**. Prentice-Hall, Inc, New Jersey, 1965.

SHABANA, AHMED A. **Dynamics of Multibody Systems**. 2ª ed. Cambridge University Press, 1998

WINTER, DAVID A. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. 2ª ed. John Wiley & Sons, Inc. University of Waterloo, Ontario, Canada, 1990.