



## COMPARTILHAMENTO DE TORQUE EXTENSOR DE JOELHO ENTRE OS MÚSCULOS DO QUADRÍCEPS FEMORAL POR MODELO *EMG-DRIVEN*

Viviane Bastos de Oliveira

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientadores: Luciano Luporini Menegaldo  
Liliam Fernandes de Oliveira

Rio de Janeiro

Abril de 2014

COMPARTILHAMENTO DE TORQUE EXTENSOR DE JOELHO ENTRE OS  
MÚSCULOS DO QUADRÍCEPS FEMORAL POR MODELO *EMG-DRIVEN*

Viviane Bastos de Oliveira

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO  
LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA (COPPE)  
DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS  
REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM  
CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Examinada por:

---

Prof. Luciano Luporini Menegaldo, D.Sc.

---

Prof. Wagner Coelho de Albuquerque Pereira, D.Sc.

---

Prof. Marcos Duarte, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

ABRIL DE 2014

Oliveira, Viviane Bastos de

Compartilhamento de torque extensor de joelho entre os músculos do quadríceps femoral por modelo EMG-Driven / Viviane Bastos de Oliveira. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2014.

XI, 74 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Luciano Luporini Menegaldo

Liliam Fernandes de Oliveira

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2014.

Referências Bibliográficas: p. 54-66.

1. Compartilhamento. 2. Torque. 3. EMG-Driven. 4. Quadríceps femoral I. Menegaldo, Luciano Luporini, *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

# Dedicatória

Dedico esta dissertação a minha mãe e ao meu padrasto que estiveram ao meu lado do início ao fim, encorajando-me a enfrentar os desafios e fazendo-me crer que toda luta seria válida!

# Agradecimentos

Há dois anos, esse sonho se tornou possível, primeiramente por Deus, que sempre foi a minha força interior e que nunca me faltou em nenhum momento da vida. Foi este mesmo Deus que colocou em minha vida, minha mãe e meu padrasto, meus anjos, e que somente eu sei e agradeço o quanto abdicaram de suas vidas para proporcionar-me o melhor ensino. Agradeço também a todos da minha família pela constante torcida pelo meu sucesso.

Agradeço à minha orientadora, Liliam Fernandes de Oliveira, por sempre ter acreditado no meu potencial e por ter sido a luz que me guiou por esses caminhos. Ao meu orientador, Luciano Luporini Menegaldo, agradeço por ter me ensinado a compreender que para novos conhecimentos não há fronteiras e por todo enriquecimento ao meu trabalho. À ambos agradeço imensamente por toda paciência e compreensão a mim dispensada.

Agradeço à família que construí no PEB, principalmente minhas amigas, Nat, Carol, Lets, Aline, Lili, Rachel, Binha, Lyvia e Bia, sem as quais meus dias não serão mais os mesmos. Lembrarei com ternura de todos os momentos de risadas, “choros e lamúrias”. Aos amigos do LUS e do LAPIS agradeço pelo carinho com o qual sempre fui acolhida nos laboratórios.

À grande equipe, Kelly, Thiago Matta, Monisa, Gerken, Leonardo, Gabriel, Marcelle, Hélio, Juliano e Elaine, agradeço pela colaboração durante as coletas. À Carol e Binha agradeço duplamente por estarem ao meu lado do início ao fim dos testes.

Ao Cláudio, ao Mário, ao Tiago Rocha, à Jéssica e à Evelyn, agradeço pela força que foi essencial para a conclusão desta dissertação.

Aos professores do PEB, agradeço a todo conhecimento transmitido, principalmente aqueles que se tornaram meus conselheiros, Wagner Coelho de Albuquerque Pereira e Marco Antônio von Krüger. Ao Alexandre Jacobina, agradeço por trazer a praticidade e simples soluções para problemas que pareciam ser insolucionáveis. Ao CNPQ, à FAPERJ, à FINEP e à CAPES, agradeço o apoio financeiro a este trabalho.

E a tantos outros que eu jamais esquecerei, agradeço por neste momento ter uma única certeza: Que sentirei muitas saudades do mestrado!

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

## COMPARTILHAMENTO DE TORQUE EXTENSOR DE JOELHO ENTRE OS MÚSCULOS DO QUADRÍCEPS FEMORAL POR MODELO *EMG-DRIVEN*

Viviane Bastos de Oliveira

Abril/2014

Orientadores: Luciano Luporini Menegaldo

Liliam Fernandes de Oliveira

Programa: Engenharia Biomédica

Quantificar a contribuição muscular individual para o torque articular é um desafio para os estudos de Biomecânica. Os modelos acionados por EMG (*EMG-Driven*) geram estimativas de força individual e, portanto, o torque gerado por um único músculo. Assim, o objetivo deste estudo foi estimar a contribuição percentual do vasto intermédio (VI), vasto lateral (VL), vasto medial (VM) e do reto femoral (RF) ao torque extensor do joelho de 20 jogadores de futebol, durante uma contração isométrica, por um modelo *EMG-Driven*. Foram obtidas imagens de ultrassom dos voluntários para estimar parâmetros individuais. Os sinais de EMG sincronizados com o torque foram adquiridos durante uma contração submáxima de 40%. Os parâmetros individuais e os sinais de EMG serviram como entrada para três diferentes métodos para estimar o EMG do VI, um músculo profundo. O torque medido e os torques estimados foram comparados pelo erro médio quadrático. As contribuições percentuais encontradas nos três modelos foram: RF – 11,39 a 11,58%; VM– 25,73 a 26,48%; VI – 28,66 a 30,05%; e VL – 32,80 a 33,39%. O VL teve contribuição significativamente maior que os demais músculos, enquanto o RF foi significativamente menor que os vastos. Os erros de estimativa foram de 11,58 a 14,71% e a correlação entre os torques medido e estimado foi alta. Desta forma, conclui-se que em uma contração isométrica de média intensidade o VL é principal gerador de torque.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

KNEE EXTENSION TORQUE SHARING AMONG QUADRICEPS FEMORIS  
MUSCLES ESTIMATED BY EMG-DRIVEN MODEL

Viviane Bastos de Oliveira

April/2014

Advisors: Luciano Luporini Menegaldo

Liliam Fernandes de Oliveira

Department: Biomedical Engineering

Quantifying the individual muscle contributions to joint torque is a challenge for studies of Biomechanics. The EMG-Driven models generate estimates of individual strength and thus the generated torque by a single muscle. The aim of study was to estimate the percentage contribution of the *vastus intermedius* (VI), *vastus lateralis* (VL), *vastus medialis* (VM) and *rectus femoris* (RF) at the knee extensor torque of 20 soccer players, during an isometric contraction by an EMG-Driven model. Ultrasound images from the volunteers were obtained to estimate individual parameters. EMG signals synchronized with the torque were acquired at submaximal contraction of 40%. The individual parameters and the EMG signals were used as input for three different methods to estimate the EMG of the VI, a profound muscle. The measured torque and estimated torques were compared by the mean square error. The percentage contributions found in three models were: RF - 11.39 to 11.58%; VM - 25.73 to 26.48%; VI - from 28.66 to 30.05%; and VL - from 32.80 to 33.39%. The VL contribution was significantly higher than the contribution of the other muscles, while the RF was significantly lower than vastii. The errors were estimated from 11.58 to 14.71 % and the correlation between measured and estimated torque was high. Thus, it is concluded that in an isometric contraction of moderate intensity VL is the main torque generator.

# Sumário

1	Introdução .....	1
2	Objetivos.....	4
2.1	Objetivo Geral .....	4
2.2	Objetivos Específicos .....	4
3	Fundamentação Teórica.....	5
3.1	Anatomia e Biomecânica da musculatura extensora do joelho .....	5
3.2	Inervação e padrões de ativação .....	6
3.3	Parâmetros de arquitetura muscular e relações biomecânicas.....	7
3.4	Atividade eletromiográfica dos componentes do quadríceps .....	11
3.5	Modelos de biomecânica muscular.....	13
4	Revisão de Literatura.....	18
5	Materiais e métodos.....	22
5.1	Recrutamento da amostra .....	22
5.2	Instrumentação.....	22
5.3	Desenho experimental .....	23
5.3.1	Procedimentos com ultrassom .....	25
5.3.2	Dinamometria e eletromiografia sincronizadas .....	27
5.3.3	Modelagem .....	29
5.4	Análise estatística .....	32
6	Resultados.....	35
6.1	Comparação dos torques entre os músculos .....	35
6.2	Comparação dos torques entre os modelos.....	38
6.3	Comparação dos erros de estimativas.....	42
6.4	Correlação entre os torques medidos e estimados .....	43
6.5	Comparação entre os EMG's normalizados .....	45
7	Discussão .....	47
8	Conclusão .....	53

Referências Bibliográficas.....	54
Apêndice A.....	67
Apêndice B.....	73

# Lista de Siglas

AP / $\alpha$	Ângulo de penação
$a(t)$	Ativação muscular
ASTA	Área de secção transversa anatômica
ASTF	Área de secção transversa fisiológica
B	Coefficiente de amortecimento viscoso
CE	Elementos contráteis
CF	Comprimento de fibra
CFasc	Comprimento do fascículo
CVM	Contração voluntária máxima
EIAS	Espinha ilíaca ântero-superior
EMG	Sinais eletromiográficos
<i>EMGD-FE</i>	<i>EMG Driven Muscle Force Estimator</i>
$F^{CE}$	Força ativa
$F^M$	Força muscular
$F^{om}$	Força Máxima
$F^{PE}$	Somatório da força passiva
$F^T$	Força do tendão
ICC	Coefficiente de correlação intraclasse
$K^{pe}$	Elemento elástico
$k^T$	Rigidez do tendão
$l^M$	Comprimento de fibra muscular
$L^M$	Comprimento do element contrátil
$L^{om}$	Comprimento ótimo do músculo
PE	Elementos passivos
QF	Quadríceps femoral
RF	Reto femoral

SEE	Elementos elásticos em série
sEMG	Eletromiografia superficial
TE	Tensão específica
US	Ultrassonografia
$u(t)$	Excitação neural
VI	Vasto intermédio
VL	Vasto lateral
$v^m$	Velocidade máxima de encurtamento
$v^M$	Velocidade muscular
$v^{MT}$	Velocidade musculotendínea
VM	Vasto medial
VMusc	Volume muscular

# Capítulo 1

## Introdução

O interesse em esclarecer a função dos músculos componentes do quadríceps femoral (QF) não é recente. Lieb e Perry [1], em 1968, construíram um aparato com pesos e roldanas com o objetivo de compreender o papel dos componentes do QF durante a extensão do joelho em membros inferiores amputados. Os autores descreveram que o vasto intermédio (VI), o músculo mais profundo, foi o mais eficiente extensor, e o peso equivalente necessário para que os demais músculos levantassem o membro de 0 a 90° foi 12% maior que o peso aplicado unicamente no VI.

Este tema ainda é atual, principalmente para investigar possíveis padrões de desequilíbrio entre as distribuições de forças dos componentes deste agrupamento *in vivo* [2 – 5]. No entanto, quantificar a contribuição de um único músculo para o torque articular ainda é um paradigma para os estudos de biomecânica muscular.

O torque articular resulta da ação conjunta de diferentes atuadores (músculos) durante a execução de um movimento [6], que torna o sistema redundante. Na articulação do joelho, o torque extensor é originado pela ação integrada dos músculos componentes do QF: o VI, o Vasto Lateral (VL), o Reto Femoral (RF) e o Vasto Medial (VM). Por razões metodológicas, a quantificação direta da força individual de cada músculo *in vivo*, não pode ser amplamente empregada [7]. Por outro lado, estimativas de forças obtidas por meio de modelos biomecânicos da dinâmica muscular têm sido exploradas em várias áreas de estudos da biomecânica do movimento [7 - 12].

Hill [13] formulou um modelo de dinâmica de contração muscular, com um elemento passivo e um elemento contrátil. Zajac [14] reformulou o modelo de Hill [13], introduzindo a mecânica do tendão e tornando o modelo adimensional. Posteriormente, Menegaldo [15] incluiu ao modelo de Zajac [14] elementos elásticos e viscosos em paralelo com o elemento contrátil. Estas formulações permitiram modelar a dinâmica de contração muscular por um sistema de equações diferenciais.

O modelo de Zajac [14] vem sendo associado aos modelos de biomecânica muscular tipo EMG-Driven [7, 9-12, 16-18]. Os modelos tipo EMG-Driven permitem explicar um padrão de geração de força muscular incorporando parâmetros das relações constitutivas do músculo esquelético e da arquitetura muscular [7, 19, 20]. A exatidão das estimativas de forças pelo modelo EMG-Driven depende das entradas de ativação neural e parâmetros de arquitetura muscular [21]. Quando alguns parâmetros são estimados de dados extraídos diretamente do indivíduo, ao invés de parâmetros médios da literatura, as previsões de força tendem a gerar erros menores [22].

Vários trabalhos já aplicaram o modelo EMG-Driven no estudo da extensão do joelho, principalmente na marcha [23 - 25], em situações isométricas [7, 26]. As entradas de ativação neural de cada músculo do quadríceps são obtidas por meio de eletromiografia. No entanto, a eletromiografia de superfície não é adequada para a aquisição da ativação de um músculo profundo, tal como o VI.

Estes estudos solucionaram a questão estimando a excitação neural do VI pela média da ativação do VL e do VM [7 - 10, 16 - 18], ou por equações de regressão baseada na atividade eletromiográfica dos demais componentes do QF [12]. Um protocolo para aquisição de sinais eletromiográficos de superfície (sEMG) do VI foi recentemente proposto por Watanabe e Akima [27]. Os autores validaram este protocolo comparando sinais obtidos pela sEMG e eletrodos intramusculares. Este protocolo apresentou sinais do VI com uma interferência mínima do músculo adjacente, o VL [28]. É possível que os sinais do VI obtidos por esta abordagem reduza os erros de estimativas de força quando aplicados ao modelo *EMG-Driven*, uma vez que este protocolo permite estimar sinais registrados durante a atividade do próprio músculo, e não por estimativas matemáticas.

Implementando novas estratégias para se melhorar a exatidão do modelo, o *EMG-Driven* poderia servir como um aliado para compreender o compartilhamento dos componentes do QF durante a extensão do joelho.

A escolha da população de atletas, especialmente de jogadores de futebol, deve-se ao fato de que as características desse esporte requererem constantemente a execução de salto, aceleração, desaceleração e corrida, o que gera microtraumas repetitivos no joelho [29].

Em jogadores de futebol, os estudos costumam investigar o desequilíbrio entre os membros dominantes e não dominantes [30], ou a relação entre o torque extensor e o torque flexor do joelho [31, 32]. No entanto, o padrão de compartilhamento de torque relativo entre o VL, VI, VM e RF não foi estudado. A compreensão do compartilhamento de torque do QF poderá auxiliar o desenvolvimento de protocolos de reabilitação e treinamento de força.

# Capítulo 2

## Objetivos

### 2.1 Objetivo Geral

O objetivo deste estudo foi estimar a contribuição relativa dos componentes do QF no torque isométrico extensor do joelho de jogadores de futebol de campo, durante uma contração isométrica, utilizando um modelo de biomecânica muscular *EMG-Driven*.

### 2.2 Objetivos Específicos

- Comparar os EMGs normalizados dos quatro músculos;
- Estimar o compartilhamento de torque utilizando três métodos de entrada da excitação neural do VI no modelo: (1) eletromiografia superficial (sEMG); (2) média da EMG do VM e do VL; e (3) por uma equação de regressão.
- Comparar as diferenças (erro) obtidas com os três métodos para estimar o EMG do VI;
- Verificar o coeficiente de correlação entre o torque medido pelo dinamômetro com o torque estimado pelo modelo *EMG-Driven*.

# Capítulo 3

## Fundamentação Teórica

### 3.1 Anatomia do quadríceps femoral

O joelho é a mais complexa articulação do corpo humano [33]. O QF é o seu principal extensor, composto pelos três músculos vastos - VM, VL e VI – e pelo RF [34].

O RF é o único componente biarticular, que além de atuar no joelho, contribui na flexão do quadril. Possui duas cabeças tendinosas no osso pélvico, com uma inserção na espinha ilíaca ântero-inferior e outra na área rugosa superior do acetábulo. Alcançando a articulação do joelho, o RF se insere na parte superior da patela [35, 36] (Figura 1a). O RF é incapaz de realizar a extensão do joelho sem a participação dos demais músculos [37].

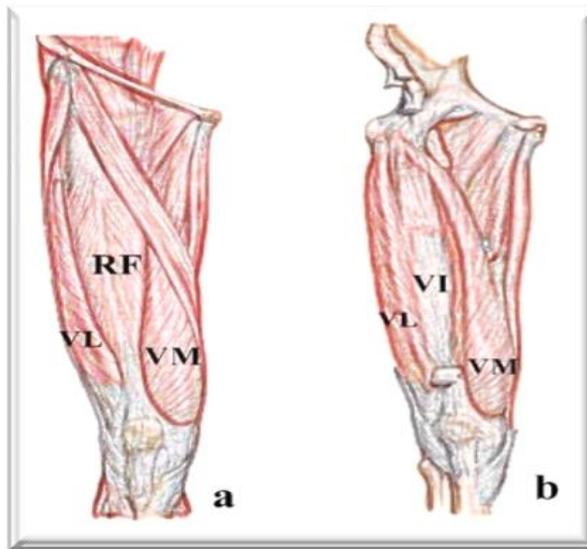


Figura 1: Anatomia do quadríceps femoral (QF). (a) Visão dos músculos superficiais reto femoral (RF), vasto lateral (VL) e vasto medial (VM) . (b) Visão do músculo profundo vasto intermédio (VI), após a remoção do ventre do RF [Adaptado de 38].

O VL é o músculo com maior área de secção transversa fisiológica (ASTF) do agrupamento do QF. Sua inserção proximal está no nível da linha intertrocantérica e suas

fibras se estendem em uma projeção fibrosa, até a inserção distal no retináculo lateral. O VI é o único músculo profundo do QF (Figura 1b). Possui inserção proximal no terço superior ântero-lateral do fêmur e, distalmente, se insere nas bordas superior e inferior da patela [34, 35, 39].

O VM apresenta um trajeto oblíquo, inserção proximal na linha intertrocantérica. Suas fibras convergem no tendão quadricipital e inserem-se no bordo medial da patela [36]. A orientação das fibras é mais penada na região distal [1, 40].

A área de secção transversa anatômica (ASTA) dos músculos RF, VL e VI diminuem no sentido proximal para distal, o que ocorre de forma inversa no VM [41]. O'Brien *et al.* [42], por meio de ressonância magnética, calcularam o volume total do QF, e encontraram uma proporção de 34% do VL, 28% do VI, 24% do VM e 14% do RF. Os quatro músculos apresentam diferenças geométricas entre si, o que confere diferentes comportamentos das curvas força-comprimento e força-velocidade.

### **3.2 Inervação e padrões de ativação**

O nervo femoral é responsável pela inervação do QF e é formado nas raízes L2 a L4 projetadas do plexo lombar [43, 44]. Embora seja especulado que o recrutamento de cada músculo varie conforme as mudanças de amplitude de movimento, os componentes do QF agem em conjunto e não há evidências de que um deles seja o principal responsável pela extensão. A posição ótima para atividade mioelétrica do QF em regime de isometria é a 90° [45].

O VM é suprido por uma divisão posterior do nervo femoral, que se subdivide em duas partes. O ramo mais fino e curto supre a região lateral do músculo. Já o ramo mais longo e espesso, supre a região medial. O terço superior do músculo é innervado por um ramo separado que está intimamente ligado ao VI. Seu terço inferior é a região mais innervada [46]. Lieb e Perry [1] relataram ainda que a região mais distal do VM, onde as fibras se encontram mais oblíquas, e que por isso recebeu a nomenclatura de vasto medial oblíquo, teria ainda um ramo de inervação independente.

De acordo com a literatura, o VI é suprido por três ramos. O principal entra no terço proximal do músculo e os outros dois ramos são provenientes do VL e do VM. Os nervos

que suprem o VI e o VL são tão próximos que uma punção realizada para um procedimento de eletroneuromiografia poderia selecionar a atividade de qualquer um dos dois [47].

O padrão de inervação do RF é peculiar. Uma grande projeção oriunda do ramo posterior do nervo femoral é dividida em dois sub-ramos, que aparentemente têm uma relação com o padrão de vascularização deste músculo, pois formam com ramificações de vasos, dois hilos neurovasculares [48, 49].

As atividades dentro do RF não são homogêneas durante a flexão de quadril, pois a região distal não é totalmente ativada e o maior padrão de ativação ocorre na região proximal. Este fenômeno pode estar relacionado ao arranjo ou a um padrão de inervação, sugerindo que o RF tenha uma região mais adaptada para desempenhar a flexão do quadril e outra a extensão do joelho [50, 51].

Akima *et al.* [52] investigaram a ativação coordenada dos músculos do QF durante exercícios de extensão de joelho. Os autores encontraram pelo menos duas estratégias para geração de força e observaram uma forte correlação da ativação do VI com o VM e VM, por ressonância magnética funcional.

Contudo, mesmo que ocorra uma aparente correlação na ativação dos vastos, a ativação dos músculos do quadríceps não segue um padrão de recrutamento similar durante a contração voluntária submáxima. Mathur *et al.* [53] realizaram uma análise espectral do EMG do QF, encontrando uma frequência mediana significativamente menor para o RF quando comparada ao VL e VM durante uma contração voluntária (CV) submáxima de 80%. No entanto essa diferença não foi significativa durante CV submáxima de 20%.

### **3.3 Parâmetros de arquitetura muscular e relações biomecânicas**

Os músculos esqueléticos possuem duas classificações, de acordo com o arranjo de suas fibras: fusiformes, onde a disposição das fibras é paralela e todas convergem em direção ao tendão e os penados, onde a disposição das fibras ocorre de forma oblíqua ao eixo de geração de força, inserindo-se na aponeurose interna. Lieber e Fridén [54] definiram que a forma na qual as fibras musculares estão organizadas macroscopicamente em relação ao eixo de geração de força muscular é chamada de arquitetura muscular. O ângulo de inserção das fibras e seu comprimento são parâmetros relevantes ao desempenho contrátil do músculo.

O comprimento da fibra tem grande influencia nas relações biomecânicas de força-comprimento e força-velocidade, interferindo desta forma na capacidade de força máxima. A unidade contrátil básica de um músculo, o sarcômero, é diretamente afetado pelo ângulo de penação (AP) e o comprimento da fibra (CF). O AP é o ângulo agudo entre a inserção do fascículo e a aponeurose interna do músculo e é determinante da linha de geração de força muscular (Figura 2). Acredita-se que a adição dos sarcômeros em paralelo aumentaria o diâmetro da fibra, com conseqüente aumento do AP. Logo, quanto maior o AP, maior o número de sarcômeros em paralelo. O CF estaria relacionado ao aumento do número de sarcômeros em série e com a velocidade da contração muscular. [55 – 58]

Os músculos do QF são caracterizados por grandes AP e ASTA. A ASTA refere-se área de um corte transversal no músculo que não deve ser confundida com ASTF, que representa, teoricamente, a soma das áreas de todas as secções transversais de cada fibra [54]. Em músculos fusiformes, ASTA pode ser considerada igual à fisiológica. Em músculos penados, tal como ocorre com o agrupamento quadricipital, as duas áreas são diferentes [56], e a estimativa da ASTF é mais complexa que a ASTA.

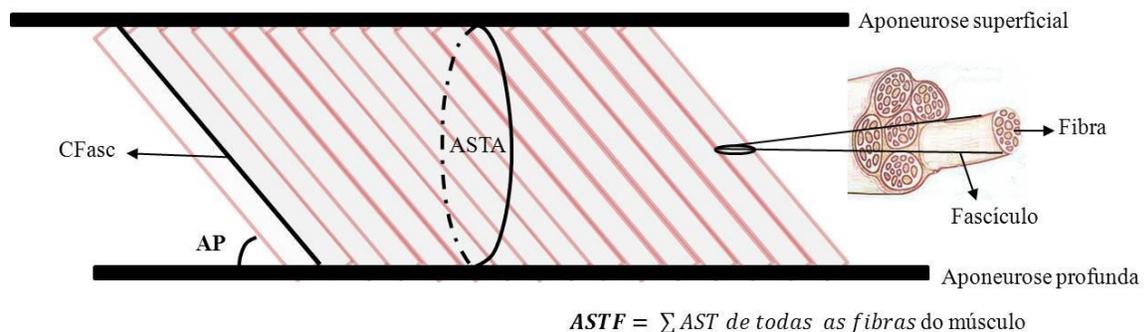


Figura 2: Representação geométrica de um músculo penado e de suas áreas de secção transversa anatômica (ASTA) e fisiológica (ASTF). O ângulo de penação (AP) e comprimento de fascículo (CFasc) são estruturas que podem ser visualizadas com ultrassom.

A ASTF tem um papel altamente relevante quando a capacidade de produção de força está em questão. Para compreender sua importância pode-se ter como exemplo dois músculos, cujos seus comprimento de fibra e AP são iguais. Considerando apenas estes dois últimos parâmetros, poderia pressupor que a força exercida pelos dois músculos é

semelhante. No entanto, se um deles tiver uma quantidade de fibras maior que o outro, ele terá uma ASTF maior. Se a ASTF de um for o dobro do outro músculo, as curvas força-comprimento e força-velocidade terão o mesmo perfil (Figura 3), no entanto a força tetânica máxima alcançada será maior para o músculo com maior ASTF.

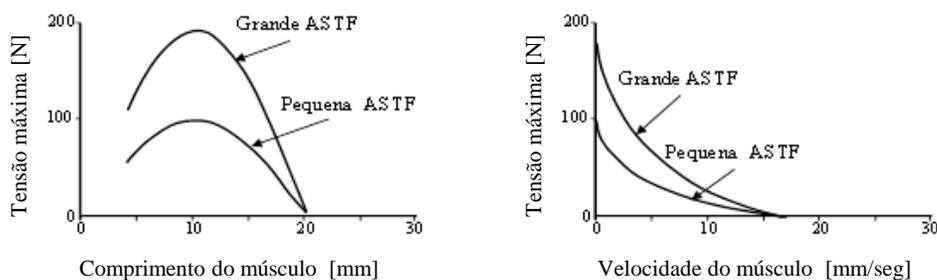


Figura 3: Comparação das propriedades de comprimento-tensão (a) e força-velocidade (b) durante a isometria para dois músculos com diferentes ASTF's [Adaptado de 54].

As curvas força-comprimento e força-velocidade são as propriedades biomecânicas básicas de um músculo. A curva força-comprimento explica que, no comprimento ótimo do músculo, há máxima interação entre os filamentos de actina e miosina dos sarcômeros, fazendo com que os músculos produzam mais força. O comprimento tem uma relação direta com a força, até o momento da máxima interação dos filamentos. Essa relação torna-se inversa quando os sarcômeros diminuem, perdendo gradualmente a interação entre os filamentos [59].

A relação entre a força e a velocidade é inversa. À medida que a força muscular diminui em função da velocidade de encurtamento, há uma queda da interação dos filamentos dos sarcômeros, e desta forma a capacidade do músculo em gerar força reduz [59].

A dificuldade de quantificar o total de fibras de um músculo, levou a uma aproximação matemática do que seria a ASTF, descrita a seguir (Equação 1) [54]:

$$ASTF (cm^2) = \frac{massa\ muscular\ (g) \times \cos(AP)}{\rho\ (g/cm^3) \times CF\ (cm)}, \quad (1)$$

onde  $\rho$  é a densidade muscular pré-estabelecida como 1,056 g/cm<sup>3</sup> para músculos de mamíferos.

Realizando uma substituição na Equação 1, é possível estimar a ASTF por meio do volume muscular (VMusc) (Equações 2 e 3):

$$VMusc (cm^3) = \frac{\text{massa muscular (g)}}{\rho (g/cm^3)} \quad (2)$$

$$ASTF (cm^2) = \frac{VMusc (cm^3) \times \cos(AP^\circ)}{CF (cm)} \quad (3)$$

O padrão-ouro para cálculo do VMusc é a técnica de ressonância magnética, o que gera altos custos operacionais para pesquisa. Menegaldo e Oliveira [26] elaboraram uma estratégia para obter a estimativa de ASTF de músculos do QF por dados adquiridos unicamente pela ultrassonografia (US). O VMusc foi obtido por meio da equação de regressão de Miyatani *et al.* [60], e medidas de AP e comprimento do fascículo (CFasc) obtidos por US. Esta técnica foi aplicada para o quadríceps em quatro voluntários.

As fibras não são estruturas visíveis por técnicas de imagens convencionais. No entanto, grupos de fibras ficam conectadas dentro de um fascículo e, seguramente, o fascículo pode representar funcionalmente suas fibras. O CFasc é claramente visualizado em imagens de US.

Para estimar o CFasc é necessário visualizar sua inserção nas aponeuroses superficial e profunda (Figura 2), o que não é possível para músculos grandes, como ocorre com os componentes do QF. Nesses casos, a largura dos transdutores costuma ter de 40 a 60 mm. Quando o CFasc é medido por meio de US convencional, deve ser adotada uma extrapolação trigonométrica [41].

Noorkoiv *et al.* [61] utilizaram a técnica de ultrassonografia panorâmica para estimar o CFasc do VL. Os autores encontraram alta confiabilidade (ICC = 0,95 a 0,99) nas medidas. Com a técnica foi possível visualizar todo o comprimento e assumir a curvatura do fascículo.

O AP pode ser mensurado por meio de US, que permite gerar imagens com resolução compatível com esta estrutura. Blazeovich *et al.* [41] mediram o AP dos músculos do QF utilizando ultrassom convencional, modo B, com transdutor de frequência central de 7,5 MHz. Dividindo o VI em porções anterior e lateral, observaram que a arquitetura muscular obtida abaixo do RF (porção anterior) foi a melhor preditora da estimativa de força. O coeficiente de correlação intraclasse (ICC) para o AP foi de 0,889 a 0,991, provando ser altamente confiável a reprodutibilidade das medidas.

Outro importante fator relacionado à capacidade de geração de força é a tensão específica (TE), que é a força muscular por secção transversa. A ASTF é o melhor parâmetro para normalizar a TE de um músculo penado [62].

Os estudos que quantificaram a TE em seres humanos recorreram a uma série de informações para estimá-la: eletromiografia, volume muscular, AP, CFasc, estimativa de ASTF, medidas de braço de momento, contração isométrica máxima a um comprimento ótimo da fibra, coativação dos antagonistas, etc [62 - 65]. Em humanos, a TE pode variar de 20 a 100 Ncm<sup>-2</sup>[62].

Para o QF foi estimada uma TE média de 30,3 ± 4,9 Ncm<sup>-2</sup>, cujo método adotado utilizou um conjunto de medidas de torque e braços de força dos músculos em testes dinamométricos [64].

Em recente estudo, O'Brien *et al.* [65] quantificaram a TE média do quadríceps de jovens e adultos sedentários. Os autores encontraram uma média de 55,02 ± 11 e 54,06 ± 14,2 Ncm<sup>-2</sup> para meninos e homens, respectivamente. A TE média foi maior em meninas e mulheres (57,03 ± 12,6 e 59,77 ± 15,3 Ncm<sup>-2</sup>). Neste estudo a equação utilizada para estimar a TE foi (Equação 4):

$$TE (Ncm^{-2}) = \frac{\text{força do tendão (N)} \times (\cos AP^{-1})}{ASTF (cm^2)} \quad (4)$$

### 3.4 Atividade eletromiográfica dos componentes do quadríceps

A despolarização gerada durante o processo de contração muscular é uma atividade elétrica que pode ser captada através da sEMG. A zona de inervação é a região da junção mioneural

onde o potencial de ação originado nas vias motoras superiores alcança o músculo e trafega em direção aos tendões proximal e distal. Estas ondas elétricas que trafegam em ambos os sentidos são detectadas pelos sensores – os eletrodos.

A seleção dos eletrodos utilizados na EMG interfere na qualidade do sinal. Basicamente, existem dois tipos de eletrodos: os superficiais e os invasivos. O tipo de eletrodo eleito varia conforme a proposta e a viabilidade do estudo. Os eletrodos invasivos são úteis para captação da atividade de músculos profundos. No entanto, esta técnica apresenta limitações, requerendo a presença de um profissional que seja licenciado, como os médicos no caso do Brasil, e pode causar desconforto. Além disso, este procedimento capta apenas a atividade de algumas unidades motoras em uma região pequena do músculo. O método superficial é o mais utilizado por ser não invasivo, indolor e capaz de captar a atividade de músculos grandes. O método superficial exige apenas um mínimo de treinamento do avaliador.

O eletrodo superficial capta a soma dos potenciais gerados pelas unidades motoras, permitindo detectar um sinal representativo da ativação neuromuscular global. No entanto, este sinal fica sujeito a inúmeras interferências, tais como: localização do ponto motor, efeito *crosstalk*, artefatos eletromecânicos, posicionamento incorreto etc [66].

O ponto motor é o local em que a mínima corrente elétrica gera um estímulo perceptível nas fibras musculares. O *crosstalk* é a influência da atividade da musculatura adjacente sobre o sinal do músculo de interesse. Com a finalidade de minimizar tais interferências, o protocolo de SENIAM (*Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles*) foi desenvolvido [67].

Em geral, os eletrodos são dispostos sobre a pele aos pares, distribuídos numa configuração bipolar. Conforme a recomendação de SENIAM, os eletrodos devem ser preferencialmente de Ag/AgCl, com uma distância de 20 mm de um centro ao outro, mantendo uma superfície de detecção suficiente e pequena o bastante para não gerar *crosstalk* [68].

Basmajian e Blumenstein [69] introduziram o conceito de área de mínimo *crosstalk*. Para o RF deve ser adotado o ponto de 50% entre a espinha ilíaca ântero-superior (EIAS) e a borda superior da patela. Para o VL, foi estabelecida a região distal de 25% entre EIAS e o tubérculo de Gerdy. Blanc *et al.* [70] complementaram este protocolo com o VM,

determinando sua área de mínimo *crosstalk* como 25% da distância do ligamento colateral medial da patela a EIAS.

Para assegurar a qualidade do sinal obtido, torna-se necessária a minimização da impedância na interface pele/eletrodo, por meio de limpeza da pele, tricotomia (remoção dos pêlos) e leve abrasão [68, 70].

Mesmo que uma série de precauções seja tomada, o EMG bruto deve passar por um processamento. Escolhendo uma frequência de amostragem suficiente alta, um filtro passa-banda deve ser aplicado para a eliminação dos ruídos. Este mesmo processo deve ser repetido no processamento do sinal pós-aquisição [71].

Mathur *et al.* [53] empregaram todos estes cuidados e encontraram alta confiabilidade teste e reteste nas aquisições da sEMG no RF, VL e VM durante as contrações isométricas submáximas de 80% e 20%, com coeficiente de correlação intraclasse de 0,95 e 0,97, respectivamente.

Por muito tempo, não se cogitou sobre a possibilidade de obter sinais do VI superficialmente, por se tratar de um músculo profundo. Apenas recentemente foi desenvolvido um protocolo de eletromiografia de superfície para este músculo [27]. A técnica mostrou boa aplicabilidade e o *crosstalk* do VL encontrado foi desprezível.

### **3.5 Modelos de biomecânica muscular**

A dinamometria é um método que permite quantificar o torque articular. Contudo, os dinamômetros não permitem medir isoladamente nenhuma das estruturas envolvidas no movimento. Conforme este panorama, a força exercida por um único músculo é desconhecida. Existem propostas de estimativa destas forças por meio de modelos de biomecânica baseados em dinâmica direta ou inversa. Na dinâmica inversa, as forças são estimadas através de dados de cinemetria e forças de reação e o problema da redundância de atuadores é solucionado através de otimização numérica. Na dinâmica direta, a força muscular é estimada a partir de modelos mecânicos de contração muscular cujas entradas são sinais de atividade mioelétrica. São estes os chamados modelos musculoesqueléticos EMG-Driven [7, 11].

Alguns estudos estabelecem uma relação direta entre o EMG e a torque medido pela dinamometria, para compreender a ativação destes músculos durante a execução de um

movimento e assim estabelecer uma relação com a força [72 - 75]. No entanto, estes estudos não consideraram as propriedades biomecânicas musculares, nem seus parâmetros de arquitetura muscular, quando há um importante papel da ASTF e da TE no desempenho de produção de força.

Os modelos EMG-Driven permitem associar sinais da EMG com parâmetros de arquitetura muscular. Para que um modelo neuromusculoesquelético seja bem aplicado, é recomendado que três passos sejam seguidos [11]:

1. Transformar o sinal neural em ativação muscular (dinâmica da ativação muscular);
2. Caracterizar como a ativação muscular é transformada em força nos tendões (dinâmica da contração muscular);
3. Transformar a força muscular em torque, considerando o braço de momento (geometria musculoesquelética);

O processo transformação do sinal neural não é uma tarefa simples. O sinal bruto obtido durante a eletromiografia precisa ser manipulado para que possa ser usado como dinâmica de ativação. A primeira etapa desse processamento é a normalização, retificação e da filtragem do sinal. Somente após a extração do envelope ou envoltória do sinal, este está pronto para o processo de transformação de excitação neural  $u(t)$  para ativação muscular  $a(t)$ . Esta transformação foi descrita por Piazza e Delp [76] pela Equação diferencial de 1ª ordem (Equação 5):

$$\frac{da}{dt} = (u - a)(k_1u + k_2) \quad , \quad (5)$$

onde as constantes de tempo  $k_1$  e  $k_2$  dependem do tempos de ativação ( $\tau_{act}$ ) e deativação ( $\tau_{deact}$ ):

$$\tau_{act} = \frac{1}{k_1 + k_2} \quad (6)$$

$$\tau_{deact} = \frac{1}{k_2} \quad (7)$$

Os autores determinaram os valores de 12 ms para ativação e 24 ms para desativação. Embora os valores de desativação tenham sido escolhidos empiricamente, simulações mostraram que aumentando ou diminuindo o valor de 24 ms, há pouco efeito.

Enquanto nos trabalhos de Zajac [14] e Piazza e Delp [76], a etapa de transição de  $u(t)$  para  $a(t)$  foi classificada como etapa de ativação muscular, Buchanan *et al.* [11] descreveram uma etapa intermediária, que foi classificada como ativação neural, pois de acordo com o autor, não há uma linearidade entre  $u(t)$  e  $a(t)$ .

Após o processamento da dinâmica de ativação, os sinais estão aptos a serem aplicados como entrada do modelo da dinâmica da contração. O modelo biomecânico de Hill [13] reconstitui as estruturas da musculatura com uma abordagem simplificada. De acordo com a reformulação de Zajac [14] no esquema do modelo de Hill [13] (Figura 4a), a força muscular ( $F^M$ ) é o somatório da força passiva ( $F^{PE}$ ) e força ativa ( $F^{CE}$ ), estando os elementos passivos (PE) e contráteis (CE) envolvidos na produção de força. A  $F^{CE}$  depende do comprimento de fibra muscular ( $l^M$ ), da velocidade ( $V^M$ ) e da  $a(t)$ .

Os elementos elásticos em série (SEE) representam a rigidez das pontes cruzadas dos sarcômeros, o que para alguns autores, é um parâmetro possível de ser desprezado. Este modelo tem boa exatidão e serve para diversas aplicações.

A modelagem apresentada por Zajac [14] considera as características de rigidez do tendão, força-velocidade, força-deslocamento e o ângulo de inserção das fibras musculares (Figura 4b).

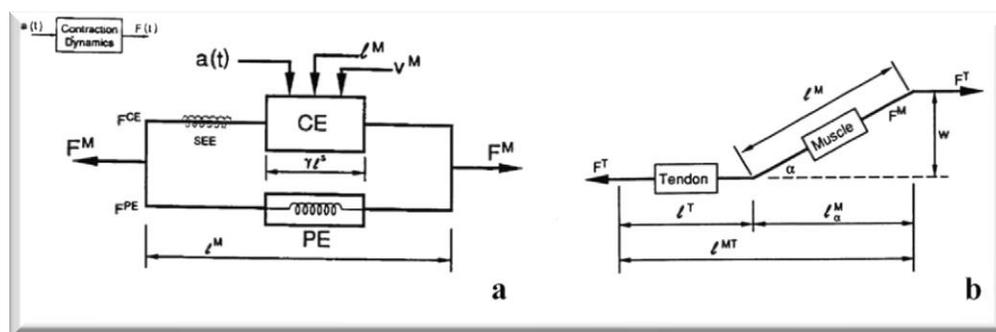


Figura 4: (a) Modelo de Hill. (b) Modelo adaptado por Zajac [14].

Mesmo com ampla aceitação pela comunidade científica [9 - 11,17,18], este modelo possui uma instabilidade numérica para situações de relaxamento muscular e baixas

intensidades de força. Para adaptar este modelo para qualquer comportamento muscular, foram incorporados elementos elásticos e viscosos em série com o elemento contrátil [15] (Figura 5).

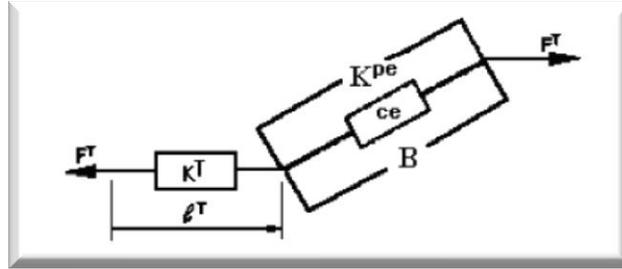


Figura 5: O elemento elástico ( $K^{pe}$ ) e o coeficiente de amortecimento viscoso (B) foi uma modificação proposta por Menegaldo [15].

Conforme os esquemas descritos anteriormente, a dinâmica de contração de um músculo pode ser modelado por um sistema de duas equações diferenciais [Equações 8 e 9]:

$$\dot{\tilde{F}}^T = \tilde{k}^T (\tilde{v}^{MT} - \tilde{v}^M \cos. \alpha) \quad (8)$$

$$\dot{\tilde{L}}^M = \tilde{v}^M \quad (9)$$

onde as variáveis adimensionalizadas  $\tilde{F}^T$  é a força do tendão;  $\tilde{k}^T$  é a rigidez do tendão;  $\tilde{V}^{MT}$  é a velocidade musculotendínea;  $\alpha$  é relativo ao ângulo de penação;  $\tilde{L}^M$  é relativo ao comprimento do elemento contrátil;  $\tilde{V}^M$  é a velocidade do elemento contrátil.

É inviável assumir todos os elementos destas equações como dados extraídos diretamente do indivíduo cuja força deseja-se modelar. Por isso, não é incomum assumir para estudos *in vivo*, dados mensurados em cadáveres. Porém, se o maior número possível de parâmetros puder ser medido diretamente do voluntário, o erro do modelo tende a ser menor.

A curva força-comprimento pode ser normalizada pela força isométrica máxima ( $F^{om}$ ) e pelo comprimento ótimo ( $L^{om}$ ), ao passo que a curva força-velocidade, obtida com

os experimentos de Hill [13], normaliza-se por  $F^{om}$  e pela velocidade máxima de encurtamento ( $v^m$ ). A  $F^{om}$  é calculada conforme a Equação 10:

$$F^{om}(N) = ASTF(cm^2) \times TE(Pa) \quad , \quad (10)$$

onde TE é a tensão específica em unidade Pascal.

Os parâmetros de TE e  $F^{om}$  estão sujeitos a grandes variabilidades quando estimados. No entanto, as alternativas apresentadas para estimá-los para que tais parâmetros fossem aplicados aos modelos *EMG-Driven* mostraram bons resultados, e o modelo apresentou um percentual menor de erro [20]. A TE e  $F^{om}$  são os dados mais sensíveis nessa classe de modelos.

# Capítulo 4

## Revisão de Literatura

O trabalho de Lieb e Perry [1] foi o precursor dos estudos sobre o comportamento diferenciado dos componentes do QF através de tração aplicada aos músculos de peças anatômicas (Figura 6).

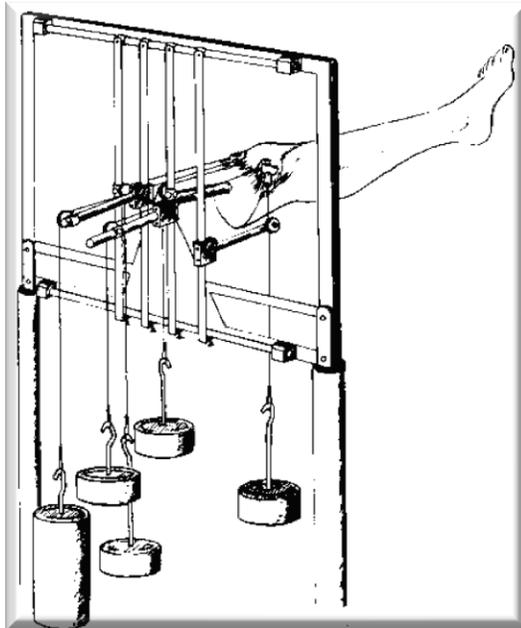


Figura 6: Aparato desenvolvido para avaliar o desempenho do vasto lateral, vasto medial, vasto intermédio e reto femoral [1] [Autorizado pela FBJS].

Neste trabalho, um sistema de cabos e roldanas foi preso no ventre remanescente de cada músculo do QF de membros inferiores amputados (Figura 6). Diferentes combinações de pesos foram depositadas nas pontas dos cabos e o ângulo entre o membro e o equipamento que construíram foi medido. Vários fatores foram observados. Quando os pesos foram aplicados em apenas um componente, o mais eficiente extensor foi o VI. Quando foram aplicadas diferentes combinações de pesos, o total foi bem próximo ao peso

adicionado unicamente no VI. O VL foi o que mais requereu peso para estender o membro de 90 a 60°.

Mesmo com limitações do desenho experimental, sua contribuição foi significativa para o conhecimento da arquitetura muscular e da biomecânica deste grupamento. Foi descrito o alinhamento médio das fibras dos músculos do QF em relação ao eixo do fêmur, e que na parte distal o VM tende a ser mais penado. Contudo não se pode transferir os resultados para situações funcionais, onde, *in vivo*, uma série de outros fatores pode afetar a produção de força destes músculos, principalmente o nível de ativação neural e o sinergismo.

Em experimentos com humanos, a produção de força do QF é analisada através de vários métodos, como a relação EMG-força [27], otimização estática [77], dinâmica inversa [25] e dinâmica direta [22]. Não há método definido como um padrão-ouro. Contudo o EMG, quando empregado em estudos de dinâmica direta ou inversa, pode diminuir os erros das estimativas [25].

Pincivero *et al.* [78] avaliaram a influência do gênero sobre a frequência mediana dos componentes superficiais do QF em diferentes intensidades níveis de força submáxima. Eles utilizaram a relação EMG-força e observaram que a variabilidade da frequência mediana, entre 10 e 90% da CVM, é significativamente maior para o VL comparado ao VM e do RF. Os autores concluíram que o recrutamento da fibra muscular é dependente dos parâmetros de arquitetura do músculo.

Outros estudos que abordaram a relação EMG-força compararam as atividades do VL, VM e do RF em tarefas monoarticulares ou conjuntas do joelho [79]. Também foram estudados os espectros de potência dos sinais de cada músculo durante uma contração isométrica [80] e o sinergismo durante a fadiga [81-83]. Estes trabalhos não monitoraram a ativação do VI .

O trabalho elaborado por Zhang *et al.* [84] avaliou o compartilhamento de carga entre o VI, VL, VM e RF em valores percentuais. Em seis indivíduos foi realizada a estimulação elétrica de cada componente individualmente. O potencial de ação muscular composto (onda M) de cada músculo, durante a extensão, gerado pela eletroestimulação foi usado para normalizar o EMG registrado em baixos níveis de torque (8 a 50 Nm). Para o VI foram utilizados eletrodos intramusculares e para os demais músculos, de superfície. Os

resultados revelaram cerca de 50% de contribuição do VI para o compartilhamento de carga. Os autores descreveram que o VI é favorecido por estar localizado na região central do eixo de geração de força.

Ruiter *et al.* [85], realizaram a EMG dos componentes superficiais antes e após induzirem a redução do aporte sanguíneo do VM. Observou-se um decréscimo de 24% do torque de contração submáxima de 20 a 35%, após o procedimento de isquemia. Assim como os trabalhos anteriores, eles não verificaram a ativação neural do VI.

Em um dos primeiros estudos a adotarem o protocolo de EMG superficial para o VI, Watanabe e Akima [72] utilizaram a ultrassonografia para identificar um local na região látero-distal da coxa em que não há sobreposição do VI pelo VL. Eles estudaram a relação direta EMG-Torque para verificar a excitação de cada músculo do QF em diferentes níveis de isometria, variando de 10 – 90% da contração máxima, com passo de 10 em 10%. Apenas em 30 e 50% não foram apresentadas diferenças significativas entre os músculos. No nível de força 20% houve uma diferença significativamente maior do VL que os demais músculos. Em 80%, a diferença significativamente maior ficou com o RF em relação aos vastos.

Menegaldo e Oliveira [26] aplicaram o modelo *EMG-Driven* para verificar o comportamento do torque antes e após um protocolo de treinamento de força de quatro indivíduos. Os sinais do VL, VM e RF obtidos com eletromiografia serviram como entrada para a dinâmica de ativação do modelo. O sinal de excitação do VI foi calculado como a média do VM e do VL, protocolo adotado em outros estudos com *EMG-Driven* [7, 9, 10]. Dois níveis de isometria sustentada, 20% e 60%, foram estudados e, em ambos, o VL contribuiu mais que os demais músculos, seguidos da contribuição em ordem decrescente do VI, do VM e do RF.

Com a finalidade de melhorar a estimativa da excitação neural do VI para entrada no modelo *EMG-Driven*, Oliveira *et al.*[12] propuseram três diferentes equações de regressão com base na curva quadrática da relação EMG-Torque fornecida no estudo de Watanabe e Akima [60]. Quatro modelos foram processados para estimar a força do QF: três com entradas de excitação neural do VI estimada por cada uma das equações e um com a excitação neural estimada pela média do VL e do VM. Os sinais dos músculos superficiais foram obtidos por eletromiografia. Ao contrário do esperado, não houve

diferenças significativas na predição do modelo com as diferentes maneiras de encontrar a entrada de excitação do VI.

Para caracterizar as propriedades individuais do músculo, existem alguns parâmetros especialmente sensíveis. Um dos mais importantes é a força máxima muscular ( $F^{om}$ ) utilizada para normalizar as equações que descrevem a capacidade de geração de força musculotendínea [11]. Este parâmetro é estimado pelo produto da ASTF e a TE.

Os estudos de modelo EMG-Driven que incluíram ASTF individualizadas encontraram erros de estimativa menores [26, 86]. No entanto, a TE assumida para todos os indivíduos foi uma única extraída do trabalho de Erskine *et al.* [63], cuja a média foi de  $30,3 \text{ Ncm}^{-2}$ . Não foram encontrados na literatura estudos que tenham aplicado ao modelo EMG-Driven para o QF com uma TE individualizada.

# Capítulo 5

## Materiais e Métodos

Esta dissertação faz parte do projeto de pesquisa “Estudo de padrões de controle motor do membro inferior através de modelos da Biomecânica muscular”, aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho, nº 127/13.

Todas as coletas foram realizadas no Laboratório de Biomecânica do Programa de Engenharia Biomédica (PEB), do Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-Graduação e Pesquisa de Engenharia (COPPE), da Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ).

### 5.1 Recrutamento da Amostra

A amostra foi composta por 20 jogadores de futebol da agremiação poliesportiva Fluminense Football Club, atuantes nas categorias Sub-17 e Sub-20, do sexo masculino, com idade média de  $17,25 \pm 0,85$  anos, estatura de  $179,97 \pm 8,45$  cm e peso de  $71,13 \pm 8,69$  kg.

Participaram do estudo somente os jogadores autorizados pelo clube a se ausentarem do seu treino por um dia, sem lesões há pelo menos seis meses; e que concordaram voluntariamente em participar do estudo, assinando o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. As coletas foram efetuadas no intervalo de cinco dias consecutivos, levando cerca de duas horas para cada jogador.

### 5.2 Instrumentação

- Dinamômetro isocinético Biodex System 4, New York, EUA, para a medição de torque exercido pelo sujeitos de pesquisa (Figura 7);
- Eletromiógrafo EMG-USB2, com conversor A/D 12 bits (OTBioelettronica, Itália), para a realização da eletromiografia dos músculos estudados;

- Software OT Biolab versão 1.7.4706.XX (OTBioelettronica, Itália), para aquisição e pré-processamento dos sinais detectados;
- Aparelho de Ultrassom modelo MyLab25 Gold (ESAOTE S.p.A., Italia), com transdutor linear, frequência de excitação entre 10 e 18 MHz, para aquisição dos parâmetros de arquitetura muscular aplicados ao modelo;
- Aparelho de Ultrassom modelo EUB-405 (Hitachi, Japão), com transdutor linear, matriz de 512 elementos e a frequência de excitação de 7,5 MHz;
- Um computador portátil modelo E43 (ASUS TeK Computer Inc, Taiwan, China);



Figura 7: Equipamentos utilizados nas coletas de eletromiografia e torque.

### 5.3 Desenho experimental

Para estimar o torque individual, aplicou-se um modelo de estimativa de força EMG-Driven. A força estimada foi multiplicada pelo braço de força individual, resultando um torque individual estimado. O processo de modelagem da força foi intermediado pelo *software EMG Driven Muscle Force Estimator* (EMGD-FE) [87].

A dinâmica de ativação foi a proposta por Piazza e Delp [76]. Para o sub-modelo de dinâmica de contração, foi assumido o modelo apresentado por Menegaldo e Oliveira [19].

O *software* gera estimativas de forças musculares mediante as entradas de torque medido, dados da EMG sincronizados com o torque e parâmetros nominais dos músculos

analisados. O torque estimado total é resultante da soma dos torques individuais, como apresentado no esquema da Figura 8.

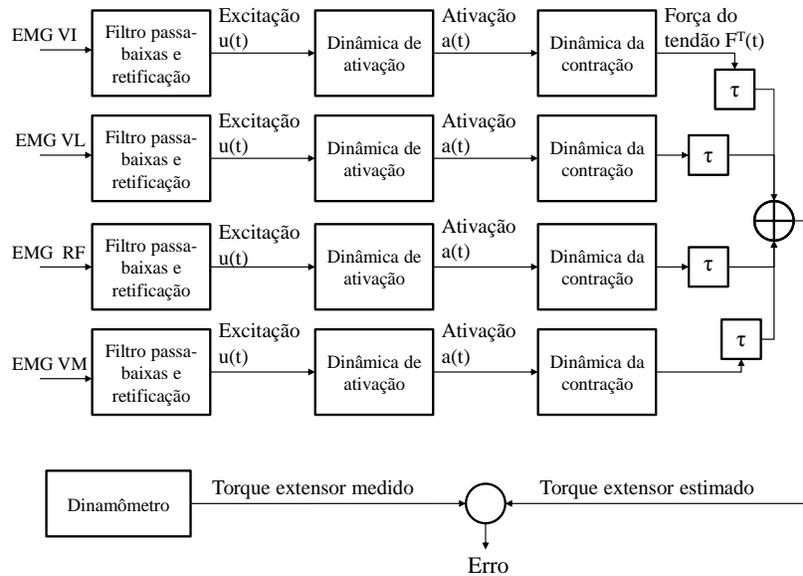


Figura 8: Esquema de modelo EMG-Driven para o quadríceps femoral.

Neste estudo, três diferentes métodos de estimação dos sinais de excitação do VI foram adotados [7, 12, 17]. Os parâmetros de arquitetura muscular individuais foram obtidos com US. Para cada diferente entrada de ativação do VI, uma solução foi gerada (Figura 9).

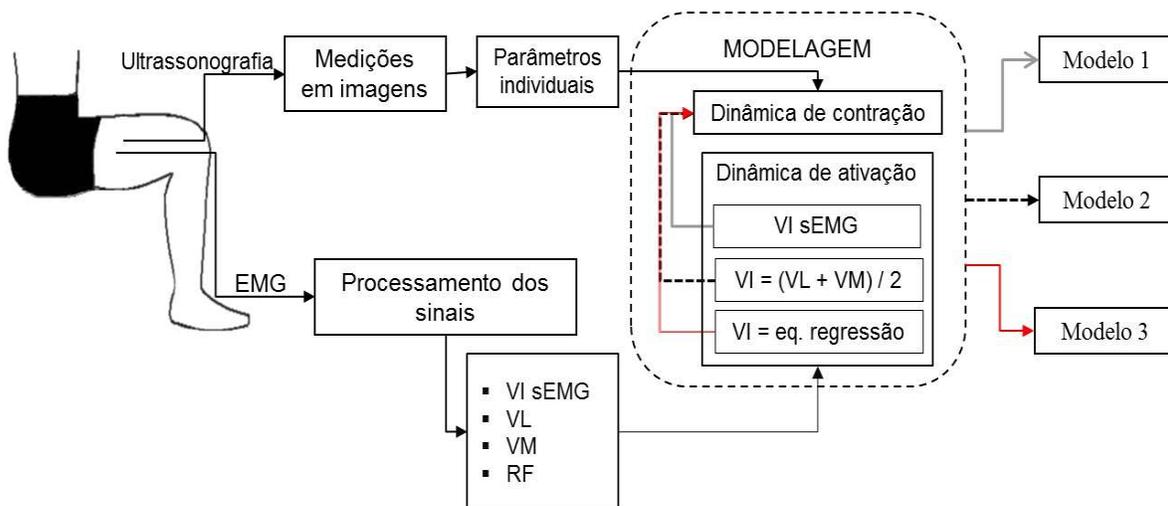


Figura 9: Esquema de modelagem para cada voluntário.

Três etapas distintas foram desenvolvidas: (1) procedimentos com ultrassom; (2) dinamometria e eletromiografia sincronizadas, e (3) modelagem dos dados. Estas etapas foram detalhadas a seguir.

### **5.3.1 Procedimentos com ultrassom**

O voluntário foi instruído a permanecer em supino, com os membros inferiores relaxados, braços e troncos alinhados, pelo período de 10 minutos para equilibrar a distribuição dos fluidos corporais [88]. Por meio de anatomia palpatória, identificou-se a EIAS e a borda superior da patela do membro inferior direito de cada jogador. A distância entre os dois pontos foi assumida como o comprimento de coxa.

Posteriormente, foram realizadas marcações dos locais para posicionamento dos eletrodos. As recomendações de SENIAM [67] foram seguidas para o RF e o VM. Para o VL foi marcada a região de 70% da distância entre EIAS e lateral da patela, de acordo com um protocolo adaptado [67, 69].

Com ultrassom, identificaram-se os limites entre os ventres musculares de cada componente, para garantir a superfície de detecção do músculo desejado. Além disso, a direção dos fascículos foi identificada, para que as superfícies de detecção de ambos os eletrodos interajam com as mesmas fibras.

No mesmo sítio de colocação dos pares de eletrodos foram tomadas imagens de US para o RF e o VM. As imagens foram adquiridas com o transdutor linear, frequência de excitação central fixa de 7,5 MHz, em eixo perpendicular à pele, sentido longitudinal. Para todos os voluntários foram adotados os mesmos ajustes de 8,5 cm de profundidade e amplificação de intensidade de eco (ganho) de 80%. Uma pressão mínima foi adotada e o gel hidrossolúvel foi utilizado em todos os procedimentos para o melhor acoplamento entre a pele e o transdutor.

Tratando-se do VI, foi considerada a proposição de Blazevich *et al.* [41]. Este músculo é sobreposto pelos ventres do VL e RF, os parâmetros de arquitetura muscular que melhor representam sua estimativa de força são os parâmetros obtidos abaixo do ventre do RF. Desta forma, todos os parâmetros do VI foram adquiridos na região anterior da coxa.

Para aquisição das imagens do VL, foi empregado um equipamento capaz de gerar imagens panorâmicas, o que torna possível obter-se o CFasc sem extrapolação ou

estimativa trigonométrica, utilizando-se de um protocolo adaptado do estudo de Noorkoiv *et al.* [61] (Ver APÊNDICE A).

O *software* IMAGE J [89] foi utilizado para processamento das imagens. O CFasc, a espessura muscular e o AP, medidos nas imagens, serviram para estimar os parâmetros nominais individuais de ASTF e TE. A metodologia de estimativa de ASTF e TE estão disponíveis no APÊNDICE A e B.

Após o processamento das imagens, o voluntário sentou-se com o quadril e joelhos a 90° - 90° de flexão. O transdutor foi posicionado a dois terços do comprimento de coxa do voluntário, no decorrer do trajeto do VL, na região lateral da coxa direita. Movendo o transdutor em direção à linha interarticular do joelho, foi observada a variação entre a espessura dos músculos VL e VI. Na região onde o VI apresentou maior espessura muscular em relação ao VL foi realizada uma marcação (Figura 10), para definir o ponto de posicionamento de um par de eletrodos para a eletromiografia do VI [27].

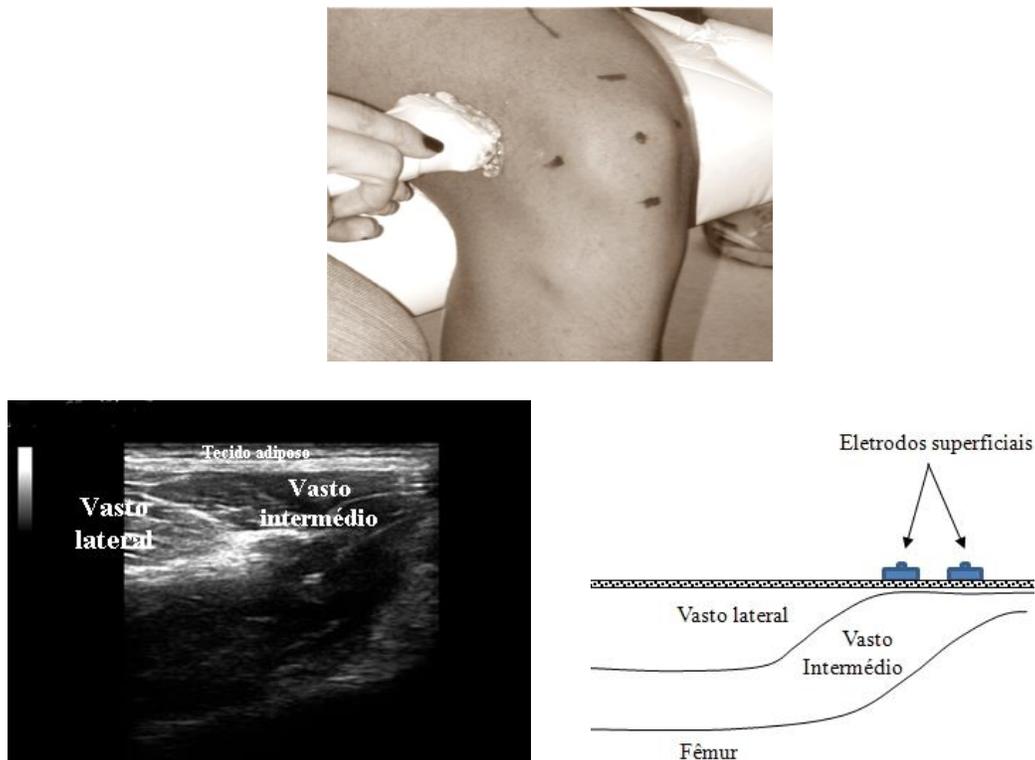


Figura 10: O rastreamento do local na região lateral da coxa foi feito com ultrassom. Abaixo, à esquerda, é apresentada uma imagem de ultrassonografia da região onde não há sobreposição do vasto intermédio pelo vasto lateral. Ao lado, à direita, é apresentada uma representação da imagem com os respectivos pares de eletrodos.

### 5.3.2 Dinamometria e eletromiografia sincronizadas

Posteriormente ao US, a pele do voluntário foi preparada realizando-se a tricotomia e leve abrasão com esponja e sabão antisséptico para recebimento dos eletrodos. Cinco minutos foram aguardados para colocação dos pares de eletrodos passivos de Ag/AgCl (Meditrace, Kendall, USA), distantes 20 mm um do outro (Figura 11). Uma pulseira condutiva em torno dos maléolos do tornozelo ipsilateral foi utilizada como eletrodo de referência.

Os cabos foram conectados aos eletrodos e o ruído basal foi verificado, com o eletromiógrafo ajustado para um ganho de 10.000 V/V e o indivíduo em completo repouso. Foi tolerado em todos os testes um ruído de 40  $\mu$ V pico-a-pico. Nos casos de extrapolação, os testes foram iniciados somente após o controle do ruído.



Figura 11: Posicionamento dos eletrodos superficiais para os quatro músculos do quadríceps femoral.

O indivíduo foi fixado na posição sentada no equipamento, com eixo articular anatômico do joelho alinhado ao eixo do dinamômetro. Em seguida, um protocolo de isometria unilateral foi programado no sistema de aquisição do dinamômetro isocinético. Nesta etapa, foi definida a angulação da articulação do joelho e realizada a pesagem do membro para correção dos torques.

Para o joelho adotou-se uma angulação partindo de 100° (0° correspondendo a extensão total), a fim de corrigir compensações, e desta forma, 90° de flexão fosse alcançada efetivamente durante os testes.

O eletromiógrafo foi ajustado para operar durante os testes com uma frequência de amostragem de 2048 Hz por canal, filtro passa-banda analógico de 10 – 500 Hz, ganho de 2000 V/V, conversor A/D de 12 bits.

A sincronização dos sinais de torque e eletromiografia foi estabelecida por um cabo conector, que conduz as informações de torque, posição angular e aceleração oriundas da porta serial analógica do Biodex aos canais auxiliares do eletromiógrafo.

O voluntário foi encorajado por comandos verbais a realizar duas contrações voluntárias máximas (CVM), sustentando-as por 10 segundos cada, intercaladas pelo período de 40 segundos. O torque registrado no Biodex com o maior pico foi considerado para o cálculo do valor referente a 40% da CVM. A contração submáxima de 40% foi escolhida para minimizar a oscilação de padrões de sinergismo entre os componentes do QF [90], e a co-contracção da musculatura antagonista [91], uma vez este estudo tem como limitação a avaliação da participação do isquiostibiais

Na tela do equipamento foi apresentado um *feedback* visual, com o nível de torque referente a 40% da CVM (Figura 12). O tempo de execução da força foi programado para 40 segundos de aquisição. O voluntário foi instruído a manter repouso absoluto por cinco segundos após o início do teste e a interromper a isometria cinco segundos antes do término da aquisição.

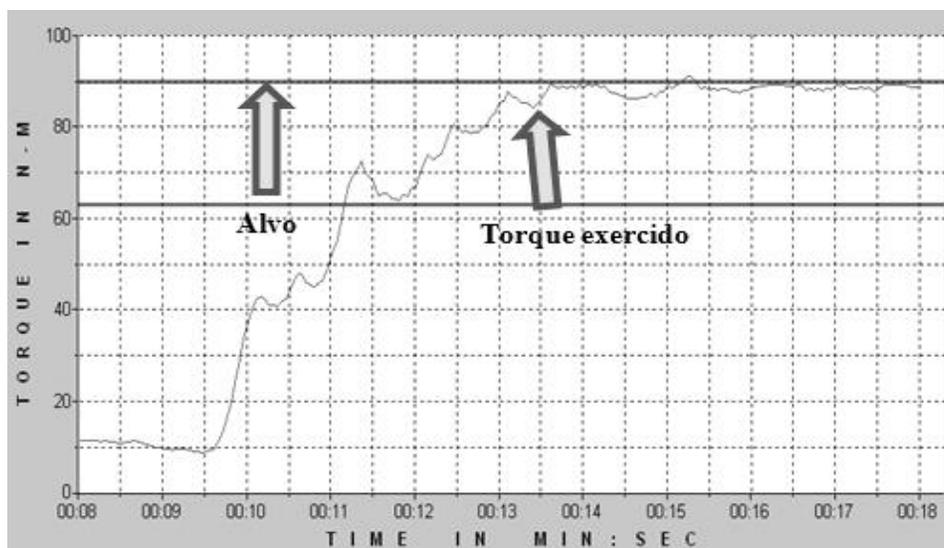


Figura 12: *Biofeedback* apresentado na tela do equipamento.

Cada teste foi salvo em um único arquivo contendo os dados do indivíduo, canais referentes aos músculos e informações do processamento. Os arquivos exportados foram processados em MATLAB (versão 2010a, The Mathworks, USA).

### 5.3.3 Modelagem

A curva de torque obtida pela saída analógica foi calibrada conforme o fator de correção estipulado pelo fabricante do dinamômetro. Para exportar as informações de torque e EMG ao *software* EMGD-FE, foi gerado um arquivo em formato .txt, com colunas contendo o torque e os sinais do VI, do VL, do RF e do VM. As sub-etapas de processamento e modelagem foram descritas adiante.

#### 1ª : Processamento dos sinais.

No EMGD-FE [87] foram anexados os arquivos em formato .txt do teste máximo. Uma frequência de amostragem de 2048 Hz foi informada manualmente. O torque medido foi filtrado por um passa-baixas de 6ª ordem, com frequência de corte de 10 Hz. Um intervalo de torque próximo à zero (*offset*) foi definido para representar o momento de relaxamento muscular.

O EMG bruto foi tratado por três diferentes filtros:

1º - Passa-banda de 6ª ordem, direto e reverso, para remoção da distorção de fase, com frequências de corte de 15 – 350 Hz;

2º - Filtro de rede, de frequência de 60 Hz, para minimizar a interferência do ruído de rede elétrica;

3º - Filtro Butterworth de 6ª ordem, direto e reverso, com frequência de corte de 2Hz, para o envelopamento do sinal (Figura 13).

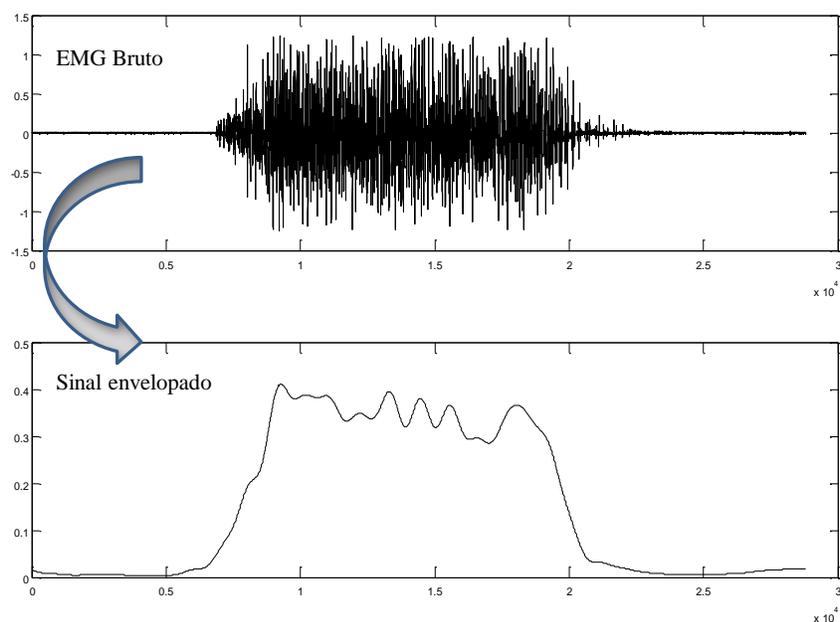


Figura 13: Perfil do sinal eletromiográfico após o processo de retificação, filtragem e envelopamento.

Para a normalização dos sinais da EMG, foi selecionado no teste de CVM um intervalo específico na curva de contração sustentada máxima, que variou de 2 a 3 segundos para cada voluntário (Figura 14).

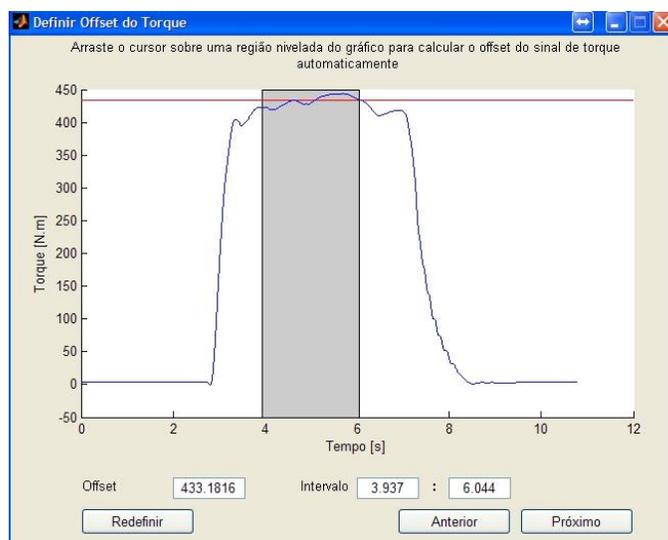


Figura 14: Intervalo de tempo selecionado na curva de contração voluntária máxima para normalização dos sinais.

Os dados referentes ao teste de 40% da CVM foram processados seguindo os mesmos passos descritos para a CVM. Os dois testes foram processados três vezes para cada jogador. No primeiro processamento foram anexados os sinais do VI obtidos pela sEMG. No segundo não foi fornecido nenhum sinal para o VI, que veio a ser estimado pela média dos sinais do VL e VM na próxima etapa.

Por ultimo foi fornecida a entrada de sinais do VI estimada por uma equação de regressão, conforme apresentada abaixo (Equação 11) [12].

$$EMG VI(t) = (0,0517 \times 1) + (0,6007 \times VM(t)) - (0,0036 \times VL(t)) - (0,1012 \times RF(t)) - (0,0378 \times VM^2(t)) + (0,6056 \times VL^2(t)) + (0,0054 \times RF^2(t)) - (0,1209 \times VM(t) \times VL(t) \times RF(t)). \quad (11)$$

O EMG normalizado sofre influencias dos intervalos de *offset* e pico de torque máximo selecionado. Por isso, tais intervalos foram precisamente mantidos nas três modelagens para cada voluntário, a fim de que os sinais de normalização do VL, VM e RF fossem constantes nos modelos. Como diferentes entradas de sinais foram fornecidas ao VI, os sinais normalizados não foram constantes para este músculo.

## 2ª: Modelagem

Os sinais processados na etapa anterior serviram de entrada ao sub-modelo da dinâmica de ativação. A maioria dos parâmetros necessários para modelagem foram mantidos de acordo com as especificações do EMGD-FE [87]. Somente a TE, a ASTF e o AP foram alterados atribuindo parâmetros individuais aos modelos. Foi atribuído um braço de força para cada músculo (Figura 15). Os detalhes das estimativas destes parâmetros estão no APÊNDICE A e B. Após a conclusão desta etapa a modelagem foi finalizada.

O torque total estimado foi comparado ao medido, calculando a *root mean square error* (RMSE) percentual de um intervalo selecionado (Equação 12).

$$RMSE(\%) = \frac{1}{TM_{max}} \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (TM(i) - TS(i))^2}{N}} \times 100 \quad (12)$$

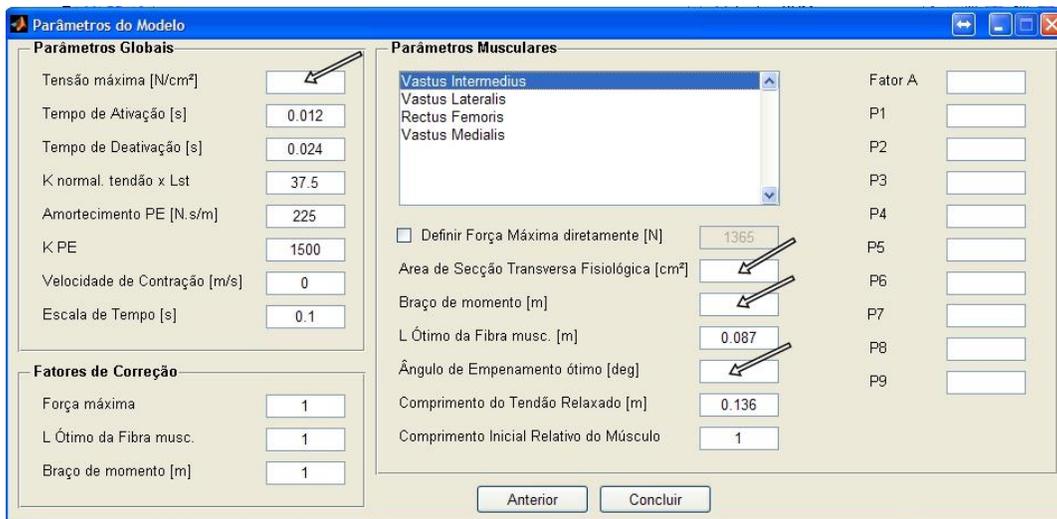


Figura 15: Etapa na qual os valores nominais foram fornecidos pelo usuário. Os parâmetros serviram como entrada para a dinâmica da contração. As setas indicam os parâmetros que foram substituídos para cada voluntário.

Os modelos processados produziram informações relativas aos 40 segundos de aquisição e 30 segundos de contração efetiva (Figura 16). Em todos os voluntários foram descartados da análise os 10 segundos iniciais e finais, e as análises foram realizadas no intervalo de 15 a 25 segundos do teste de 40% da CVM. Essa medida foi adotada a fim de excluir o período de adaptação inicial e fadiga final.

## 5.4 Análise estatística

Foi possível obter as seguintes informações da modelagem: (1) percentual de compartilhamento de torque individual; (2) torque estimado total; (3) erro percentual; (4) EMG normalizado de cada músculo. A estatística descritiva exploratória de média e desvio padrão foi aplicada a estes dados.

Todas as análises estatísticas foram desenvolvidas no *software* SPSS, versão 20.0 (IBM Corporation, Chicago, USA). O nível de significância (valor  $\alpha$ ) adotado foi de 0,05.

A distribuição normal teórica dos dados foi verificada pelo teste de Shapiro-Wilk. Para todas as amostras, o *p value* foi maior que  $\alpha$  (*p value* > 0,07), e a hipótese nula ( $H_0$ ) não foi rejeitada, considerando assim que as amostras provêm de uma população normal. Atestada a probabilidade de normalidade dos dados, pressupôs-se a utilização de testes paramétricos.

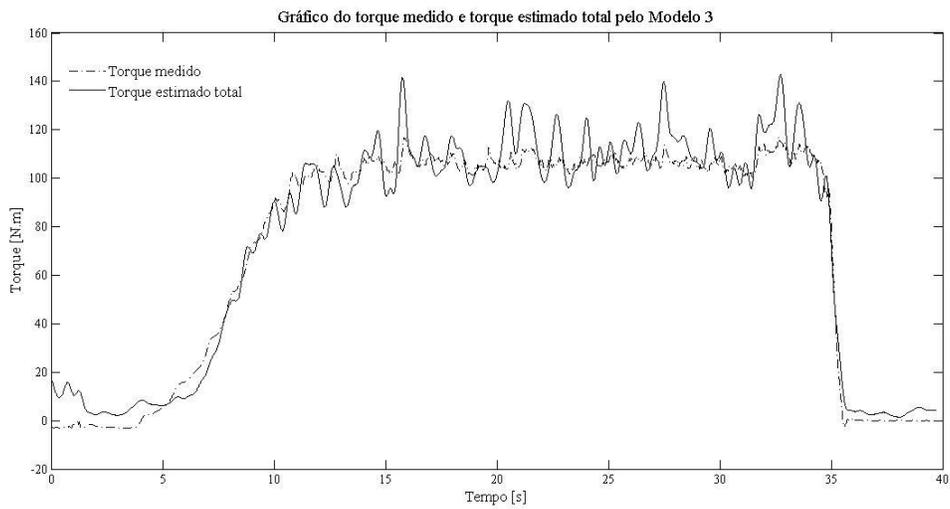
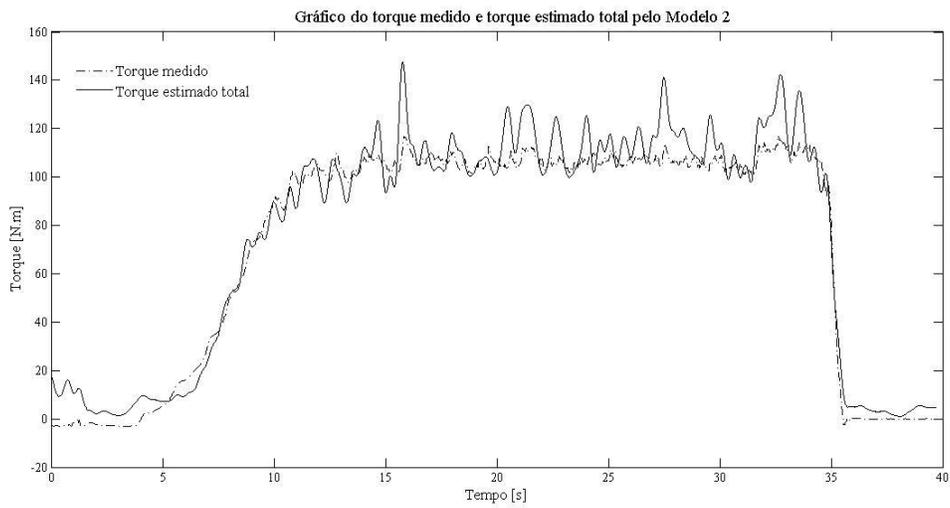
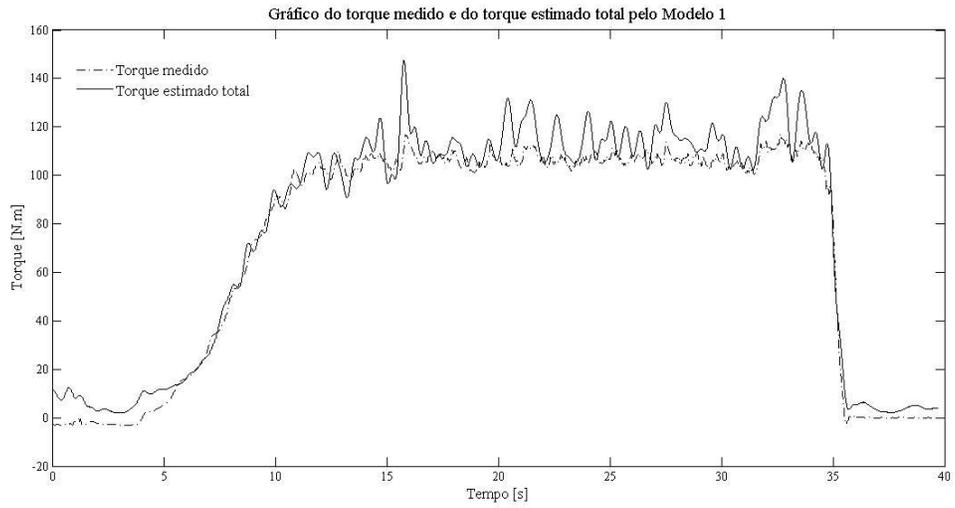


Figura 16: Comparação do torque medido com o dinamômetro isocinético e o torque estimado.

Com o teste de Anova *one-way* foram comparadas as médias dos seguintes dados:

- Percentuais de torque dos músculos no mesmo modelo;
- Erros dos três modelos; e
- EMG's normalizados (VI\_Modelo 1, VI\_Modelo 2, VI\_Modelo 3, VL, RF e VM).

O teste de Levene foi usado para avaliar a igualdade das variâncias (homocedasticidade) entre as amostras comparadas. Quando alguma diferença significativa foi encontrada pela ANOVA, as diferenças entre as amostras foram identificadas pelo teste *post hoc* Bonferroni. Os resultados foram apresentados com o F crítico e F calculado ( $F_{\text{crítico}} = \text{calculado}$ ).

As médias dos percentuais de torques estimados para o mesmo músculo nas três modelagens foram comparadas usando a Anova *one-way* para medidas repetidas. A igualdade entre as variâncias das diferenças (esfericidade) foi verificada pelo teste de Mauchly, com um fator de correção de épsilon ( $\epsilon$ ) de Greenhouse-Geisser. Para identificar as diferenças entre os grupos foi utilizado um teste *post hoc* de Bonferroni.

A correlação dos torques estimados usando cada uma das diferentes entradas do VI com o torque medido foi determinada pelo coeficiente de correlação de Pearson. O gráfico de Bland-Altman foi gerado em MATLAB para verificar a concordância entre os métodos.

# Capítulo 6

## Resultados

### 6.1 Comparação dos torques entre os músculos

Relativo ao objetivo principal deste estudo, inicialmente é apresentada a Tabela 1 com as médias e desvios-padrões dos percentuais de torques estimados nos modelos 1, 2 e 3, para cada músculo. Para comparar estes dados estatisticamente, o teste de Levene assegurou a igualdade das variâncias entre os músculos no Modelo 1 ( $F_{2,72} = 2,25$ ;  $p = 0,08$ ), no Modelo 2 ( $F_{2,72} = 2,05$ ;  $p = 0,11$ ) e Modelo 3 ( $F_{2,72} = 1,35$ ;  $p = 0,26$ ).

A estatística da ANOVA *one-way*, com alto poder de teste ( $P = 1,00$ ) para as comparações dos três modelos identificou que pelo menos um dos músculos se difere dos demais significativamente no Modelo 1 ( $F_{2,72} = 85,23$ ;  $p < 0,001$ ), no Modelo 2 ( $F_{2,72} = 108,77$ ;  $p < 0,001$ ) e no Modelo 3 ( $F_{2,72} = 85,04$ ;  $p < 0,001$ ). O intervalo de confiança (95%IC) estimado para o Modelo 1 foi de 23,96 a 26,00% ; para o Modelo 2 de 24,08 a 25,90%; e para o Modelo 3 foi de 23,98 a 26,02%.

Tabela 1: Médias e desvios-padrões (DP) dos percentuais de torques estimados nos modelos 1, 2 e 3 para os músculos vasto intermédio, vasto lateral, vasto medial e reto femoral.

Músculos (%)	Modelo 1 (Média±DP)	Modelo 2(Média±DP)	Modelo 3( Média±DP)
Vasto intermédio	28,66 ± 4,21	30,05 ± 2,94	29,03 ± 4,46
Vasto lateral	33,29 ± 4,40	32,80 ± 4,96	33,39 ± 5,49
Vasto medial	26,48 ± 6,19	25,73 ± 4,92	25,98 ± 4,86
Reto femoral	11,48 ± 2,84*	11,39 ± 3,02*	11,58 ± 3,19*

No Modelo 1, o teste *post hoc* identificou que diferença significativa do torque relativo do RF em relação ao torque dos vastos ( $p < 0,001$ ), e que o VL foi significativamente maior que o VM ( $p < 0,001$ ) e o VI ( $p = 0,01$ ), não encontrando diferenças entre o VI e o VM (Figura 17). No Modelo 2, o RF também apresentou uma

contribuição significativamente menor que os demais ( $p < 0,001$ ); já o VM apresentou diferença estatística significativa em relação ao VL ( $p < 0,001$ ) e VI ( $p = 0,008$ ), não havendo diferença estatística significativa entre o VI e o VL (Figura 18).

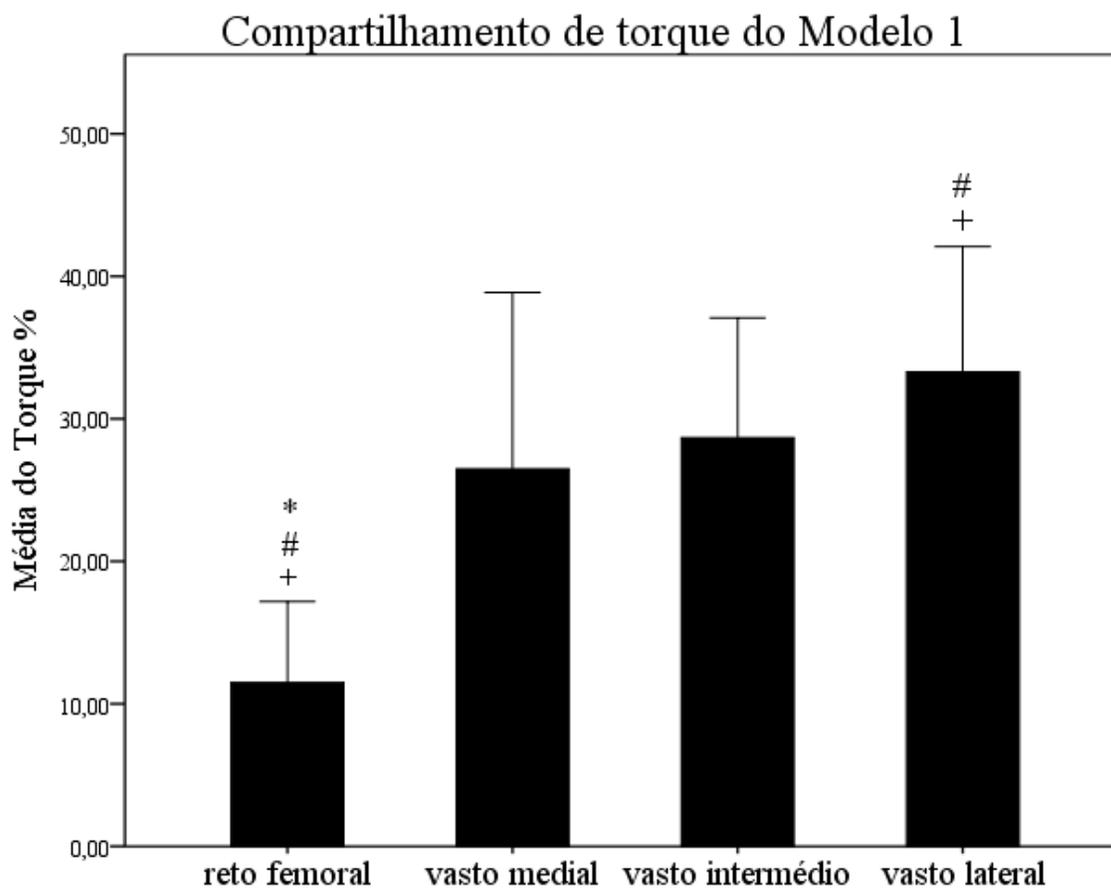


Figura 17: Gráfico de barras das médias do Modelo 1. \*  $p < 0,05$  versus o vasto lateral; #  $p < 0,05$  versus o vasto intermédio; e +  $p < 0,05$  versus o vasto medial.

## Compartilhamento de torque do Modelo 2

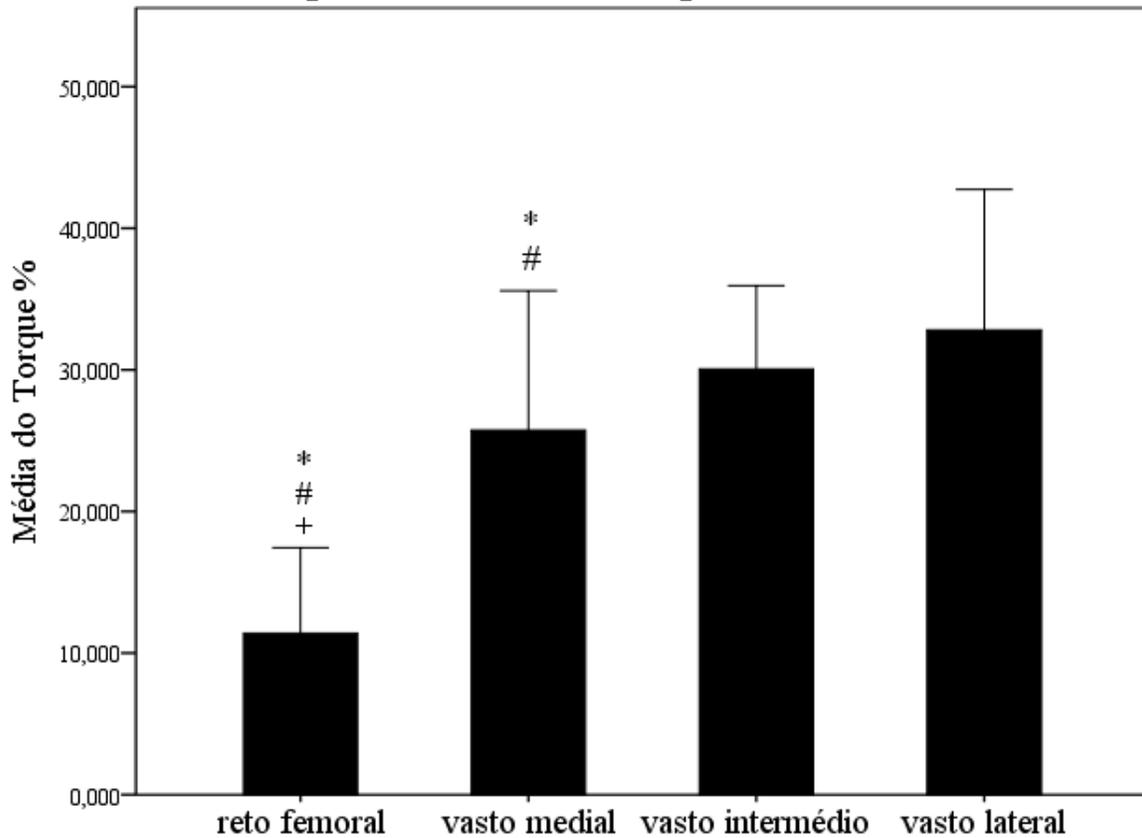


Figura 18: Gráfico de barras das médias do Modelo 2. \*  $p < 0,05$  versus o vasto lateral; #  $p < 0,05$  versus o vasto intermédio; e +  $p < 0,05$  versus o vasto medial.

No Modelo 3, com exceção da comparação entre VI com o VM ( $p = 0,16$ ), todas as diferenças foram significativas. A média do RF foi estatisticamente menor que todos os vastos ( $p < 0,001$ ), e o VL teve uma contribuição no torque significativamente maior que o VI ( $p = 0,01$ ) e o VM ( $p < 0,001$ ) (Figura 19).

### Compartilhamento de torque do Modelo 3

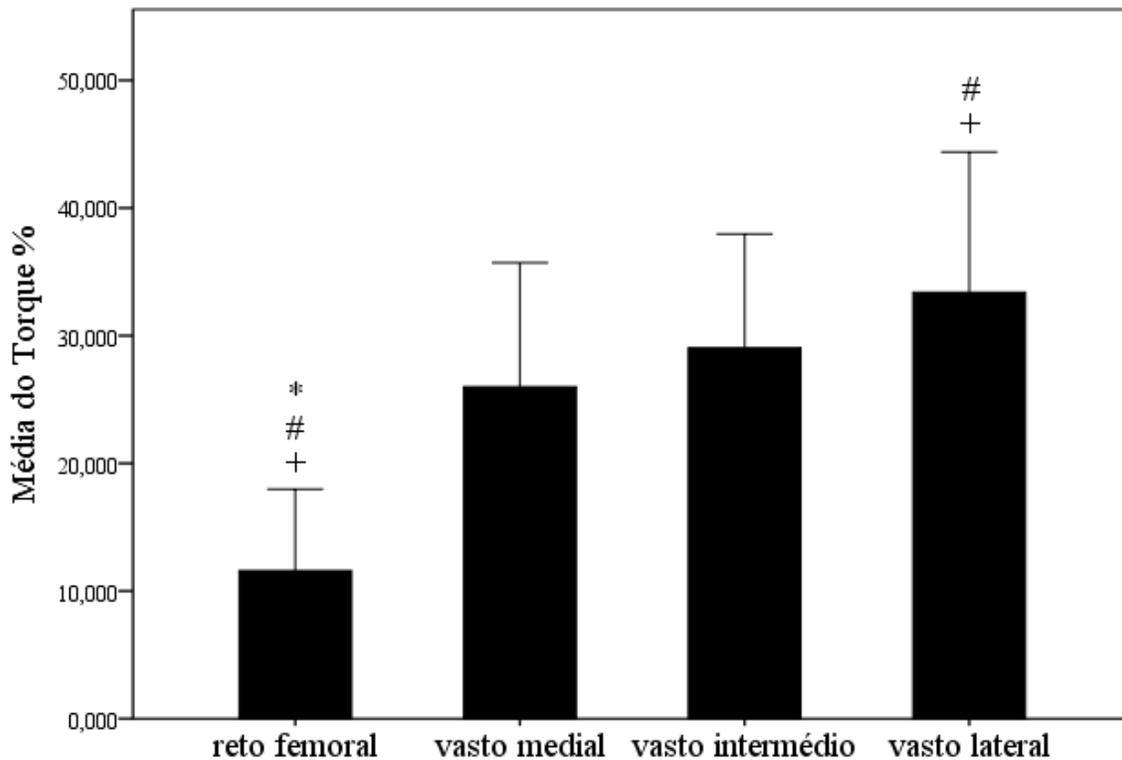


Figura 19: Gráfico de barras das médias do Modelo 3. \*  $p < 0,05$  versus o vasto lateral; #  $p < 0,05$  versus o vasto intermédio; e +  $p < 0,05$  versus o vasto medial.

A diferença entre o RF e os demais esteve presente em todas as simulações. Em relação ao comportamento da partilha de torques, os modelos 1 e 3 foram semelhantes para amostra.

## 6.2 Comparação dos torques entre os modelos

No que diz respeito à comparação entre os modelos, espera-se que alguma diferença seja identificada, haja vista as diferentes entradas concedidas ao VI, o que estabelecerá uma nova partilha de torques em cada modelo.

O teste de Mauchly identificou que a premissa de esfericidade foi violada em todas as comparações ( $p < 0,001$ ). Como não se assumiu esfericidade, foi adotada a correção épsilon ( $\epsilon$ ) de Greenhouse-Geisser para o número de graus de liberdade.

Após a correção, a ANOVA não identificou diferenças significativas entre as médias de percentuais de torque do VI ( $\epsilon = 0,544$ ;  $F = 1,03$ ;  $p = 0,32$ ), com intervalo de confiança estimado de 27,87 a 30,63% e poder de teste ( $P$ ) = 0,16 (Figura 20).

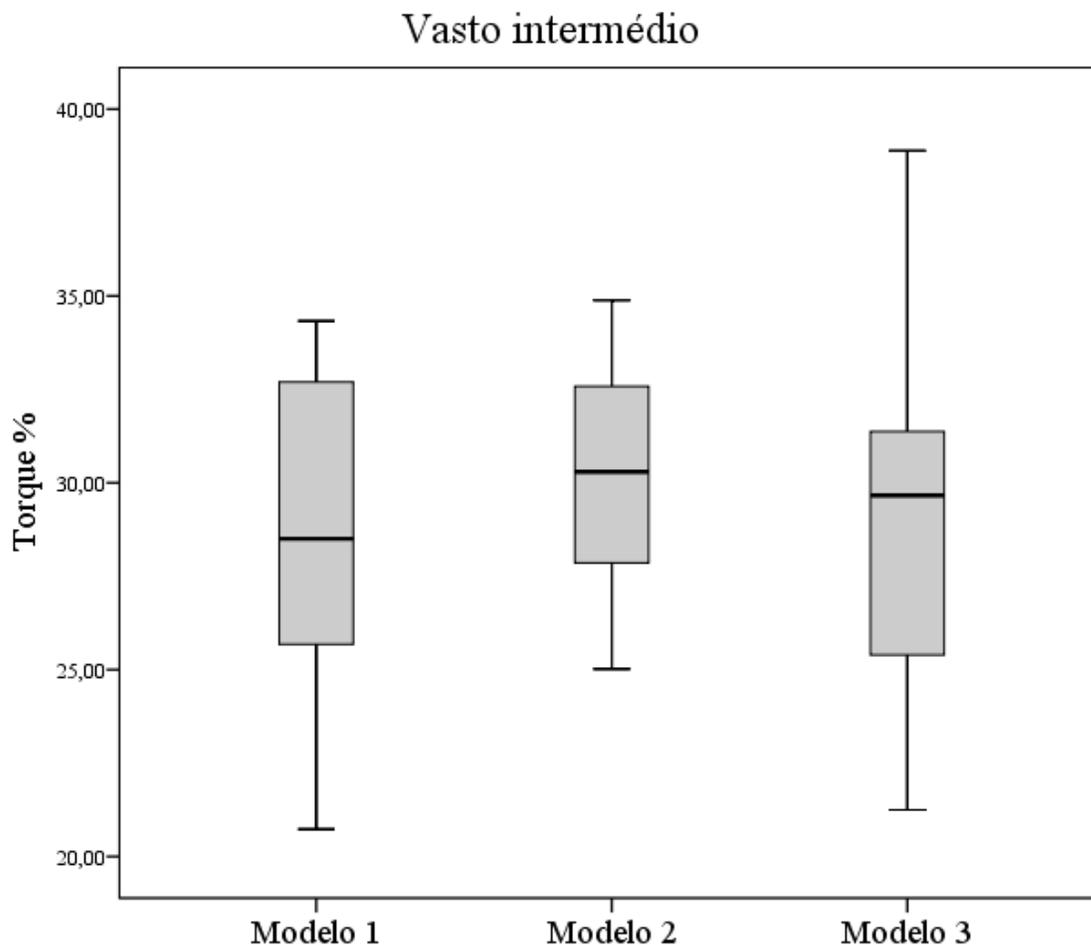


Figura 20: Média  $\pm$  desvio-padrão dos percentuais de torque do vasto intermédio estimados pelos modelos.

As médias dos percentuais de contribuição de torque do VL apresentaram equivalência de variância mediante a estatística ( $\epsilon = 0,537$ ;  $F = 0,88$ ;  $p = 0,36$ ), o teste teve alto poder observado  $P = 0,94$  e 95% IC igual a 30,91 a 35,42% (Figura 21).

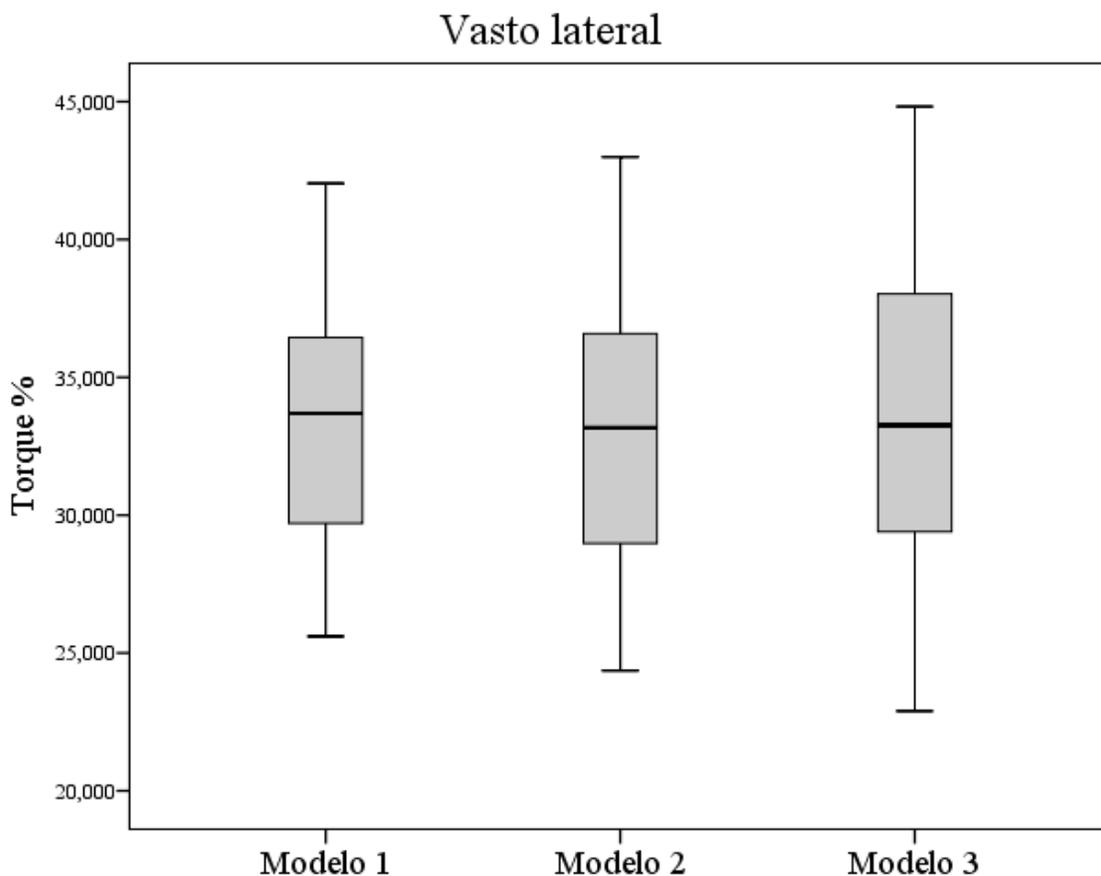


Figura 21: Média  $\pm$  desvio-padrão dos percentuais de torque do vasto lateral estimados pelos modelos.

Para o RF, nenhuma diferença foi identificada entre as comparações dos torques estimados ( $\epsilon = 0,539$ ;  $F = 0,74$ ;  $p = 0,40$ ) (Figura 22). O poder do teste observado foi de  $P = 0,13$ , com intervalo de confiança de 10,08 a 12,89%. Os resultados para o VM não foram diferentes; a ANOVA não detectou nenhuma diferença significativa entre os modelos ( $\epsilon = 0,564$ ;  $F = 1,97$ ;  $p = 0,17$ ), o poder do teste foi  $P = 0,28$  e o 95% IC = 23,60 a 28,53%) (Figura 23).

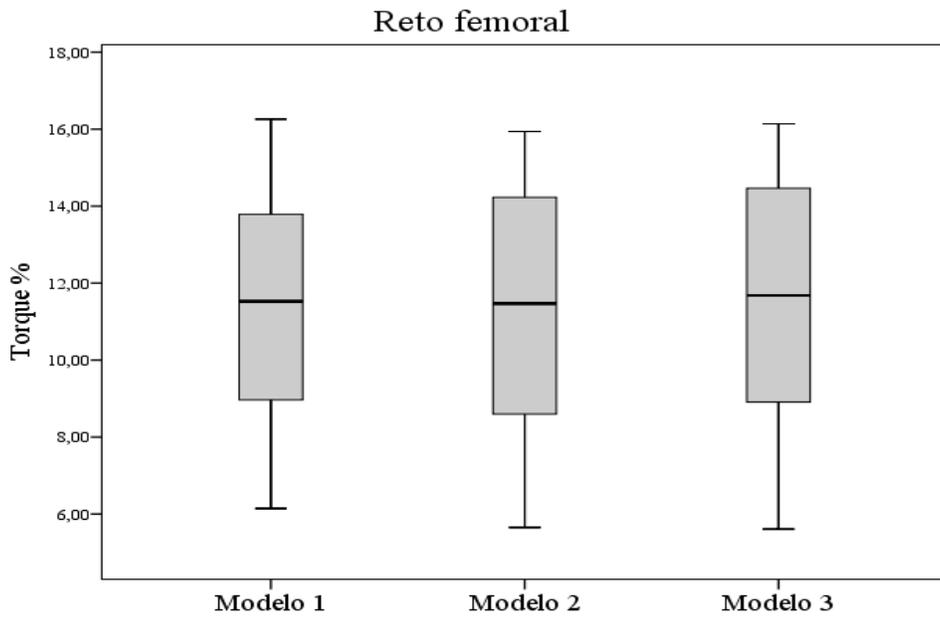


Figura 22: Média  $\pm$  desvio-padrão dos percentuais de torque do reto femoral estimados pelos modelos.

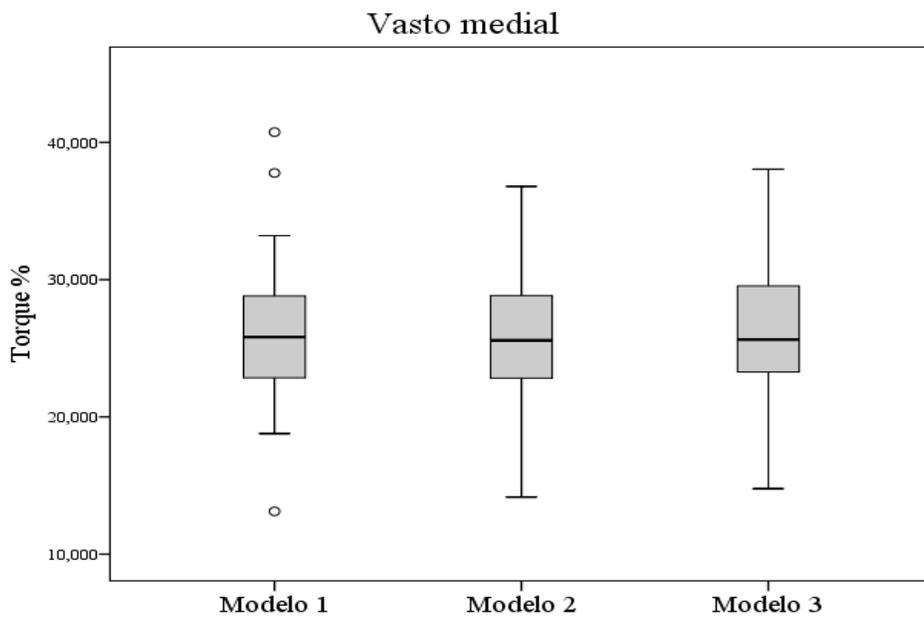


Figura 23: Média  $\pm$  desvio-padrão dos percentuais de torque do vasto medial estimados pelos modelos. No Modelo 1, é possível observar a presença de *outliers*.

Embora o Modelo 2 não tenha se comportado semelhantemente aos modelos 1 e 3, a comparação entre os músculos não apresentou diferenças nas estimativas utilizando diferentes entradas de ativação para o VI.

Os gráficos 20-23 mostraram que o Modelo 3 foi o que mais apresentou dispersão em relação aos modelos 1 e 2.

### 6.3 Comparação dos erros de estimativas

Uma vez que nenhuma diferença significativa entre os torques individuais estimados por cada modelo foi revelada, é pertinente que o erro entre os modelos seja comparado. Os dados da estatística descritiva, média e desvio-padrão, dos RMSE% estão apresentados na Tabela 2.

Tabela 2: Média e desvio-padrão dos erros de estimativa do Modelo 1, Modelo 2 e Modelo 3.

	Modelo 1 (%)	Modelo 2 (%)	Modelo 3 (%)
Média ± DP	11,58 ± 5,24	13,22 ± 5,88	14,71 ± 5,58

Em média, o Modelo 1 gerou um erro menor que o Modelo 2 e 3. O teste de Levene identificou que há homocedasticidade entre os modelos ( $F_{3,15} = 0,46$ ;  $p = 0,63$ ). No entanto, a ANOVA *one-way* não identificou diferenças significativas entre os RMSE's ( $F_{3,15} = 1,57$ ;  $p = 0,21$ ) (Figura 24), com poder de teste de 0,32 e intervalo de confiança de 11,73 a 14,61%.

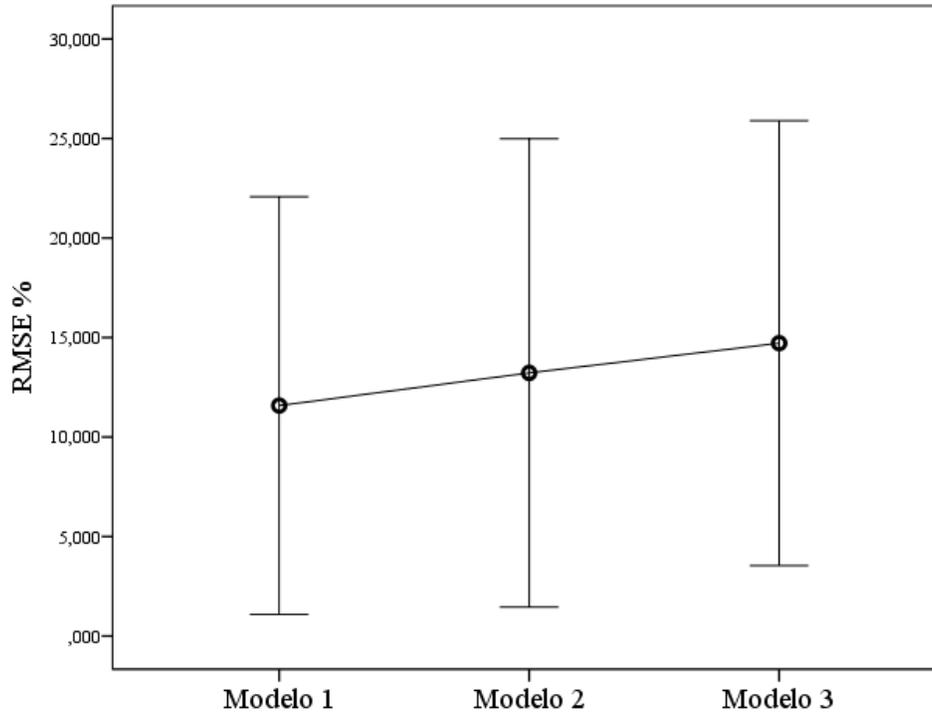


Figura 24: Os modelos mostraram médias de erros de estimativa semelhantes.

## 6.4 Correlação entre os torques medidos e estimados

As médias dos quatro torques estão apresentadas na Tabela 3. A correlação de Pearson determinou a linearidade da associação dos torques estimados com o torque medido.

Tabela 3: Média e desvio-padrão dos torques

Torque (Nm)	(Média±SD)
Medido	124,65 ± 26,06
Modelo 1	121,47 ± 30,17
Modelo 2	124,15 ± 33,26
Modelo 3	122,93 ± 34,75

Tabela 4: Coeficiente de correlação entre os torques medidos e estimados

	Coeficiente de correlação (r)
Modelo 1	0,854*
Modelo 2	0,820*
Modelo 3	0,793*

\* Correlação significativa ( $p < 0,001$ )

Os Modelos 1 e 2 geraram estimativas de torque que apresentaram forte correlação positiva significativa com o torque medido. Já o Modelo 3 apresentou uma moderada correlação positiva significativa (Tabela 4).

O gráfico de Bland Altman mostrou que para o Modelo 1, 95 % das diferenças estão concentradas no intervalo de  $-34$  a  $28$  Nm, com erro médio de  $-3,2$  Nm (Figura 25).

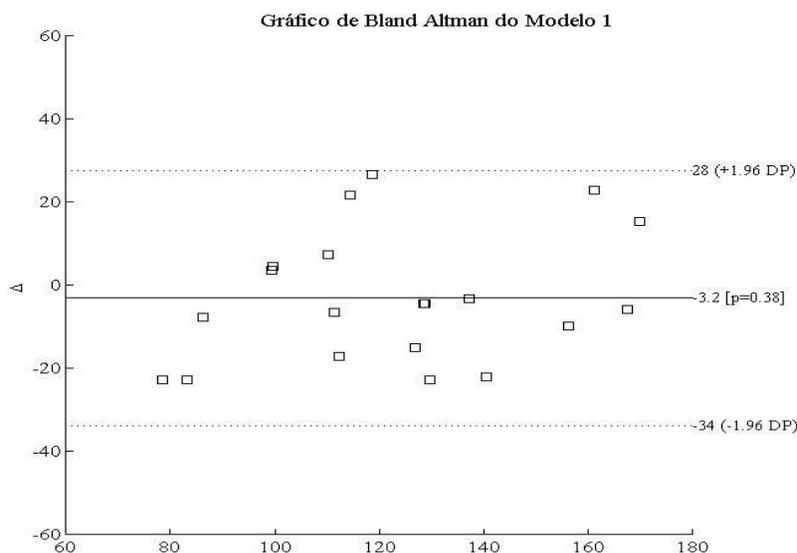


Figura 25: O Gráfico de Bland-Altman mostra que todos os indivíduos estiveram dentro dos limites de concordância do torque medido pelo dinamômetro e do torque estimado pelo Modelo 1.

O erro médio para o Modelo 2 foi próximo ao ideal ( $-0,49$  Nm  $\approx 0$ ). No entanto, os limites de concordância entre o torque medido e o torque estimado foram de  $-38$  a  $37$  Nm (Figura 26).

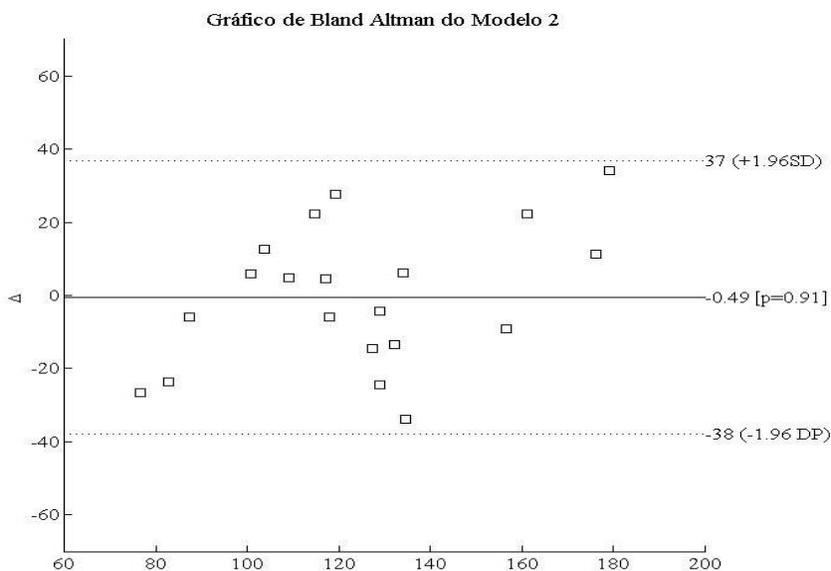


Figura 26: O Gráfico de Bland-Altman mostra que todos os indivíduos estiveram dentro dos limites de concordância do torque medido pelo dinamômetro e do torque estimado pelo Modelo 2.

O Modelo 3 apresentou um viés de estimativa de 1,7 Nm, com limites de concordância variando de -43 a 40 Nm (Figura 27).

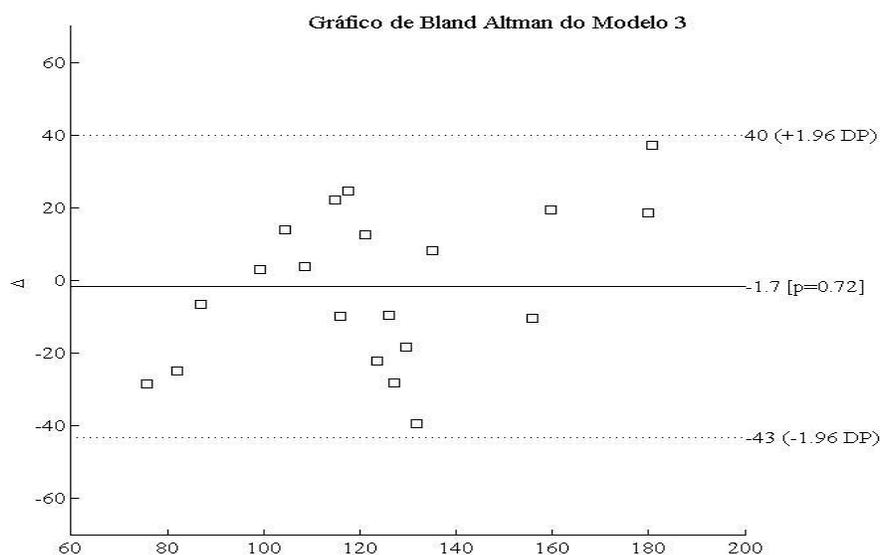


Figura 27: O Gráfico de Bland-Altman mostrou que todos os indivíduos estiveram dentro dos limites de concordância do torque medido pelo dinamômetro e do torque estimado pelo Modelo 3.

## 6.5 Comparação entre os EMG's normalizados

Os seis EMGs normalizados foram comparados: o EMG do RF, do VL, do VM, e os três EMGs normalizados do VI aplicados diferentemente em cada um dos modelos. A Tabela 5 mostra os valores de média e desvio-padrão de cada EMG normalizado.

Tabela 5: Média ± desvio-padrão dos EMG's normalizados (M1 = Modelo 1; M2 = Modelo 2; e M3 = Modelo3).

EMG (%)	Média ± DP
Vasto intermédio M1	0,3681 ± 0,06
Vasto intermédio M2	0,4024 ± 0,06
Vasto intermédio M3	0,3852 ± 0,08
Vasto lateral	0,3934 ± 0,07
Vasto medial	0,4114 ± 0,09
Reto femoral	0,3529 ± 0,08

A homocedasticidade dos dados foi afirmada ( $F_{2,29} = 1,59$ ;  $p = 0,16$ ) e. A ANOVA *one way* não identificou nenhuma diferença estatística entre os EMG's normalizados ( $F_{2,29} = 1,50$ ;  $p = 0,19$ ). O 95%IC estimado foi de 0,371 a 0,400 %, e o poder do teste ANOVA foi de 0,51 (Figura 28). Desta forma, pode-se considerar que há semelhanças entre as médias dos EMG's normalizados de todos os músculos.

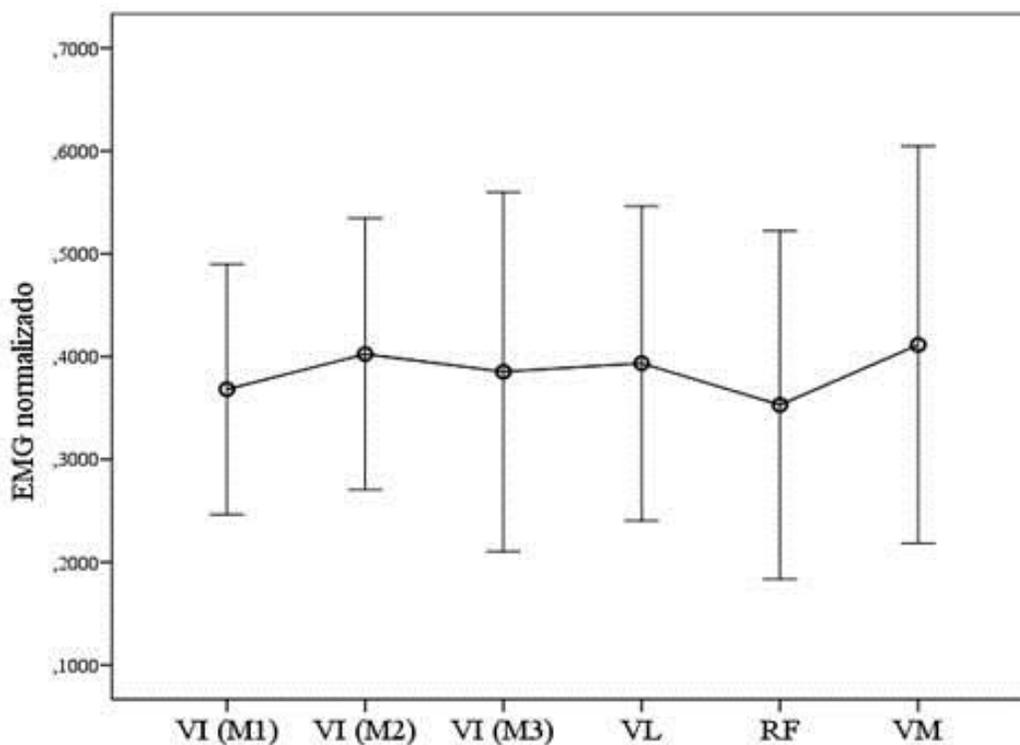


Figura 28: EMG normalizado de todos os músculos. Não houve diferenças significativas entre eles. (M1 = Modelo 1; M2 = Modelo 2; e M3 = Modelo 3)

# Capítulo 7

## Discussão

Este estudo pretendeu identificar o compartilhamento de torque dos componentes do QF por modelo EMG driven, testando três possibilidades de entrada com o sinal de excitação do músculo VI.

Os resultados mostraram que a contribuição dos três vastos individualmente foi mais que o dobro da contribuição do RF, com uma predominância significativa do VL em todos os três modelos. Considerando as médias dos três modelos, a sequência de compartilhamento do torque total em ordem crescente encontrada foi: reto femoral – 11,39 a 11,58%; vasto medial – 25,73 a 26,48%; vasto intermédio – 32,80 a 33,29%; e vasto lateral – 28,66 a 30,05%. Os resultados indicam que as diferenças encontradas no compartilhamento de torque foram determinadas pela força estimada, uma vez que os braços de forças atribuídos individualmente são valores próximos (VI = 0,028 m; VL = 0,028 m; VM = 0,029 m; e RF = 0,027 m).

Nos modelos 1 e 3, onde os sinais EMG de VI foram estimados pela sEMG e pela equação de regressão, respectivamente, não houve diferenças significativas entre o VI e o VM, e ambos os músculos apresentaram um compartilhamento significativamente menor que VL. Já no Modelo 2, em que o EMG de VI estimado pela média do VL e do VM, a diferença não foi encontrada entre as contribuições do VI e do VL, enquanto ambos foram significativamente maiores que o VM. Os diferentes resultados encontrados podem ser explicados pelas diferenças de excitação neural atribuídas ao VI, como o Modelo 2, que apresentou o maior EMG normalizado para o VI.

No entanto, a diferença significativa entre o VM e o VI encontrada no Modelo 2, e não encontrada nos outros dois modelos, não alterou a sequência de compartilhamento de torque total, que foi mantida a mesma para os três modelos. Como não há um método estabelecido como um padrão-ouro para estimativa de torque individual, foi importante

verificar o compartilhamento por diferentes modelos, e constatar que a sequência de contribuição foi mantida em diferentes modelagens.

A proposta do Modelo 1 era assumir uma ativação muscular fisiológica para o VI pela aquisição direta do sinal eletromiográfico, e compará-lo com modelos já existentes em que as ativações foram estimadas matematicamente. Os resultados do presente estudo mostraram que a técnica não representou melhoria da estimativa em comparação às outras formas de estimar o sinal EMG VI.

A semelhança dos resultados do Modelo 1 e 3, em parte, pode ser explicada pelo fato da equação de regressão ter sido formulada baseada em dados de um estudo que utilizou o protocolo de sEMG para o VI [12, 72]. Os autores que formularam esta equação não encontraram diferenças entre as estimativas pela média entre VL e VM e pela equação de regressão, modelando os níveis de força de 20 e 60% da CVM. A estimativa pela regressão pode ser a alternativa mais prática que a sEMG, no entanto, o Modelo 3 foi o que mais apresentou variabilidade dos dados.

A justificativa para utilização da média dos sinais EMG de VL e VM não foi discutida em trabalhos que empregaram o modelo EMG-driven. [7, 9 - 11, 16, 17]. Uma possível explicação estaria baseada na anatomia. A inervação do VI apresenta ramos provenientes do VM e do VL [47] e poderiam determinar uma relação entre as ativações dos vastos. Uma forte correlação entre as ativações destes músculos foi mostrada por ressonância magnética funcional [52], Porém, Akima e Saito [92] mostraram, por eletromiografia, que o padrão de ativação do VI foi diferente dos demais vastos durante contrações dinâmicas. A ativação do VI foi diretamente proporcional à velocidade do movimento, enquanto as ativações do VL e o VM mantiveram-se constantes.

No estudo em que a estimativa do VI foi semelhante ao Modelo 2, Menegaldo e Oliveira [26] encontraram a mesma sequência de compartilhamento, onde o VL contribuiu mais que os outros músculos e o RF teve menor contribuição no torque total. Os valores percentuais não foram descritos. Os autores consideraram um braço de força fixo para todos os músculos. Além disso, eles aplicaram ao modelo o Fator A, que consiste em uma equação algébrica que assume que não há linearidade entre a ativação neural  $u(t)$  e ativação muscular  $a(t)$  [93]. Este fator caracteriza uma função degrau da curvatura e está relacionado a não-linearidade entre a relação EMG-ativação em baixas intensidades [11]. Quando não é

adotado o fator A, esta relação torna-se 1:1 [22]. No presente estudo, não foi aplicado o Fator A, e a linearidade entre a relação EMG-ativação foi assumida.

Nos três modelos foram mantidos os mesmos parâmetros, exceto a excitação neural do VI. Embora não tenham sido encontradas diferenças significativas entre os EMG-normalizados, pode-se afirmar que a mínima diferença na média do EMG do VI foi importante para a simulação da ativação muscular  $a(t)$ . O EMG normalizado do VI do Modelo 2 foi o que apresentou maior valor entre os demais modelos, e este modelo foi o único em que o VI não apresentou diferenças estatística significativa com VL.

A menor contribuição do RF pode ser explicada por questões anatômicas e cinesiológicas, principalmente pela menor ASTF e pelo fato deste músculo ser biarticular. Kong e Haselen [94] verificaram a excitação dos músculos superficiais do QF durante a contração isométrica executada em diferentes combinações de ângulos do quadril e do joelho. Os resultados mostraram que o RF apresenta maior excitação quando o quadril e joelhos estão a 110 e 90° de flexão, respectivamente. O pico de EMG normalizado para o VL e o VM também foi encontrado com o quadril flexionado, ocorrendo um decréscimo na medida em que o quadril era estendido. Esse trabalho mostrou que a posição do quadril afeta tanto a ativação do músculo biarticular quanto os vastos.

A contribuição do VM foi próxima ao valor hipotético sugerido por Ruitter *et al.* [85], que encontraram em média uma redução de 24% do torque após provocarem o bloqueio vascular do VM. Se a contribuição do torque do VM não fosse contabilizada no presente trabalho, a redução do torque também seria próxima à encontrada pelos autores.

Zhang *et al.* [84] definiram as contribuições de carga relativas aos componentes do QF pela relação EMG-força e incluíram o VI por eletromiografia invasiva. Os valores encontrados foram: 39,6 – 51,8% para o VI; 20,7 – 25,12% para o RF; 18,0 – 24,2% para o VL; e 9,5 – 12,2% VM de compartilhamento de carga. As diferenças entre os resultados do estudo de Zhang *et al.* [84] e do presente estudo devem-se a fatores metodológicos. Zhang *et al.* [84] normalizaram os sinais de EMG da contração voluntária por sinais registrados durante uma eletroestimulação. Quando um músculo é eletroestimulado há inversão do princípio de Henneman, pelo qual, inicialmente são solicitadas as fibras tipo I (lenta), seguido do recrutamento das fibras tipo II (rápida). Na eletroestimulação essa ordem é invertida.

Além disso, os eletrodos intramusculares no VI apresentam menor volume de detecção e dificilmente representam a ativação global deste músculo [71]. O presente estudo considerou, além do EMG, os parâmetros de arquitetura e a dinâmica muscular.

Watanabe e Akima [72] observaram que a 40% da CVM a ativação do VL foi significativamente maior que o VI. Os autores utilizaram o protocolo de eletrodos superficiais para o VI, assim como utilizado no Modelo 1. Neste presente estudo, os resultados não mostraram diferenças significativas entre os EMG's normalizados de nenhum músculo a 40% da CVM. Os sinais do VL foram registrados em diferentes regiões da coxa em cada um dos estudos. Isto pode explicar a diferença encontrada entre os dois trabalhos.

Os estudos com modelos têm mostrado que a inclusão dos parâmetros de arquitetura muscular é importante para a estimativa de força. Pela relação ASTF-força a maior contribuição do VL era esperada. Os voluntários deste estudo apresentaram em média  $84,2 \pm 13,9 \text{ cm}^2$ ;  $76,2 \pm 9,0 \text{ cm}^2$ ;  $64,5 \pm 9,5 \text{ cm}^2$ ; e  $31,6 \pm 4,0 \text{ cm}^2$  para o VL, VI, VM e RF, respectivamente (VER APÊNDICE A). Este parâmetro foi estimado de acordo com a metodologia descrita da literatura, que utilizou como alternativas imagens de US e equações de regressão [26].

O torque medido e os torques estimados apresentaram correlações positivas significativas, mostrando boas estimativas de força pelos modelos. Os percentuais de erro encontrados neste estudo foram similares aos percentuais de outros estudos que utilizaram US para estimar parâmetros nominais aplicados a um modelo EMG-driven. Os valores descritos na literatura para o RMSE% do torque de flexão plantar foram de  $14,1 \pm 3,9\%$  para 20% CVM e  $11,33 \pm 1,98$  para 60% CVM [26]. Para o quadríceps foram encontrados erros de  $10,8 \pm 3,8 \%$  para 20% CVM e  $11,0 \pm 4,9\%$  para 60% CVM,

Neste estudo, tanto a ASTF quanto a TE aplicados ao modelo foram parâmetros individualizados, com objetivo de determinar aos modelos uma força máxima próxima à fisiológica. Outra proposta testada foram às atribuições de diferentes braços de momento para cada um dos músculos de acordo com o ângulo articular adotado no teste, diferente do que já havia sido proposto na literatura; em que o mesmo valor era utilizado para os quatro músculos [26].

No entanto, há limitações que devem ser consideradas. O AP adotado foi medido com o membro em repouso. Para as estimativas de força pelo modelo, o ideal é que a entrada de AP seja representativa da angulação da fibra durante o comprimento ótimo do músculo.

Apenas um nível de força foi investigado, o que não responde às demandas de torque dos outros níveis de contração. Além disso, a contração adotada foi a isométrica, enquanto nas atividades de vida diária há predominância de contrações concêntricas e excêntricas.

A co-contratação dos músculos antagonistas à extensão do joelho, os isquiotibiais, não foi verificada. Este agrupamento é composto por três músculos dos quais apenas dois têm protocolos definidos para eletromiografia superficial. Além disso, para a tarefa requerida no presente estudo, seria necessário que os voluntários se sentassem sobre os eletrodos, o que causaria artefatos de movimento durante a execução dos testes. É possível que as flutuações percebidas nos torques estimados pelo modelo sejam provenientes da co-contratação dos antagonistas.

Por último, os sinais de entrada da dinâmica de ativação foram registrados por eletrodos em configuração bipolar. As alterações na distribuição espacial da ativação muscular é um fato comprovado [95]. A técnica de EMG de alta densidade permite mapear a ativação eletromiográfica de uma superfície maior do ventre muscular.

Watanabe *et al.* [50] utilizaram uma matriz de eletrodos de 64 canais para verificar a distribuição espacial da ativação do RF durante a extensão do joelho e a flexão do quadril. Os sinais registrados durante a contração submáxima de 40% não apresentaram diferenças entre as regiões distal, média e proximal para nenhuma das duas tarefas. Porém, acima deste nível, algumas diferenças puderam ser observadas.

Durante a contração submáxima de 60%, com o quadril flexionado, houve uma ativação significativamente maior das fibras distais em relação às médias e proximais, diferença esta que não foi encontrada durante a extensão do joelho. Em 80% da CVM houve diferenças significativas entre as ativações das fibras das três regiões. No entanto, com o joelho flexionado a diferença foi encontrada apenas entre as regiões distais e proximais, em que as fibras distais apresentaram maiores níveis de ativação. Isso comprova

que os eletrodos bipolares registram apenas a ativação local, o que não representa o padrão global do músculo.

No caso do RF, o estudo do Watanabe *et al.* [50] mostrou que, até o nível de contração isométrica adotada no presente estudo, a distribuição espacial foi homogênea. No entanto, esse padrão pode não ocorrer com os demais músculos do QF. Por isso, para futuros estudos, a técnica de multicanais poderá aumentar a exatidão do modelo EMG-Driven por representar a ativação global de um músculo.

# Capítulo 8

## Conclusão

Em conclusão, os modelos *EMG-Driven* estimaram que o vasto lateral foi o músculo que mais produziu torque para manter uma contração sustentada de 40%. O reto femoral foi o músculo que menos contribuiu para o torque extensor neste nível de força.

Os torques estimados tiveram de moderada a alta correlação com o torque medido, provando que os modelos foram capazes de gerar boas estimativas de força e, assim, prever o torque.

Embora não tenham ocorrido diferenças entre os percentuais de torques estimados para o mesmo músculo pelas três diferentes modelagens, a discordância do Modelo 2 com os demais modelos não permitiu assegurar se há diferenças entre a contribuição do vasto intermédio e o vasto medial.

A eletromiografia de superfície empregada para obter a ativação neural do vasto intermédio não apresentou vantagens sobre a ativação estimada pela média dos vastos medial e lateral, ou pela equação de regressão. Isto revela que, para estimativa deste músculo, as formas mais práticas são bem aplicadas, como a média pelos vastos, por exemplo, ao menos nos níveis de força aqui considerados.

Os EMG's normalizados apresentaram médias estatisticamente iguais, enquanto que as contribuições de torques por cada um dos músculos foram diferentes. Consequentemente, as diferenças significativas encontradas entre o torque gerado pelos músculos individualmente devem-se às diferentes características biomecânicas de cada um deles.

Os próximos passos dos estudos aplicados à compreensão do compartilhamento de torque pelos músculos do quadríceps femoral é aplicar o modelo *EMG-Driven* em populações com perfil variado e diferentes níveis de força.

# Referências Bibliográficas

- [1]LIEB, F., PERRY, J. “Quadriceps function. An anatomical and mechanical study using amputated limbs.” *Journal of Bone Joint Surg Am*, v. 50, n.8, pp. 1535 - 1548, 1968.
- [2]MEIER, W., MIZNER, R., MARCUS, R., DIBBLE, L., PETERS, C., LASTAYO, P. “Total knee arthroplasty: muscle impairments, functional limitations, and recommended rehabilitation approaches.” *J Orthop Sports Phys Ther*. v.38, n.5, pp. 246 - 256, 2008.
- [3]MIRZABEIGI, E., JORDAN, C., GRONLEY, J., ROCKOWITZ, N., PERRY, J. “Isolation of the vastus medialis oblique muscle during exercise.” *Am J Sports Med*, v.27, n.1, pp. 50 - 53, 1999.
- [4]FELICIO, L., BAFFA, A., LIPORACCI, R., SAAD, M., DE OLIVEIRA, A., BEVILAQUA-GROSSI, D. “Analysis of patellar stabilizers muscles and patellar kinematics in anterior knee pain subjects.” *J Electromyogr Kinesiol*. v.21, n.1, pp. 148 - 153, 2011.
- [5]ELIAS, J., BRATTON, D., WEINSTEIN, D., COSGAREA, A. “Comparing two estimations of the quadriceps force distribution for use during patella femoral simulation.” *Journal of Biomechanics*, v.39, n.5, pp. 865 - 872, 2006.
- [6]LIEBER, R. *Skeletal muscle structure and function: Implications for rehabilitation and sports medicine*. USA, Lippincott Williams e Wilkins, 1992.
- [7]LLOYD, D., BESIEN, T. “An EMG-driven musculoskeletal model for estimation of the human knee joint moments across varied tasks.” *Journal of Biomechanics*, v.36, p. 765 – 776, 2003.

- [8]DING, Q., ZHAO, X., XIONG. A., HAN, A. “A novel motion estimate method of human joint with EMG-driven model.” *Proc. 5th Int. Bioinformatics and Biomedical Engineering*, pp. 1 - 5, 2011.
- [9]SON, J., KIM, S., AHN, S., RYU, J., HWANG, S., KIM, Y. “Determination of the Dynamic Knee Joint Range of Motion During Leg Extension Exercise Using an EMG-Driven Model.” *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, v. 13, n. 1, p. 117 - 123, 2012.
- [10]KUMAR, D., RUDOLPH, K., MANAL, K. “EMG-Driven Modeling Approach to Muscle Force and Joint Load Estimations: Case Study in Knee Osteoarthritis.” *Journal of Orthopaedic Research*. v.30, n.3, pp. 377 - 183, 2012.
- [11]BUCHANAN,T., LLOYD,D., MANAL, K., BESIER, T. “Neuromusculoskeletal modeling: Estimation of muscle forces and joint moments and movements from measurements of neural command.” *Journal of Applied Biomechanics*, v. 20, n.4, pp. 367 – 395, 2004.
- [12]OLIVEIRA, L., MATTA, T., MENEGALDO, L. “Estimation of vastus intermedius activity: The impact on torque prediction accuracy in an EMG-DRIVEN model of the knee.” *Congress of the International Society of Biomechanics ISB*, Bruxelles. Proceedings of ISB, 2011.
- [13]HILL, A. “The heat of shortening and the dynamic constants of muscle.” *Proceedings of the Royal Society of London. Series B, Biological Sciences*, v. 126, n. 843, pp. 136 - 195, 1938.
- [14]ZAJAC, F. “Muscle and tendon: Properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control.” *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, v. 17, n. 4, pp. 359 - 411, 1989.

- [15] MENEGALDO, L. “Modelagem Matemática, Simulação e Controle Artificial da Postura em Seres Humanos.” Dissertação de Mestrado, Faculdade de Engenharia Mecânica, Unicamp, 1997.
- [16] BESIER, T., FREDERICSON, M., GOLD, G., BEAUPRE, B., DELP, S. “Knee muscle forces during walking and running in patella femoral pain patients and pain-free controls.” *Journal of Biomechanics*, v.42, n.7, pp. 898 – 905, 2009.
- [17] TSAI, L., POWERS, C. “The use of subject-specific anatomic parameters in an EMG-Driven musculoskeletal model results in improved knee joint moment predictions when compared to generic and scaled models.” Disponível em: <[http://www.pdfdownload.org/pdf2html/view\\_online.php?url=http%3A%2F%2Fwww.asbweb.org%2Fconferences%2F2009%2F882.pdf](http://www.pdfdownload.org/pdf2html/view_online.php?url=http%3A%2F%2Fwww.asbweb.org%2Fconferences%2F2009%2F882.pdf)> Acesso em 6 de abril de 2013.
- [18] GARDINIER, E., MANAL, K., BUCHANAN, T., SNYDER-MACKLER, L. “Minimum detectable change for knee joint contact force estimates using an EMG-driven model.” *Gait & posture*, v.38, n. 4, pp. 1051 - 1053, 2013.
- [19] MENEGALDO, L., OLIVEIRA, L. “Effect of muscle model parameter scaling for isometric plantar flexion torque prediction.” *Journal of Biomechanics*, v. 42, n.15, p. 2597 – 5601, 2009
- [20] OLIVEIRA, L., MENEGALDO, L. “Individual-specific muscle maximum force estimation using ultrasound for ankle joint torque prediction using an EMG-driven Hill-type model.” *Journal of Biomechanics*, v. 43, n. 14, p. 2816 – 2821, 2010.
- [21] ZHENG, N., FLEISIG, G., ESCAMILLA, R., BARRENTINE, S. “Quasistatic model of the knee during exercises.” In: *Biomechanical Engineering Conference, Proceedings of Sixteenth Southern*, 1997.

- [22]MENEGALDO, L., OLIVEIRA, L. “The influence of modeling hypothesis and experimental methodologies in the accuracy of muscle force estimation using EMG-driven models.” *Multibody System Dynamics*, v. 28, n.1-2, pp. 21 - 36, 2012.
- [23]SHAO, Q., BASSETT, D., MANAL, K., BUCHANAN, T. “An EMG-driven Model to Estimate Muscle Forces and Joint Moments in Stroke Patients.” *Comput Biol Med*, v.39, n.12, pp. 1083 – 1088, 2009.
- [24]SARTORI, M., REGGIANI, M., LLOYD, D., PAGELLO, E. “An EMG-driven Musculoskeletal Model of the Human Lower Limb for the Estimation of Muscle Forces and Moments at the Hip, Knee and Ankle Joints in vivo.” In: *Proc. of Int. Conf. on Simulation, Modeling and Programming for Autonomous Robots*. pp. 137 – 146, 2010.
- [25]MANAL, K., BUCHANAN, T. “Limitations of inverse dynamics in identifying quadriceps avoidance.” *Knee*, v.60, n.70, pp. 80, 2000.
- [26]MENEGALDO, L., OLIVEIRA, L. “An EMG-driven model to evaluate quadriceps strengthening after an isokinetic training.” Symposium on Human Body Dynamics. *Procedia IUTAM*, v.2, pp. 131 - 141, 2011.
- [27]WATANABE, K., AKIMA, H. “Cross-talk from adjacent muscle has a negligible effect on surface electromyography activity of vastus intermedius muscle during isometric contraction.” *Journal of Electromyography Kinesiology*, v. 19, n.4, p. 280 - 289, 2009.
- [28]WATANABE, K., AKIMA, H. “Validity of surface electromyography for vastus intermedius muscle assessed by needle electromyography.” *Journal of Neuroscience Methods*, v.198, pp. 332 – 335, 2011.

- [29]KELLY, D., CARTER, V., JOBE, F., KERTAN, R. “Patellar and quadriceps tendon ruptures—jumper's knee.” *The American journal of sports medicine*, v.12, n.5, pp. 375 - 380, 1984.
- [30]WEBER, F., SILVA, B., RADAELLI, R., PAIVA, C., PINTO, R. “Avaliação Isocinética em Jogadores de Futebol Profissional e Comparação do Desempenho Entre as Diferentes Posições Ocupadas no Campo.” *Rev Bras Med Esporte*, v.16, n.4, pp. 264 -268, 2010.
- [31]ZABKA, F., VALENTE, H., PACHECO, A. “Avaliação isocinética dos músculos extensores e flexores de joelho em jogadores de futebol profissional.” *Rev Bras Med Esporte*, v.17, n.3, pp. 189 – 192, 2011.
- [32]LEHANCE, C., BINET, J., BURY, T., CROISIER, J. “Muscular strength, functional performances and injury risk in professional and junior elite soccer players.” *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, v.19, n.2, pp. 243 - 251, 2009.
- [33]DYE, S. “An evolutionary perspective of the knee.” *The journal of bone and joint surgery*, v.69, n.7, pp. 976 - 983, 1987.
- [34]DANGELO, J., FATTINI, C. “Anatomia Humana - Sistêmica e Segmentar.” 3ª Ed. Editora Atheneu. Rio de Janeiro. pp. 304 – 398, 2007.
- [35]ANDRIKOULA, S., TOKIS, A., VASILADIS, H., GEORGOULIS, A. “The extensor mechanism of the knee joint: an anatomical study.” *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, v.14, n.3, pp. 214 - 220, 2006.
- [36]DRAKE, R., VOGL, W., ADAM, M. *Gray's Anatomy – Anatomia clínica para Estudantes*. Editora Elsevier - 2ª Ed, 2010.

- [37]KAPANDIJ, A. “Fisiologia articular, v. 2, membros inferiores.” *Editora Panamericana*, 5ª ed, São Paulo, 2000.
- [38]NETTER, F. *Atlas de Anatomia Humana*. 2ed. Porto Alegre, Editora Artmed.,2000.
- [39]WALIGORA, A., JOHANSON, N., HIRSCH, B. “Clinical anatomy of the quadriceps femoris and extensor apparatus of the knee.” *Clinical Orthopaedics and Related Research*, v.497, n.12, pp. 3297 - 306, 2009.
- [40]SMITH, T.; NICHOLS, R.; HARLE, D.; DONELL, S. “Do the vastus medialis obliquus and vastus medialis longus really exist? A systematic review.” *Clinical Anatomy*. v.22. n.2, pp. 183 - 99, 2009.
- [41]BLAZEVOICH, A., GILL, N., ZHOU, S. ”Intra- and intermuscular variation in human quadriceps femoris architecture assessed *in vivo*.” *Journal of Anatomy*, v.209, n. 3, pp. 289 - 310, 2006.
- [42]O’BRIEN, T., REEVES. N., BALZPOPOULOS, V. JONES, D., MAGANARIS, C. “Muscle–tendon structure and dimensions in adults and Children.” *Journal of Anatomy*, v.216, n.5, pp. 631 - 642, 2010.
- [43]YASAR, S., KAYA, S., TEMIZ, C., TEHLI, O., KURAL, C., IZCI, I. “Morphological Structure and Variations of Lumbar Plexus in Human Fetuses.” *Clinical Anatomy*, v.25. 2012.
- [44]SCHIEFER, M., POLASEK, K., TRIOLO, R., PINAULT, G., TYLER, J. “Selective stimulation of the human femoral nerve with a flat interface nerve electrode.” *J. Neural Eng.*, v.7. n.2, 2010.

- [45] BASMAJIAN, J., HARDEN, T., REGENOS, E. "Integrated actions of the four heads of quadriceps femoris: an electromyographic study." *Anat Rec*, v.172, n.1, pp.15-20. 1972.
- [46] THIRANAGAMAT, R. "Nerve supply of the human vastus medialis muscle." *J. Anat.*, 170, pp. 193 - 198. 1990.
- [47] ALBERT, T., YELNIK, A., COLLE, F., BONAN, I., LMSAU, J. "Anatomic Motor Point Localization for Partial Quadriceps Block in Spasticity." *Arch Phys Med Rehabil*, v.81, n.3, pp. 285 - 287, 2000.
- [48] SUNG, D., JUNG, J., KIM, H., HA, B., KO, Y. "Motor branch of the rectus femoris: anatomic location for selective motor branch block in stiff-legged gait." *Arch Phys Med Rehabil*, v.84, n.7. pp. 1028 - 1031, 2003.
- [49] YANG, D., MORRIS, S. "Neurovascular anatomy of the rectus femoris muscle related to functioning muscle transfer." *Plast Reconstr Surg*, v.104, n.1, pp. 102 - 110, 1999.
- [50] WATANABE, K., KOUZAKI, M., MORITANI, T. "Task-dependent spatial distribution of neural activation pattern in human rectus femoris muscle." *J Electromyogr Kinesiol*. v.22, n.2, pp. 251 - 558, 2012.
- [51] MIYAMOTO, N., WAKAHARA, T., KAWAKAMI, Y. "Task-Dependent Inhomogeneous Muscle Activities within the Bi-Articular Human Rectus Femoris Muscle." *PLoS ONE*, v.7, n.3, 2012.
- [52] AKIMA, H., TAKAHASHI, H., KUNO, S., KATSUTA, S. "Coactivation pattern in human quadriceps during isokinetic knee-extension by muscle functional MRI." *Eur J Appl Physiol.*, v.91, n.1, pp. 7 - 14, 2004.

- [53]MATHUR, S., ENG, S., MACINTYRE, D. "Reliability of surface EMG during sustained contractions of the quadriceps." *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.15, n.1, pp. 102 - 110, 2005.
- [54]LIEBER, R., FRIDÉN, J. "Clinical significance of skeletal muscle architecture." *Clinical Orthopaedics and Related Research*, n.383, pp. 140 – 151, 2001.
- [55]NARICI, M., MAGANARIS, C., REEVES, N. "Myotendinous alterations and effects of resistive loading in old age." *Scand J Med Sci Sports*, v.15, n.6, pp. 392 - 401, 2005.
- [56]LIEBER, R., FRIDEN, J. "Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture." *Muscle&Nerve*, v.23, n.11, pp. 1647 - 1666, 2000.
- [57]GANS, C., F. DE VREE. "Functional bases of fiber length and angulation in muscle." *Journal of Morphology*, v.192, pp. 63 – 85, 1987.
- [58]BLAZEVIČH, A., SHARP, N. "Understanding muscle architectural adaptation: Macro-and micro-level research." *Cells Tissues Organs*, v.181, n.1, pp. 1 - 10, 2006.
- [59]LIEBER, R., WARD, S. "Skeletal muscle design to meet functional demands." *Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences*, v.366, n.1570, pp. 1466 - 1476, 2011.
- [60]MIYATANI, M., KANEHISA, H., KUNO, S. "Validity of ultrasonography muscle thickness measurements for estimating muscle volume of knee extensors in humans." *European Journal of Applied Physiology*, v. 86, p. 203 - 208, 2002.

- [61]NOORKOIV, M., STAVNSBO, A., AAGAARD, P., .BLAZEIVICH, A. “In vivo assessment of muscle fascicle length by extended field-of-view ultrasonography”. *Journal of applied physiology*, v.109, n.6, pp. 1974 - 1979, 2010.
- [62]MAGANARIS, C., BALZPOULOS, V., BALL, D., SARGEANT, A. “In vivo specific tension of human skeletal muscle.” *Journal of applied physiology*, v. 90, n.3, pp. 865 - 872, 2001.
- [63]ERSKINE, R., JONES, D., MAGANARIS, C., DEGENS, H. In vivo specific tension of the human quadriceps femoris muscle. *European journal of applied physiology*, v. 106, n.6, pp. 827 - 838, 2009.
- [64]ERSKINE, R., JONES, D., WILLIAMS, A., STWEART, C., DEGENS, H. “Resistance training increases in vivo quadriceps femoris muscle specific tension in young men.” *Acta Physiologica*, v.199, n.1, pp. 83 – 89, 2010.
- [65]O’BRIEN, T., REEVES, N., BALZPOULOS, V., JONES, D., MAGANARIS, C. “In vivo measurements of muscle specific tension in adults and children.” *Experimental physiology*, v.95, n.1, pp. 202 - 210, 2010.
- [66]DE LUCA, C. “The use of surface electromyography in biomechanics.” *Journal of applied biomechanics*, v. 13, pp. 135 - 163, 1997.
- [67]PROJETO SENIAM. Disponível em <http://www.seniam.org/>, acessado em 02 de Fevereiro de 2013.
- [68]HERMENS, H., FRERIKS, B., DISSELHORST-KLUG, G., RAU, G. “Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures.” *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.10, n.5, pp. 361 - 374, 2000.

- [69] BASMAJIAN, J., BLUMMENSTEIN, R. "Electrode placement in EMG biofeedback." Baltimore: *Williams & Wilkins*, 1980.
- [70] BLANC, Y., DIMANICO, U. "Electrode Placement in Surface Electromyography (sEMG) "Minimal Crosstalk Area" (MCA)." *The Open Rehabilitation Journal*, v.3, pp. 110 - 126, 2010.
- [71] BASMAJIAN, J., DE LUCA, C. *Muscles alive*. Baltimore/USA, 1985.
- [72] WATANABE, K., AKIMA, H. "Normalized EMG to normalized torque relationship of vastus intermedius muscle during isometric knee extension." *European Journal of Applied Physiology*, v.106, n.5, pp. 665 - 673, 2009.
- [73] HASHEMI, J., HASHTRUDI-ZAAD, K., MORIN, E., MOUSAVI, P. "Dynamic modeling of EMG-Force relationship using parallel cascade identification." In: *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE. IEEE*, pp. 1328 - 1331, 2010.
- [74] STAUDENMANN, D., ROELEVELD, K., STEGEMAN, D., DIE'EN, J. "Methodological aspects of SEMG recordings for force estimation- a tutorial and review," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 20, n.3, pp. 375 – 387, 2010.
- [75] BOTTER, A., MARATEB, H., AFSHARIPOUR, B., MERLETTI, R. "Solving EMG-force relationship using Particle Swarm Optimization." In: *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE. IEEE*, pp. 3861 - 3864, 2011.
- [76] PIAZZA, S., DELP, S. "The influence of muscles on knee flexion during the swing phase of gait." *Journal of Biomechanics*, v.29, pp. 723 - 733, 1996.

- [77]NAM, Y., LEE, W., YOON, T. “Estimation of tendon slack lengths of quadriceps based on a least squares optimization.” In: *Engineering in Medicine and Biology Society. EMBS 2008. 30th Annual International Conference of the IEEE*. IEEE, pp. 5065 - 5068. 2008.
- [78]PINCIVERO, D., CAMPY, R., SALFETNIKOV, Y., BRIGHT, S., COELHO, A. “Influence of contraction intensity, muscle, and gender on median frequency of the quadriceps femoris.” *Journal of Applied Physiology*, v.90, n.3, pp. 804 - 810, 2001.
- [79]ALKNER, B., TESCH, P., BERG, H. “Quadriceps EMG/force relationship in knee extension and leg press.” *Medicine and science in sports and exercise*, v.32, n.2, pp. 459 - 463, 2000.
- [80]PINCIVERO, D., COELHO, A. “Activation linearity and parallelism of the superficial quadriceps across the isometric intensity spectrum.” *Muscle & nerve*, v.23, n.3, pp. 393 - 398, 2000.
- [81]PINCIVERO, D., COELHO, A., CAMPY, R., SALFETNIKOV, Y., BRIGHT A. “The effects of voluntary contraction effort on quadriceps femoris electromyogram median frequency in humans: a muscle and sex comparison.” *European Journal of Applied Physiology*, v.87, n.4, p. 448 - 455, 2002.
- [82]PLACE, N., MATKOWSKI, B., MARTIN, A., LEPERS, R. “Synergists activation pattern of the quadriceps muscle differs when performing sustained isometric contractions with different EMG biofeedback.” *Experimental brain research*, v.174, n.4, pp. 595 - 603, 2006.
- [83]JESUS, I., MELLO, R., JURANDIR, N. “Sincronismo e comparação da fadiga muscular localizada entre o vasto medial e lateral por eletromiografia de superfície em extensão do joelho.” In: *Congresso Brasileiro de Biomecânica*, 2009.

- [84]ZHANG, L., WANG, G., NUBER, G., PRESS, J., KOH, J. “In vivo load sharing among the quadriceps components.” *J Orthop Res*, v.21, pp. 565 – 571, 2003.
- [85]RUTIER, C., HODDENBACH, G., HUURNINK, A., HAAN, A. “Relative torque contribution of vastus medialis muscle at different knee angles.” *Acta Physiol*, v.194, pp. 223 - 237, 2008.
- [86]OLIVEIRA, L., MENEGALDO, L. “Input error analysis of an EMG-driven muscle model of the plantar flexors.” *Acta of Bioengineering & Biomechanics*, v.14, n.2, pp. 75 – 81, 2012.
- [87]MENEGALDO, L., OLIVEIRA L., MINATO, K., “EMGD-FE an open-source graphical user interface for estimating muscle forces in the lower limb using an EMG-driven model” *Journal of Biomedical Engineering OnLine*, 2014.
- [88]MORSE, C., DEGENS, H., JONES, D. ”The validity of estimating quadriceps volume from single MRI cross-sections in young men.” *European Journal of Applied Physiology*, v.100, n.3, pp. 267 – 274, 2007.
- [89]SCHNEIDER, C., RASBAND, W., ELICEIRI, K. "NIH Image to ImageJ: 25 years of image analysis". *Nature Methods*, v.9, n.7, pp. 671 - 675, 2012.
- [90]AKIMA, H., SAITO, A., WATANABE, K., KOUZAKI, M. “Alternate muscle activity patterns among synergists of the quadriceps femoris including the vastus intermedius during low-level sustained contraction in men.” *Muscle & nerve*, v.46, n.1, pp. 86 - 95, 2012.
- [91] ILES, J., PARDOE, J. “Changes in transmission in the pathway of heteronymous spinal recurrent inhibition from soleus to quadriceps motor neurons during movement in man.” *Brain*, v.122, n. 9, pp. 1757-1764, 1999.

- [92] AKIMA, H., SAITO, A. "Inverse activation between the deeper vastus intermedius and superficial muscles in the quadriceps during dynamic knee extensions." *Muscle & nerve*, v.47, n.5, pp. 682 - 690, 2013.
- [93] MANAL, K., BUCHANAN, T. "A one-parameter neural activation to muscle activation model: estimating isometric joint moments from electromyograms." *Journal of Biomechanics*, v.36, n.8, pp. 1197 - 1202, 2003.
- [94] KONG, P., VAN HASELEN, J. "Revisiting the influence of hip and knee angles on quadriceps excitation measured by surface electromyography: Original research article." *International SportMed Journal*, v.11, n.2, pp. 313 - 323, 2010.
- [95] FARINA, D., LECLERC, F., ARENDT-NIELSEN, L., BUTTELLI, O., MADELEINE, P. "The change in spatial distribution of upper trapezius muscle activity is correlated to contraction duration." *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.18, n.1, p. 16 - 25, 2008.

# Apêndice A

## Estimativa da área de secção transversa fisiológica

### A.1 Medidas de ângulo de penação e comprimento de fascículo do vasto intermédio, vasto medial e reto femoral.

As medidas de ângulo de penação (AP) e espessura muscular (EM) do vasto intermédio (VI), vasto medial (VM) e reto femoral (RF) (Figura A.1) foram feitas com o software IMAGE J [89].

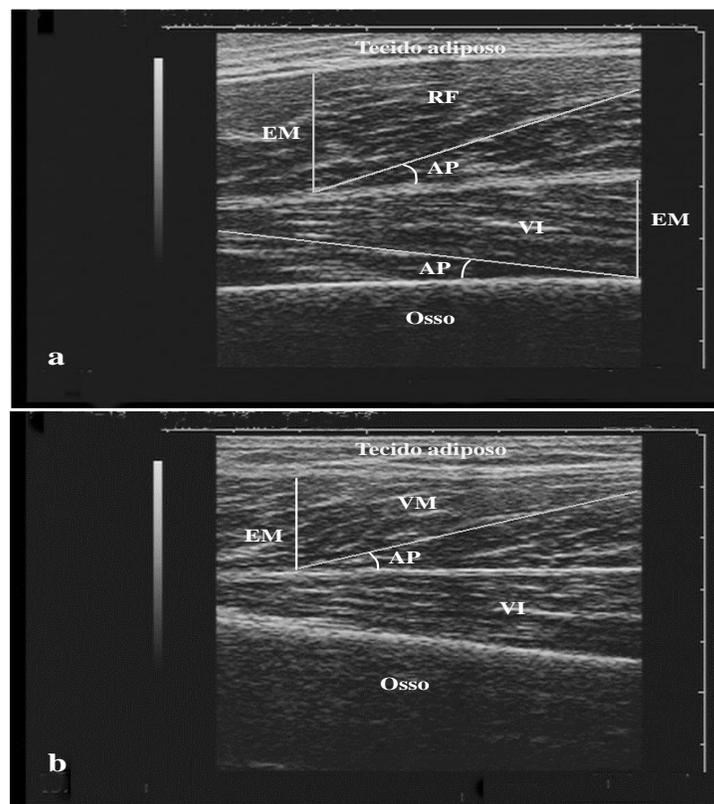


Figura A.1: Medidas realizadas com o IMAGE J [89] nos músculos vasto intermédio (VI) e reto femoral (RF) na mesma imagem (a). Na figura abaixo, são mostradas as medidas no vasto medial (VM) (b). (AP = ângulo de penação; EM = espessura muscular).

O comprimento de fascículo (CFasc) foi estimado pela Equação A.1, de acordo com Blazevich *et al.* [96].

$$CFasc (cm) = \frac{EM (cm)}{\text{sen. } (AP^\circ)} \quad (\text{A.1})$$

As médias e desvio-padrão (DP) do AP e CFasc dos músculos foram apresentadas na Tabela A.1.

Tabela A.1: Média  $\pm$  desvio-padrão do comprimento de fascículo (CFasc) e ângulo de penetração (AP)

	CFasc (cm)	AP ( $^\circ$ )
Vasto intermédio	6,93 $\pm$ 0,75	14,86 $\pm$ 2,05
Vasto medial	6,86 $\pm$ 1,09	21,34 $\pm$ 2,50
Reto femoral	8,26 $\pm$ 1,06	18,03 $\pm$ 2,22

## A.2 Medidas de ângulo de penetração e comprimento de fascículo do vasto lateral.

Para aquisição das imagens do vasto lateral (VL) foi empregado um equipamento de ultrassom que possibilita gerar imagens panorâmicas. Um goniômetro manual foi posicionado com fulcro sobre o centro da patela e a haste fixa alinhada a reta desenhada entre a espinha ilíaca ântero-superior e a borda superior da patela. A haste móvel foi deslocada lateralmente a 15°, ângulo das fibras do VL em relação ao eixo do fêmur [1]. Então, outra linha foi tracejada e um molde posto sobre esta linha serviu para manter o alinhamento do transdutor sobre a região de 50 a 70% do comprimento da coxa (Figura A.2). As imagens foram obtidas em modo B panorâmico, transdutor linear, frequência central de excitação de 10 MHz, em eixo perpendicular a pele, sentido longitudinal, mantendo uma velocidade constante. Este protocolo foi adaptado do trabalho de Noorkoiv *et al.* [61].



Figura A.2: O molde utilizado para manter o transdutor alinhado é identificado pela seta.

As medidas de AP e CFasc foram realizadas no IMAGE J [89]. O CFasc foi medido sem extrapolação ou estimativas trigonométricas, assumindo sua curvatura (Figura A.3).

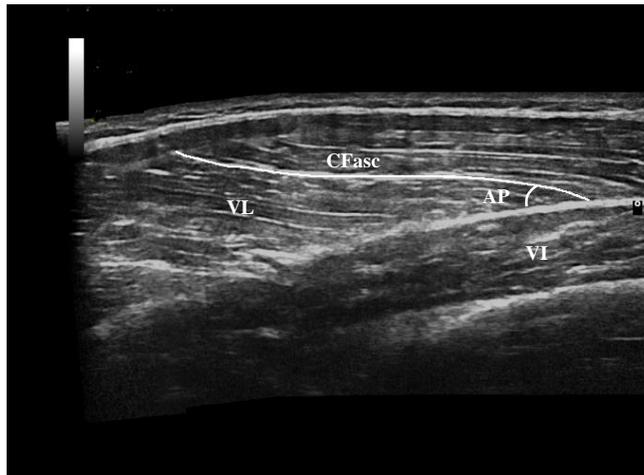


Figura A.3: Ângulo de penetração (AP) e Comprimento do fascículo (CFasc) do músculo vasto lateral (VL). (VI = vasto intermédio).

O CFasc médio encontrado foi de  $7,71 \pm 1,00$  cm e o AP foi de  $14,76 \pm 1,63^\circ$ .

### A.3 Estimativa do volume muscular individual

O volume muscular do quadríceps femoral (QF) foi estimado de acordo com a metodologia proposta por Miyatani *et al.* [60]. A equação de regressão múltipla aplicada foi a seguinte (Equação A.2):

$$VMusc (cm^3) = (MT \times 361,733) + (\iota \times 37,271) - 1687,216 \quad , \quad (A.2)$$

onde MT é a espessura entre a interface do tecido adiposo-músculo até a interface músculo-osso medida com ultrassonografia (Figura A.4) e  $\iota$  é o comprimento do membro medido do trocânter maior a interlinha articular do joelho.

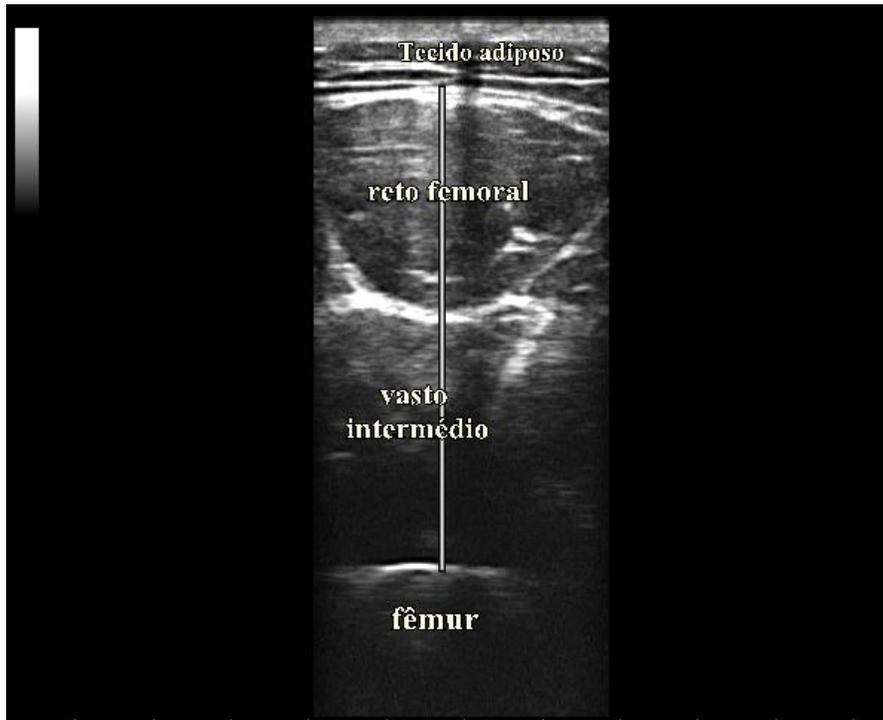


Figura A.4: Imagem realizada a 50% do comprimento entre a trocânter maior e a interlinha articular do joelho, na região anterior da coxa direita. (RF = reto femoral; VI = vasto intermédio).

As proporções de volumes descritas por O'Brien *et al.* [42] (VL = 34%; VI = 28%; VM = 24%; e RF = 14%) foram utilizadas para calcular o volume de cada músculo do QF. Os volumes encontrados foram apresentados na Tabela A.2.

Tabela A.2: Tabela de volumes calculados para o quadríceps femoral e seus componentes.

	Volume (cm <sup>3</sup> )
Quadríceps femoral	1946,61 ± 215,55
Vasto lateral	661,85 ± 73,28
Vasto intermédio	545,05 ± 60,35
Vasto medial	467,19 ± 51,73
Reto femoral	272,53 ± 30,17

## A.4 Cálculo da área de secção transversa fisiológica

A área de secção transversa fisiológica (ASTF) foi estimada conforme a equação proposta por Lieber [6] (Equação A.3):

$$ASTF (cm^2) = \frac{VMusc (cm^3) \times \cos. AP(^{\circ})}{CF (cm)} \quad (A.3)$$

Onde CF é o comprimento de fibra muscular.

O CF foi substituído pelo CFasc, pois todas as fibras estão conectadas dentro de um fascículo. Assim, um fascículo representa suas fibras funcionalmente [61]. As ASTF's foram disponibilizadas na Tabela A.3.

Tabela A.3: Tabela das áreas de secção transversa fisiológica (ASTF) do quadríceps femoral e seus componentes.

	ASTF (cm <sup>2</sup> )
Quadríceps femoral	256,86 ± 27,40
Vasto lateral	84,26 ± 13,93
Vasto intermédio	76,41 ± 9,05
Vasto medial	64,51 ± 9,58
Reto femoral	31,67 ± 4,03

## Referência Suplementar

- [96]BLAZEVIK, A., GILL, N., BRONKS, R., NEWTON, R. “Training-specific muscle architecture adaptation after 5-wk training in athletes.” *Medicine and science in sports and exercise*, v. 5, n.12, p. 2013-2022, 2003.

# Apêndice B

## Estimativa da tensão específica

Para estimar uma tensão específica (TE) individualizada foi proposta um cálculo a partir do torque máximo ( $T_{max}$ ) medido para cada voluntário (Equação B.1 - 5):

$$T_{max} (N.m) = F^{om} (N) \times BF (m) \quad (B.1)$$

Onde a  $F^{om}$  é a força máxima muscular isométrica e o BF é o braço de força.

Considerando que:

$$F^{om} (N) = ASTF (cm^2) \times TE (Pa) \quad (B.2)$$

$$T_{max} (N.m) = ASTF (m^2) \times TE (N/m^2) \times BF (m) \quad (B.3)$$

O  $T_{max}$  do quadríceps é calculado da seguinte forma:

$$T_{max} (N.m) = [(ASTF_{VI} (m^2) \times BF_{VI} (m)) + (ASTF_{VL} (m^2) \times BF_{VL} (m)) + (ASTF_{VM} (m^2) \times BF_{VM} (m)) + (ASTF_{RF} (m^2) \times BF_{RF} (m))] \times TE (N/m^2), \quad (B.4)$$

$$TE (N/m^2) = T_{max} (N.m) / [(ASTF_{VI} (m^2) \times BF_{VI} (m)) + (ASTF_{VL} (m^2) \times BF_{VL} (m)) + (ASTF_{VM} (m^2) \times BF_{VM} (m)) + (ASTF_{RF} (m^2) \times BF_{RF} (m))], \quad (B.5)$$

O BF de cada músculo do QF foi extraído do modelo *Both Legs* do Opensim [97], da curva ângulo articular – braço de força a 90° de flexão do joelho (Tabela B.1).

Tabela B.1: Braços de força individuais dos músculos do quadríceps femoral.

	Vasto lateral	Vasto intermédio	Vasto medial	Reto femoral
Braço de força (m)	0,028	0,028	0,029	0,027

Com o cálculo, foi encontrada uma TE média de  $46,25 \pm 8,62 \text{ N/m}^2$ .

## Referência Suplementar

- [97]DELP, S., ANDERSON, F., ARNOLD, A., LOAN HABIB A., JOHN, C., GUENDELMAN, E., T HELEN, D., “Opensim: Open- source software to create and analyze dynamic simulation of movement.” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 54, pp. 1940 – 1950, 2007.