



**COPPE/UFRJ**

ESTIMATIVA DA DISTRIBUIÇÃO DE TORQUE NOS MÚSCULOS DO TRÍCEPS  
SURAL COM PARÂMETROS OBTIDOS POR ULTRASSOM

Rafael Griffo de Lacerda

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: Jurandir Nadal

Liliam Fernandes de Oliveira

Rio de Janeiro  
Setembro de 2009

ESTIMATIVA DA DISTRIBUIÇÃO DE TORQUE NOS MÚSCULOS DO TRÍCEPS  
SURAL COM PARÂMETROS OBTIDOS POR ULTRASSOM

Rafael Griffó de Lacerda

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.

Aprovada por:

---

Prof. Jurandir Nadal, D.Sc.

---

Profa. Liliam Fernandes de Oliveira, D.Sc.

---

Prof. Marco Antonio Von Kruger, Ph.D.

---

Prof. Luciano Luporini Menegaldo, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

SETEMBRO DE 2009

Lacerda, Rafael Griffó de

Estimativa Da Distribuição De Torque Nos Músculos Do  
Tríceps Sural Com Parâmetros Obtidos Por Ultrassom/ Rafael  
Griffó de Lacerda. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2009.

X, 47 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Jurandir Nadal

Lilium Fernandes de Oliveira

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de  
Engenharia Biomédica, 2009.

Referências Bibliográficas: p. 37-47.

1. Biomecânica. 2. Modelagem matemática. 3. Torque  
muscular. 4. Ultrassom. 5. Contração voluntária máxima. I.  
Nadal, Jurandir *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro,  
COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

## AGRADECIMENTOS

À minha família pelo amor, credibilidade, apoio e compreensão.

À professora Liliam pela enorme sabedoria compartilhada, dedicação, tempo, paciência e amizade.

Ao professor Jurandir pela valiosa colaboração para este trabalho.

Aos amigos do LABMUSC por toda ajuda, amizade e parceria.

Ao pessoal da Esefex pelo auxílio específico no trabalho e pela disponibilidade.

Aos amigos do Laboratório de Processamento e Imagens e Sinais Biológicos

Aos amigos da turma de 2006 do PEB.

À Barbara pela inspiração.

Ao CNPq e CAPES pelo apoio financeiro.

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

ESTIMATIVA DA DISTRIBUIÇÃO DE TORQUE NOS MÚSCULOS DO TRÍCEPS  
SURAL COM PARÂMETROS OBTIDOS POR ULTRASSOM

Rafael Griffo de Lacerda

Setembro/2009

Orientadores: Jurandir Nadal

Liliam Fernandes de Oliveira

Programa: Engenharia Biomédica

Modelos matemáticos são importantes ferramentas de estimativa do percentual do torque muscular individual. Fundamentados nas anatomias interna e externa do músculo, avanços das técnicas de imagem *in vivo* e em tempo real são essenciais no seu desenvolvimento. Um destes modelos estima o torque individual de qualquer músculo em contração voluntária máxima (*CVM*) a partir dos parâmetros anatômicos medidos ou estimados em imagens obtidas por Ultrassonografia (*US*) e ressonância magnética. Sendo assim, o objetivo deste trabalho foi estimar os torques individuais dos músculos do tríceps sural em *CVM*, utilizando parâmetros obtidos somente pela *US*, e comparar seu somatório ( $\Sigma_{TE}$ ) com o torque mensurado por dinamometria. O estudo contou com a participação de sete homens ativos, sem treinamento específico de resistência. Os torques apresentaram medianas sem diferença estatística (114 *Nm* para o  $\Sigma_{TE}$  e 123 *Nm* para o torque medido), embora tenham sido encontrados valores percentuais divergentes e o teste de Bland & Altman não tenha apontado uma relação satisfatória. Problemas relacionados ao volume e ao braço de força dos músculos, às medidas do músculo sóleo e a possíveis padrões anatômicos ainda não corretamente descritos foram os fatores limitantes na obtenção de estimativas mais acuradas. Progressos na mensuração direta dos parâmetros musculares, bem como nas medidas do sóleo, e os avanços das técnicas de quantificação dos padrões citados acima contribuirão para uma melhor estimativa do torque muscular individual gerado dentro de um gesto motor.

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

ESTIMATION OF TORQUE DISTRIBUTION IN THE MUSCLES OF THE  
TRICEPS SURAE WITH ULTRASONOGRAPHY-OBTAINED PARAMETERS

Rafael Griffo de Lacerda

September/2009

Advisors: Jurandir Nadal

Liliam Fernandes de Oliveira

Department: Biomedical Engineering

Mathematical models are important tools to estimate the percentile of the individual muscular torque. Based on the internal and external muscle anatomies, the progress of *in vivo* and real-time image techniques are essential for its development. One of these models estimates the individual torque of any muscle in maximum voluntary contraction (*MVC*) using measured or estimated anatomical parameters from images obtained by Ultrasonography (*US*) and *magnetic resonance*. Therefore, the objective of the present work was to estimate the individual muscular torque of triceps surae in *MVC*, using as variables the parameters only obtained by *US*, and to compare its sum ( $\Sigma_{TE}$ ) with the dynamometry-measured torque. The study counted with the participation of seven active men, without specific resistance training. The torques presented no significant differences between medians (114 *Nm* for  $\Sigma_{TE}$  and 123 *Nm* for the torque measured), although conflicting percentile values have been found and the Bland & Altman test has not pointed a satisfactory relationship. Problems related to muscular volume and moment arm to the measure of the soleus muscle and to possible anatomical standards still not properly described were the limiting factors for the obtainment of more accurate estimations. Advances in the direct mensuration of muscle parameters, as well as in the Soleus measures, and the progress of quantification techniques for the above-mentioned standards will contribute to a better estimation of the individual muscular torque generated during a motor gesture.

## SUMÁRIO

<b>AGRADECIMENTOS</b> .....	iv
<b>RESUMO</b> .....	v
<b>ABSTRACT</b> .....	vi
<b>SUMÁRIO</b> .....	vii
<b>LISTA DE SÍMBOLOS</b> .....	ix
<b>Capítulo 1 – Introdução</b> .....	1
1.1 Objetivo .....	3
1.2 Motivação do Estudo .....	3
1.2 Organização do Trabalho .....	3
<b>Capítulo 2 – Revisão da Literatura</b> .....	4
2.1 Sistema Músculo-esquelético .....	4
2.1.1 Anatomia e Cinesiologia .....	4
2.1.2 Biomecânica .....	11
2.1.2.1 – Braço de força do músculo .....	11
2.1.2.1 – Torque muscular .....	11
2.2 Complexo Tornozelo .....	12
2.2.1 Tríceps Sural .....	13
2.3 Modelos Matemáticos .....	15
2.3.1 Modelo de Maganaris .....	16
<b>Capítulo 3 – Materiais e Métodos</b> .....	18
3.1 Amostra do estudo .....	18
3.2 Instrumentação .....	18
3.2.1 Ultrassom .....	18
3.2.2. Dinamômetro .....	18
3.3 Aquisição dos dados .....	19
3.4 Modelo .....	20
3.4.1 Quantificação dos parâmetros .....	20
3.4.1.1 Parâmetros medidos .....	20
3.4.1.2 Parâmetros estimados .....	23
3.5 Análise estatística.....	26

<b>Capítulo 4 – Resultados .....</b>	<b>27</b>
<b>Capítulo 5 – Discussão .....</b>	<b>31</b>
<b>Capítulo 6 – Conclusão .....</b>	<b>36</b>
<b>Referências Bibliográficas .....</b>	<b>37</b>



## LISTA DE SÍMBOLOS

$AP$	–	Ângulo de penação
$AP_{CVM}$	–	Ângulo de penação em <i>CVM</i>
$AST$	–	Área de secção transversa
$AST_{ANAT}$	–	Área de secção transversa anatômica
$AST_{FISIO}$	–	Área de secção transversa fisiológica
$BF$	–	Braço de força
$BF_{CVM}$	–	Braço de força do músculo em <i>CVM</i>
$BF_{MUSC}$	–	Braço de força do músculo
$CR_{ART}$	–	Centro de rotação articular
$CVM$	–	Contração voluntária máxima
$EA_{FM}$	–	Eixo de ação da força muscular
$EM$	–	Espessura muscular
$F_{MUSC}$	–	Força do músculo
$GM$	–	Gastrocnêmio medial
$GL$	–	Gastrocnêmio lateral
$L_0$	–	Comprimento ótimo
$L_F$	–	Comprimento da fibra
$L_{F\_CVM}$	–	Comprimento da fibra em <i>CVM</i>
$L_{F\_REP}$	–	Comprimento da fibra em repouso
$L_{FASC}$	–	Comprimento do fascículo
$L_{FASC\_CVM}$	–	Comprimento do fascículo em <i>CVM</i>
$L_{FASC\_REP}$	–	Comprimento do fascículo em repouso
$L_{MUSC}$	–	Comprimento do músculo
$L_{PERNA}$	–	Comprimento da perna
$L_{SARC}$	–	Comprimento do sarcômero
$L_{SARC\_CVM}$	–	Comprimento do sarcômero em <i>CVM</i>
$L_{SARC\_REP}$	–	Comprimento do sarcômero em repouso
$n$	–	Número estimado de sarcômeros em série
$RMI$	–	Ressonância Magnética por Imagem
$\sigma$	–	Tensão da fibra

$\Sigma_{TE}$	–	Somatório dos torques estimados
$SOL$	–	Sóleo
$T$	–	Torque da força
$T_{AT}$	–	Tensão ativa
$TC$	–	Tomografia computadorizada
$T_{MAX}$	–	Torque muscular máximo em $CVM$
$T_{MED}$	–	Torque medido
$T_{MUSC}$	–	Torque muscular
$T_{PAS}$	–	Tensão passiva
$TS$	–	Tríceps sural
$T_{TOT}$	–	Tensão total
$US$	–	Ultrassonografia
$US_M$	–	Ultrassom
$VM$	–	Volume muscular
$VM_{FP}$	–	Volume muscular dos flexores plantares

# Capítulo 1

## INTRODUÇÃO

Movimento humano e produção de força, características fundamentais do sistema músculo-esquelético (ROCHA, 2004) são descritos por conceitos fisiológicos, anatômicos e biomecânicos. A interação dessas áreas de estudo estabelece os principais mecanismos envolvidos neste sistema: a contração e a mecânica muscular. O primeiro é a base para produção de força e o segundo determina a relação dessa força com os componentes anatômicos dos músculos, internos e externos, desde níveis moleculares até grupamentos musculares em gestos motores. Uma das principais relações, denominada comprimento-tensão (LIEBER, 2002, HAMILL e KNUTZEN, 1999) associa a capacidade de tensão máxima que uma fibra isolada pode produzir em determinado comprimento (GORDON *et al.*, 1966). No entanto não apresenta relação direta com a capacidade de produção de torque *in vivo* dos grupamentos musculares porque é medida a partir de fibras musculares *in vitro* e não considera fatores como a presença dos componentes elásticos em série (EPSTEIN e HERZOG, 2003) e as variações anatômicas internas e externas dos músculos (MAGANARIS, 2003). Portanto, oferece pouca aplicabilidade direta no estudo dos movimentos (MAGANARIS, 2003). Outra relação, a curva torque-ângulo, descreve o torque isométrico máximo gerado em diferentes amplitudes articulares pelo grupamento muscular envolvido (MAGANARIS, 2001), aumentando sua aplicabilidade na análise de situações reais (HERZOG, *et al.*, 1991). Entretanto, não informa o percentual do torque de cada um dos músculos (MAGANARIS, 2001, CHANG *et al.*, 1999). Progressos nesta área ampliarão o entendimento do desempenho do músculo em um gesto motor específico, proporcionando avanços nos processos de reabilitação, treinamento físico, reconstrução ligamentar e implementação de órteses e próteses (HERZOG *et al.*, 1991)

A maioria dos estudos nesta linha utiliza a modelagem matemática como o principal método de análise (HERZOG *et al.*, 1991, KAWAKAMI e FUKUNAGA, 2006; CHANG *et al.*, 1999). Os modelos matemáticos de predição do torque muscular individual o estimam a partir do modelo clássico da contração proposto por Hill (HILL, 1938) ou por modelos geométricos, constituídos por parâmetros internos e externos

(MAGANARIS, 2001, MAGANARIS, 2004). A estimativa acurada da força pelos modelos está vinculada à capacidade de mensuração dos seus parâmetros.

Inicialmente, devido às limitações metodológicas, os parâmetros eram medidos em cadáveres ou *in vitro* (EPSTEIN e HERZOG, 1998), estimados a partir de outros modelos (MAGANARIS *et al.*, 1998) ou obtidos por processos de otimização (CHANG *et al.*, 1999). Com o desenvolvimento da instrumentação biomédica, especialmente das técnicas de imagem como a ultrassonografia (*US*), a tomografia computadorizada (*TC*) e a ressonância magnética por imagem (*RMI*), os parâmetros passaram a ser medidos diretamente nos músculos e em tempo real, permitindo um aprimoramento nas estimativas e a construção de modelos mais precisos (MAGANARIS, 2001; FUKUNAGA *et al.*, 2001). Como consequência deste avanço MAGANARIS (2004) propôs um modelo que estima o torque individual de qualquer músculo em contração voluntária máxima (*CVM*), a partir de parâmetros medidos ou estimados diretamente pelas técnicas de *RMI* e *US*.

Consideradas padrão-ouro (ELLIOT *et al.*, 1997, REEVES *et al.*, 2004), a *RMI* e a *TC* medem os parâmetros da arquitetura muscular e da anatomia externa. Entretanto, são técnicas onerosas (NARICI, 1999), de difícil acesso e, no caso da *TC*, com exposição à radiação ionizante (GADEBERG *et al.*, 1999), diminuindo suas aplicações em trabalhos acadêmicos e aplicados. Uma alternativa encontrada foi a utilização da *US*, por ser uma técnica padrão-ouro na visualização de alguns parâmetros e de boa reprodutibilidade de outros, além de ser menos onerosa, de fácil manuseio, portátil e não oferecer risco aos indivíduos (BOJSEN-MØLLER *et al.*, 2004, CHOW *et al.*, 2000, FUKUNAGA *et al.*, 1997, HERBERT *et al.*, 2002, ITO *et al.*, 2000, KAWAKAMI *et al.*, 1998, KUBO *et al.*, 2002, KURIHARA *et al.*, 2005, MAGANARIS, 2001, MAGANARIS, 2003, MAGANARIS e PAUL, 2002, MAGANARIS *et al.*, 1998, MAGANARIS *et al.*, 2006a, MAGANARIS *et al.*, 2006b, MIYATANI *et al.*, 2004, MURAMATSU *et al.*, 2002, NARICI, 1999, NARICI *et al.*, 2003).

## **1.1 OBJETIVO**

O presente estudo visa a estimar o torque individual dos músculos que compõem o grupamento muscular tríceps sural em contração voluntária máxima, a partir do modelo genérico proposto por MAGANARIS (2004), com todos os parâmetros medidos ou estimados pela ultrassonografia. Sua validação resulta da comparação entre o somatório desses torques e o torque total medido. A hipótese a ser testada é de que o modelo estime acuradamente os torques individuais e que o somatório seja estatisticamente não diferente do torque mensurado.

## **1.2 MOTIVAÇÃO DO ESTUDO**

A medida individual do percentual do torque muscular permitirá um avanço considerável na compreensão do movimento e um melhor desenvolvimento e aperfeiçoamento das técnicas em reabilitação e treinamento físico. A escolha do Tríceps sural foi determinada pela capacidade de mensuração direta dos seus parâmetros e pelo número significativo de importantes contribuições pertinentes ao tema abordado, possibilitando comparações com os resultados aqui expostos.

## **1.3 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO**

No Capítulo 2 é apresentada uma revisão da literatura que descreve a interação das principais características anatômicas, cinesiológicas e biomecânicas do sistema muscular na produção do torque individual, com destaque para o grupamento muscular tríceps sural. Em seguida, uma descrição dos modelos matemáticos que estimam a força muscular e os avanços a partir das técnicas de imagem. O modelo utilizado é apresentado na parte final. No Capítulo 3 é descrito como o estudo foi conduzido, as características dos sujeitos, a instrumentação utilizada, os procedimentos, a análise dos parâmetros e a estatística empregada. Os resultados obtidos são apresentados no Capítulo 4 e, no Capítulo 5, se discute os valores de cada um dos parâmetros e os resultados estimados, comparando-os com a literatura, além das limitações e possíveis avanços. Por fim, o Capítulo 6 sintetiza as conclusões do estudo.

## **Capítulo 2**

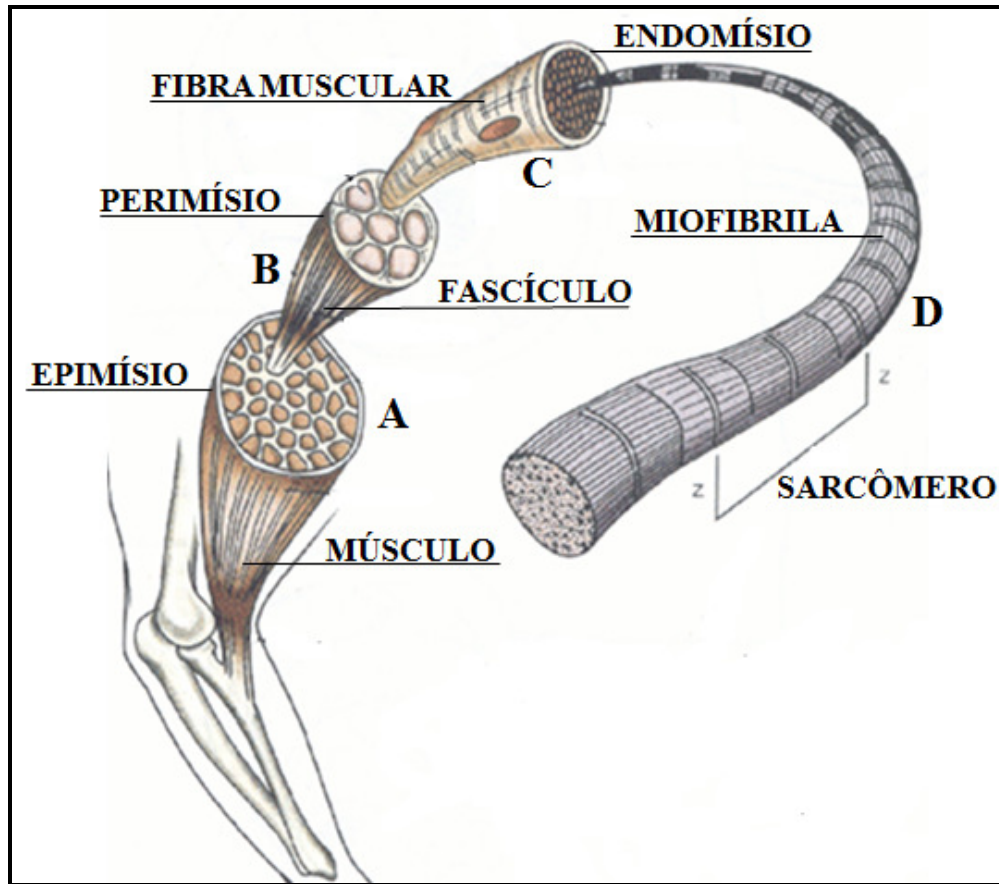
### **REVISÃO DA LITERATURA**

#### **2.1 SISTEMA MÚSCULO-ESQUELÉTICO**

##### **2.1.1) Anatomia e Cinesiologia**

O sistema músculo-esquelético, principal responsável pelo movimento e pela produção de força, é formado por ossos, tecido conjuntivo e músculos. Essas estruturas compõem a unidade funcional do gesto motor, a articulação, embora a maioria dos movimentos descritos por uma articulação seja, na verdade, correspondente aos somatórios e ajustes de articulações adjacentes que formam um complexo articular. Os principais exemplos são os complexos do ombro, cotovelo, joelho e tornozelo (NEUMANN, 2006). O encaixe ósseo é responsável pela estabilidade, amplitude e sistema de alavancas do corpo humano e o tecido conjuntivo orienta e limita esses movimentos, além de proteger as articulações de forças tensivas, compressivas, de cisalhamento e de torção. Entretanto é o músculo, fundamentado na contração muscular e nas suas anatomias interna e externa, o responsável direto pela produção de força e, conseqüentemente, de movimento.

O músculo é formado por uma parte central e duas extremidades. A parte central, conhecida por ventre muscular, é composta por milhares de fascículos agrupados por um tecido conectivo fibroso, denominado Epimísio, de acordo com sua anatomia interna específica, a arquitetura muscular (Figura 1-A). Cada fascículo, envolvido por outra camada de tecido conectivo, o Perimísio, contém até centenas de fibras musculares paralelas e longitudinais (Figura 1-B). Uma única fibra, também envolvida por tecido conectivo, o Endomísio, é composta por centenas a milhares de miofibrilas igualmente dispostas (Figura 1-C). Cada uma das miofibrilas possui milhares de sarcômeros em série (Figura 1-D) (HAMILL e KNUTZEN, 1999, KANDEL *et al.*, 2000).



**Figura 1 – Anatomia interna do músculo (Figura adaptada de BANKOFF, 2007).**

O sarcômero é a unidade funcional básica do músculo porque é constituído de material responsável pela contração muscular (RASH, 1989), conhecida por tensão ativa ( $T_{AT}$ ). Embora ainda não totalmente definida, admiti-se que a contração ocorra por meio do mecanismo descrito pela teoria dos filamentos deslizantes (HUXLEY, 1969). Portanto, o ventre muscular é formado pelos componentes contráteis ou ativos do músculo.

Nas extremidades, o Epimísio, denominado aponeurose externa, e o Perimísio se unem e formam uma estrutura entrelaçada e com alta capacidade de suportar forças tensivas, denominada tendões (RASH, 1989). O local de supressão do material contrátil e formação dos tendões é denominado junção miotendínea. Os tendões, estruturas em série com os componentes contráteis, e os tecidos conectivos, em paralelo, são considerados os componentes não-contráteis ou passivos do músculo (LIEBER, 2002).

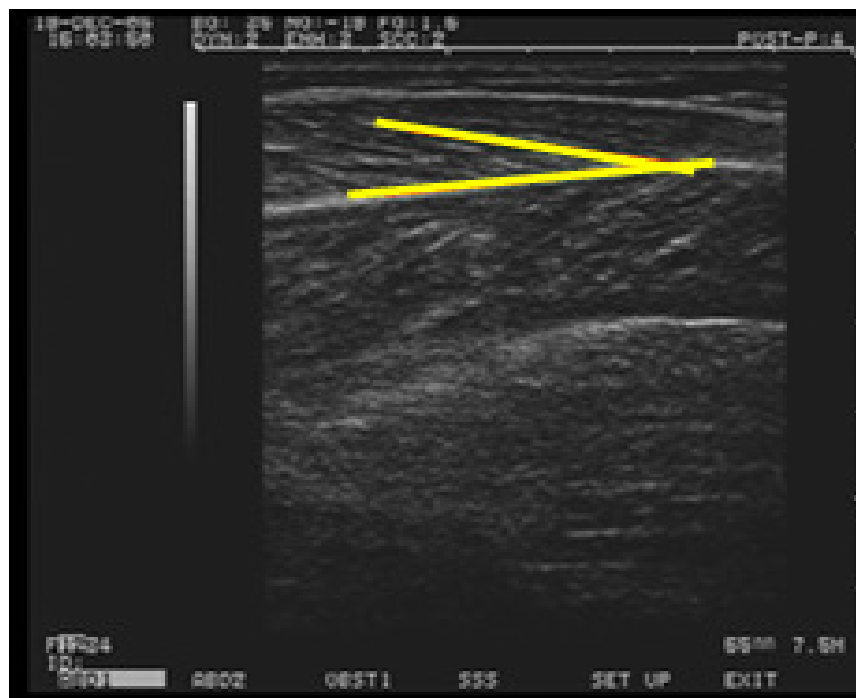
A localização do tendão mais proximal em relação ao esqueleto axial ou ao centro do corpo é conhecida por origem e a mais distal como inserção (BAECHLE e EARLE, 2000). A reta traçada entre essas duas extremidades é considerada o eixo de ação da força muscular ( $EA_{FM}$ ) (LIEBER, 2002). Alguns músculos possuem uma aponeurose interna que conecta a origem à inserção, considerada a linha anatômica deste eixo. Ao se contrair, o músculo gera  $T_{AT}$  para aproximar estes dois pontos por esta reta (LIEBER, 2002, HAMILL e KNUTZEN, 1999).

Os tendões respondem às modificações do comprimento do músculo ( $L_{MUSC}$ ) pelo encurtamento e alongamento dos componentes não-contráteis em paralelo (HAMILL e KNUTZEN, 1999). À medida que a musculatura é alongada, os tendões geram força contrária, conhecida por tensão passiva ( $T_{PAS}$ ) (KANDEL, 2000). Em contrações não isométricas parte da força produzida pelos componentes contráteis é dissipada pelos componentes viscoelásticos (LIEBER, 2002). Em contrações isométricas, embora haja deslocamento da junção miotendínea, assume-se que toda força produzida seja transmitida aos tendões (MAGANARIS E PAUL, 2002). Portanto, a tensão total ( $T_{TOT}$ ) exercida pelo músculo em determinado nível de contração é quantificada pelo somatório de suas tensões passiva e ativa, e está diretamente relacionada à sua arquitetura interna e à anatomia externa.

A arquitetura muscular é a principal característica na descrição das funções e da capacidade de produção de força (WARD *et al.*, 2009, LIEBER, 2002). Definida pelo arranjo das fibras musculares em relação ao  $EA_{FM}$  (LIEBER, 2002, e WARD *et al.*, 2009), compreende os parâmetros ângulo de penação e comprimentos do sarcômero e da fibra, além das áreas de secção transversa anatômica e fisiológica, e o volume muscular (LIEBER, 2002).

O ângulo de penação ( $AP$ ) é o ângulo formado entre as fibras do músculo e o  $EA_{FM}$  (MAGANARIS *et al.*, 1998, KAWAKAMI *et al.*, 1998), medido pela direção do fascículo com relação à aponeurose interna (Figura 2). O músculo cujas fibras possuem  $AP$  é denominado penado. Fibras praticamente paralelas ao  $EA_{FM}$  classificam o músculo como fusiforme (HAMILL e KNUTZEN, 1999). Nos músculos penados, o  $AP$  aumenta à medida que é gerada a contração muscular (MAGANARIS *et al.*, 1998, MAGANARIS, 2003, NARICI *et al.*, 1996).



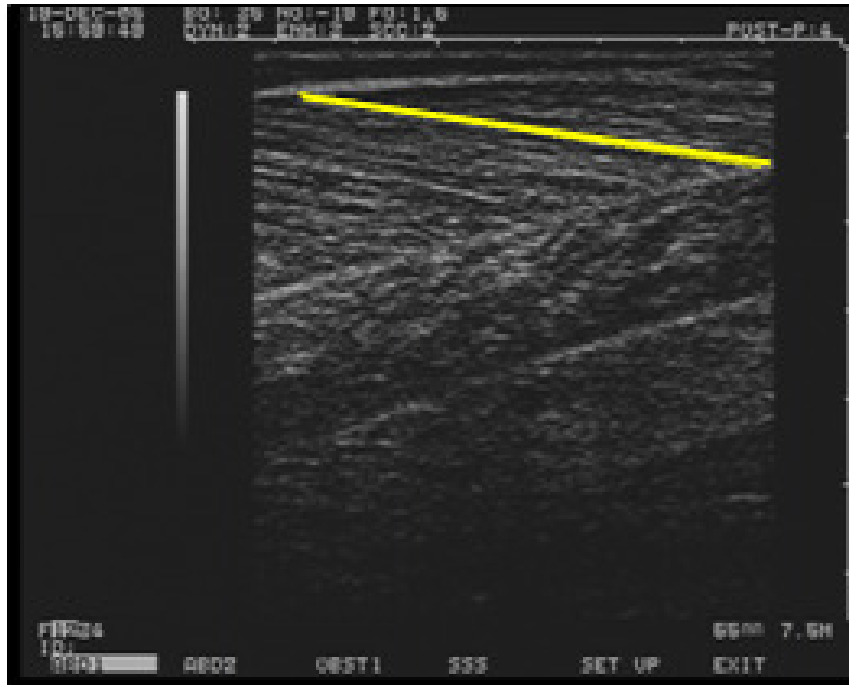


**Figura 2: Corte longitudinal do ventre muscular do Gastrocnêmio lateral em repouso, com destaque para o ângulo de penação.**

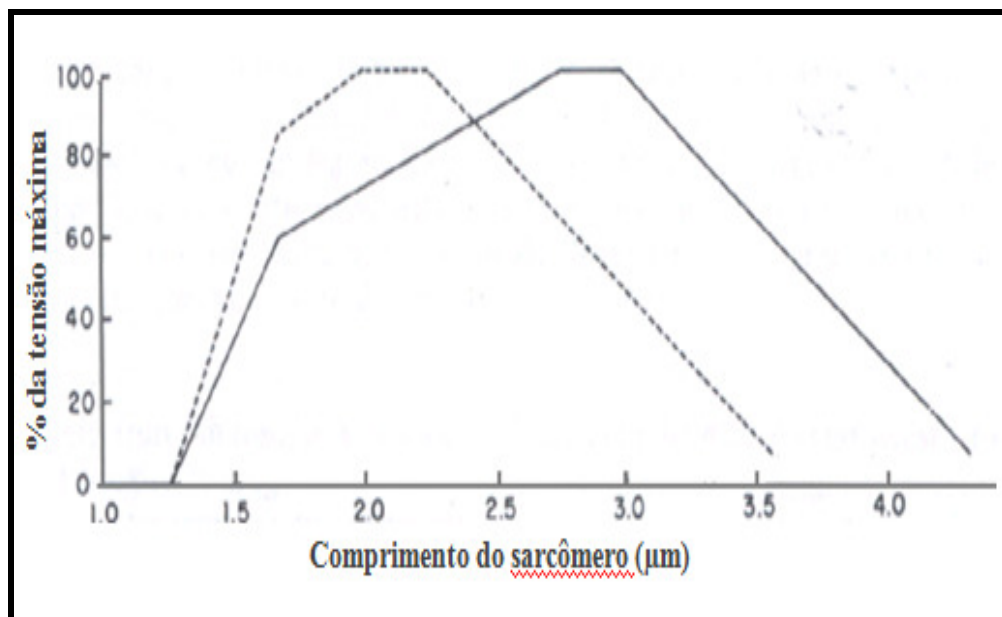
O comprimento da fibra ( $L_F$ ), determinado pelo próprio comprimento do fascículo ( $L_{FASC}$ ) (KAWAKAMI E FUKUNAGA, 2006), é medido pela distância entre as aponeuroses interna e externa nos músculos penados (THOM *et al.*, 2007) (Figura 3). Nos músculos fusiformes o seu tamanho é similar ao do ventre muscular, mensurado de uma junção miotendínea a outra.

O comprimento do sarcômero ( $L_{SARC}$ ), estimado a partir do  $L_F$  (MAGANARIS, 2004) ou medido *in vitro* (GORDON *et al.*, 1966), em cadáveres (WICKIEWICZ *et al.*, 1983, WARD *et al.*, 2009) e por técnicas invasivas (LIEWELLYN *et al.*, 2008) está diretamente relacionado à capacidade de tensão máxima produzida pela fibra (KANDEL, 2000, GORDON *et al.*, 1966). A relação do percentual dessa tensão e o  $L_{SARC}$  descrevem a curva comprimento-tensão (GORDON *et al.*, 1966) (Figura 4 – linha tracejada). Seu padrão ascendente-descendente indica que o sarcômero e, conseqüentemente, a fibra muscular não têm capacidade de produzir tensão no seu menor comprimento. À medida que os sarcômeros são alongados, o percentual do torque total aumenta até atingir um ponto máximo que se mantém por um intervalo de comprimento, entre 2 e 2,25  $\mu m$ , denominado comprimento ótimo ( $L_0$ ). Em seguida, o

percentual se reduz e retorna a zero em alongamento máximo. Em fibras de seres humanos, o gráfico possui padrão similar, deslocado para a direita (Figura 4 – linha contínua) (WALKER e SCHRODT, 1974). O valor máximo absoluto suportado pela fibra em determinado comprimento é denominado de tensão da fibra ( $\sigma$ ) (MAGANARIS, 2004).



**Figura 3: Corte longitudinal do ventre muscular do Gastrocnêmio medial em repouso, com destaque para o comprimento do fascículo.**



**Figura 4 – Gráfico adaptado da relação entre o  $L_{SARC}$  e o percentual de tensão máxima gerada pela fibra: Linha tracejada – fibras *in vitro* de rãs (GORDON *et al.*, 1966); Linha contínua – fibras *in vitro* de seres humanos (WALKER e SCRODT, 1974).**

As áreas de secção transversa ( $AST$ ) são as maiores áreas medidas por um corte perpendicular ao  $EA_{FM}$  ou às fibras musculares, denominadas áreas de secção transversa anatômica ( $AST_{ANAT}$ ) e fisiológica ( $AST_{FISIO}$ ), respectivamente (SMITH *et al.*, 1997). Nos músculos fusiformes, como o  $AP$  é praticamente nulo, a  $AST_{FISIO}$  é considerada igual à  $AST_{ANAT}$ . A  $AST_{FISIO}$  é a soma das áreas de todas as fibras musculares. Como a fibra muscular contém o material contrátil, a capacidade de força do músculo é diretamente proporcional a essa área (HAMILL e KNUTZEN, 1999, LIEBER, 2002), a qual é considerada o parâmetro interno mais importante (WELLER *et al.*, 2007, ALBRACHT *et al.*, 2008) porque engloba outros parâmetros da arquitetura muscular; esta área é descrita pela equação 1 (LIEBER, 2002):

$$AST_{FISIO} (cm^2) = \frac{VM (cm^3) \times \cos AP}{L_F (cm)} \quad (1)$$

Portanto, a força muscular é diretamente proporcional ao volume muscular ( $VM$ ) e inversamente proporcional ao  $AP$  e ao  $L_F$ . Entretanto, os músculos penados apresentam maior capacidade relativa de produção de força porque quanto maior o  $AP$

menor o  $L_F$ . Este menor valor resulta em uma  $AST_{FISIO}$  maior para os músculos penados, supondo comparação entre músculos estruturalmente similares (MANAL *et al.*, 2008). A razão entre  $L_F$  e  $L_{MUSC}$  é outra importante relação de análise da capacidade de produção de força. Valores baixos significam elevada capacidade e razões próximas de um indicam músculos fusiformes (WARD *et al.*, 2009).

A anatomia externa do músculo é outra característica fundamental na produção de força. Baseada nas inserções musculares, sofre influência do posicionamento angular e da quantidade de articulações que o músculo atravessa. É responsável pelos tipos de ação do músculo em determinada contração e por um dos principais parâmetros musculares, o braço de força.

Músculos envolvidos em uma contração exercem pelo menos uma das três ações distintas, sendo classificados em agonistas, sinergistas ou antagonistas. O  $EA_{FM}$  dos músculos agonistas são os responsáveis diretos pela contração a ser realizada. Os sinergistas auxiliam os agonistas quando o torque gerado não é suficiente ou evitam movimentos indesejados em outras articulações. Os antagonistas possuem  $EA_{FM}$  opostos ao movimento, ou seja, a sua contração gera movimento contrário ao desejado.

Diferentes comprimentos musculares, devido à variação angular nas articulações, aumentam ou diminuem a capacidade de produzir as tensões ativa e passiva. Músculos que atravessam uma única articulação (monoarticulares) são encurtados ou alongados de acordo com o posicionamento dessa articulação, independente da quantidade de movimentos que possam gerar. Normalmente, quando os músculos agonistas se encontram encurtados, a capacidade de produzir tensão é baixa. Além disso, os músculos antagonistas podem estar alongados e realizar  $T_{PAS}$  contrária ao movimento. Por outro lado, quando alongados, os músculos agonistas tendem a ter uma maior capacidade de produzir tensão e os antagonistas, encurtados, não oferecem tensão oposta ao movimento. O mesmo acontece com os músculos que atravessam mais de uma articulação (biarticulares). Entretanto, são capazes de mudar o seu comprimento em função da variação angular em qualquer uma destas articulações. Portanto, há a capacidade de modificar a  $T_{TOT}$  produzida pela modificação do ângulo na outra articulação que ele atravessa.

Desse modo, a força dos músculos é determinada pela capacidade de produção de tensão ativa e passiva dos componentes contráteis e não-contráteis, de acordo com a

arquitetura muscular e a anatomia externa. Contudo, essas forças são conferidas ao complexo articular, gerando movimento, sob a influência da biomecânica.

### **2.1.2) Biomecânica**

Compreende o estudo das relações mecânicas nos seres vivos. Aplica as leis da física para uma melhor compreensão do movimento humano. Este decorre do somatório de rotações dos complexos articulares, a partir das forças musculares e de resistência. Por isso, conceitos da Cinemática e Cinética angulares são fundamentais para entender a transmissão desta força na produção do torque total. Os principais são o sistema de alavancas e o torque da força. O sistema de alavancas é formado por um ponto fixo, uma barra rígida, forças de infinitas direções aplicadas à barra e distâncias perpendiculares entre a direção dessas forças e esse ponto, denominados braços de força ( $BF$ ). Por analogia, no corpo humano o ponto fixo é o centro de rotação articular ( $CR_{ART}$ ) e a barra é o osso que sofre a ação das forças internas e externas. O torque, também conhecido por momento da força, é calculado pelo produto vetorial dessa força e seu  $BF$ .

#### **2.1.2.1) Braço de força do músculo ( $BF_{MUSC}$ )**

Corresponde à distância perpendicular entre o  $CR_{ART}$  e o  $EA_{FM}$  (ROSAGER *et al.*, 2002, MAGANARIS *et al.*, 2006b, MAGANARIS *et al.*, 2000). Diferentes amplitudes articulares e níveis de contração modificam seu valor em razão das variações no  $CR_{ART}$  (ITO *et al.*, 2000) e rotações dos músculos nos seus próprios eixos de movimento (MAGANARIS *et al.*, 2000)

#### **2.1.2.2) Torque muscular ( $T_{MUSC}$ )**

É resultante do produto vetorial entre a força do músculo ( $F_{MUSC}$ ) e o  $BF_{MUSC}$ . O somatório dos torques individuais dos agonistas, sinergistas e antagonistas, além dos torques das forças externas determinam o torque resultante em um complexo articular (KANDEL *et al.*, 2000), seja em movimentos passivos, ativos ou em contrações

isométricas. A técnica de medida direta deste torque é a dinamometria. Porém, não há a capacidade de medir o percentual do torque de cada músculo nesta contração. A obtenção desse valor seria possível se pudesse medir a  $F_{MUSC}$  e do  $BF_{MUSC}$  correspondente a cada músculo. O  $BF_{MUSC}$  é medido diretamente pela  $RMI$  e  $TC$  ou estimado a partir de dados antropométricos (MENEGALDO *et al.*, 2004) ou da  $US$  (ITO *et al.*, 2000, MAGANARIS, 2004). Com relação à  $F_{MUSC}$ , embora algumas técnicas meçam diretamente seu valor (ARNDT *et al.*, 1998), a maioria dos trabalhos utiliza estimativas obtidas a partir de modelos matemáticos cujos parâmetros de entrada são compostos pelas anatomias interna e externa do músculo (KAWAKAMI e FUKUNAGA, 2006; CHANG *et al.*, 1999; HERZOG *et al.*, 1991).

## 2.2) COMPLEXO TORNOZELO/PÉ

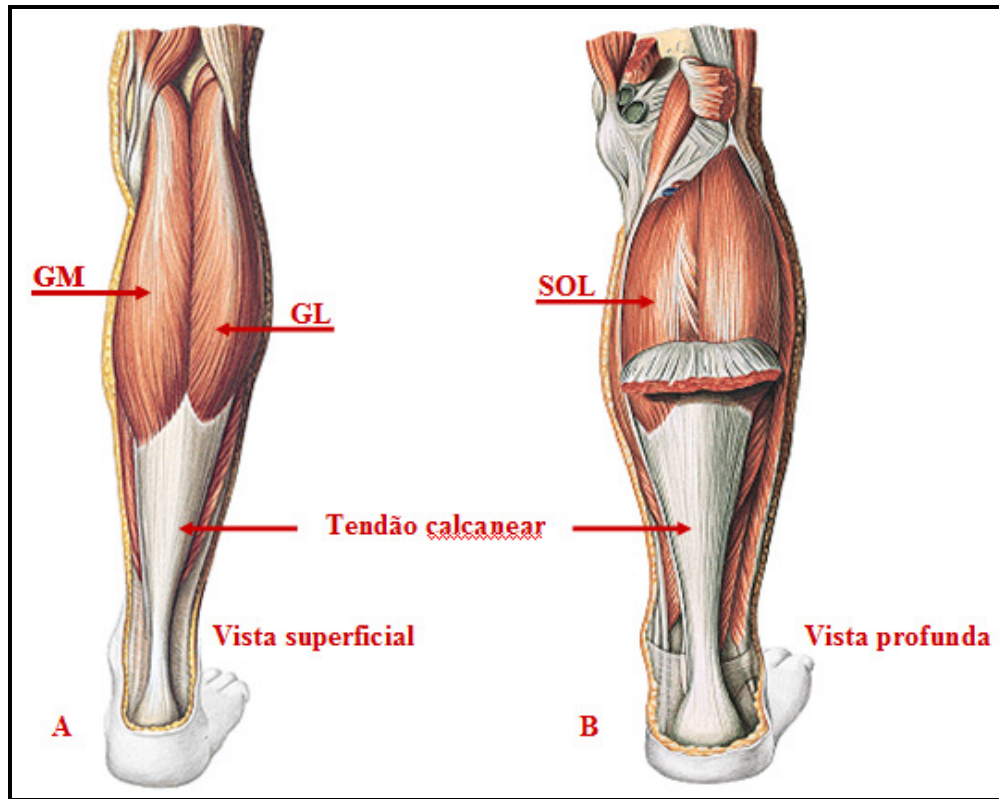
O complexo tornozelo/pé, formado por dezenas de ossos e articulações (RASH, 1989) tem como principais funções a sustentação da massa corporal, o amortecimento de choques, ajustes às variações de superfícies na pisada e a propulsão do corpo na marcha (NEUMANN, 2006). Considerado um complexo rígido em determinadas situações e maleável em outras, devido à sua estrutura e função demanda ajustes articulares e movimentos peculiares entre os três planos básicos de movimento. Descritos por nomenclatura específica, um dos principais movimentos deste complexo é denominado flexão plantar. Consiste no afastamento da parte superior do pé com relação à parte anterior da perna, considerando o plano sagital, embora seu eixo seja formado por uma linha imaginária entre os centros dos maléolos, não perpendicular a esse plano (HAMILL e KNUTZEN, 1999). Amplitude articular em torno de  $50^\circ$ , partindo da posição neutra formada pelo ângulo reto entre o tornozelo e a sola do pé. (MAGANARIS *et al.*, 2000). Há diversos músculos com  $EA_{FM}$  capazes de gerar este movimento. São eles: gastrocnêmio medial ( $GM$ ), gastrocnêmio lateral ( $GL$ ), sóleo ( $SOL$ ), plantar, fibulares curto e longo, flexores longos dos dedos e do hálux além do tibial posterior (HALL, 2000, HAMILL e KNUTZEN, 1999, SMITH *et al.*, 1997). Entretanto, devido a maiores  $AST_{FISIO}$  e  $BF_{MUSC}$  (WARD *et al.*, 2009), os músculos  $GM$ ,  $GL$  e  $SOL$  são considerados os únicos agonistas deste movimento (MAGANARIS, 2001, MAGANARIS, 2004, CHINO *et al.*, 2006). Formam o grupamento muscular

denominado Tríceps sural (*TS*) (HALL, 2000, HAMILL e KNUTZEN, 1999, SMITH *et al.*, 1997, NEUMANN, 2006).

### 2.2.1) Tríceps sural

Constitui o principal grupamento muscular encontrado no complexo tornozelo/pé (ALBRACHT *et al.*, 2008). Localizados na parte posterior mais superficial da perna, o *GM* possui sua origem no côndilo medial e o *GL* no côndilo lateral, ambos acima do joelho. Se fundem em um largo tendão-aponeurose até convergirem completamente para um único tendão, o qual se fixa no osso calcâneo (Figura 5–A). O *SOL*, localizado sob os gastrocnêmios (*GS*), se origina na tibia, fíbula e membrana interóssea e se insere no mesmo tendão (Figura 5–B) (SMITH *et al.*, 1997). Desse modo, as inserções dos três músculos formam um único tendão do *TS*, o tendão calcâneo, comumente conhecido como “tendão de Aquiles”.

Os músculos *GM* e *GL* “atravessam” dois complexos, joelho e tornozelo, sendo portanto biarticulares. Suas contrações promovem os movimentos de flexão plantar e de flexão no joelho (HAMILL e KNUTZEN, 1999). Embora a capacidade de gerar flexão no joelho seja relativamente inferior aos principais músculos envolvidos neste movimento, a variação do ângulo nesse complexo articular influencia a capacidade de gerar tensão dos *GS* no tornozelo. Como o *GM* e o *GL* são flexores de joelho, a extensão máxima dessa articulação aumenta a capacidade de produzir torque de flexão plantar. Por outro lado, à medida que o joelho vai sendo fletido, esta capacidade diminui. Segundo alguns autores, somente o *SOL* gera o torque de flexão plantar com a máxima flexão do joelho. (MAGANARIS, 2004). O *SOL*, por ser monoarticular, sofre influência apenas da variação angular no tornozelo.



**Figura 5:** A – Dissecação superficial da perna direita, com destaque para o GM , GL e o tendão calcanear; B – Dissecação profunda da perna direita, com destaque para o SOL sob os GS (seccionados) e o tendão calcanear.

Internamente, os três músculos apresentam valores semelhantes dos parâmetros arquitetônicos. Todos são penados, com razões entre o  $L_F$  e o  $L_{MUSC}$  baixas (WARD *et al.*, 2009) e elevados  $VM$  e  $BF$  (WARD *et al.*, 2009). Portanto, possuem alta capacidade de produção de torque, principalmente se comparados aos demais músculos flexores plantares. Por isso, considera-se a curva torque-ângulo do movimento de flexão plantar composta apenas dos torques individuais dos músculos do TS (MAGANARIS, 2001, MAGANARIS, 2004, CHINO *et al.*, 2006). Esta curva é praticamente descendente, ou seja, o torque é máximo quando o tornozelo encontra-se em dorsiflexão, posição oposta à flexão plantar. À medida que há o movimento de flexão plantar, o torque muscular total diminui (MAGANARIS, 2001, MAGANARIS, 2003, MAGANARIS, 2004), se tornando mínimo no final do movimento. Entretanto, como descrito anteriormente, não há a possibilidade de medir o percentual de contribuição específico de cada músculo. Esta estimativa está diretamente relacionada à principal técnica nesse tipo de análise, a modelagem matemática. Tais modelos têm sido fontes constantes de pesquisas em razão



da maior aplicabilidade que a estimativa direta e acurada da  $F_{MUSC}$  individual proporcionará no entendimento do desempenho muscular nos complexos articulares.

### 2.3) MODELOS MATEMÁTICOS

Modelos matemáticos podem ser considerados sistemas formados por parâmetros de entrada, dispostos em equações, que estimam um resultado. Sua validade é medida pela comparação dos valores estimados com o valor real, sendo vinculada à exatidão com que essas equações descrevem esse valor e à capacidade de mensuração dos parâmetros. Os modelos são utilizados na descrição de valores ou relações em diferentes ciências. No estudo da produção de força e movimento, eles quantificam os parâmetros da arquitetura muscular e anatomia externa (HERZOG *et al.*, 1991, EPSTEIN e HERZOG, 1998, HUIJING e WOITTEZ, 1984, MILLER e DENNIS, 1996, CHANG *et al.*, 1999), descrevem as relações mecânicas no corpo humano (HERZOG *et al.*, 1991; CHANG *et al.*, 1999) e estimam a força individual do músculo (LLOYD e BESIER, 2003, DELP *et al.*, 1990, MAGANARIS, 2004). Neste último caso, são desenvolvidos a partir do modelo proposto por HILL (1938) por ser relativamente simples e acurado para muitas aplicações (MENEGALDO e OLIVEIRA, 2009), pois estima a força muscular, com ou sem movimento e em diferentes níveis de contração (DELP *et al.*, 1990, LLOYD e BESIER, 2003, MENEGALDO e OLIVEIRA, 2009, BLAZEVIČH *et al.*, 2009). Deste modo, esse tipo de modelo é uma ferramenta importante na estimativa do percentual do torque individual do músculo em um gesto motor. Parte desses modelos baseados no modelo de Hill utiliza-se da eletromiografia como um dos principais parâmetros de entrada, considerados modelos *EMG-Driven*. Entretanto, a necessidade de procedimentos de otimização e a medição de sinais eletromiográficos diminuem sua aplicabilidade.

Outros modelos medem o torque muscular individual em contração isométrica máxima de qualquer músculo a partir dos parâmetros da arquitetura muscular interna e externa. MAGANARIS (2004) apresentou um modelo geométrico de estimativa do torque muscular individual cujos parâmetros foram medidos ou estimados diretamente, sem a utilização de procedimentos de otimização e sem a necessidade de medição da variável eletromiográfica.

### 2.3.1 Modelo de MAGANARIS (2004)

O modelo estima o torque de um músculo dentro de um grupamento muscular em contração voluntária máxima. Consiste numa articulação formada por dois ossos conectados por um músculo unipenado com tendões proximal e distal em paralelo, e permite um eixo de movimento. Considera todas as fibras do músculo idênticas (mesmo ângulo de penação, comprimento e número de sarcômeros em série) e todos os sarcômeros obedecem à mesma relação comprimento-tensão. O modelo é genérico, bidimensional e todos os seus parâmetros são medidos ou estimados diretamente *in vivo*. Isso o torna, segundo o autor, mais confiável porque não há a necessidade de procedimentos de ajustes na determinação de um ou mais parâmetros.

O torque muscular máximo ( $T_{MAX}$ ) individual estimado é calculado pela equação abaixo:

$$T_{MAX} = \frac{VM \times \cos(AP_{CVM}) \times \sigma \times BF_{CVM}}{L_0} \quad (2)$$

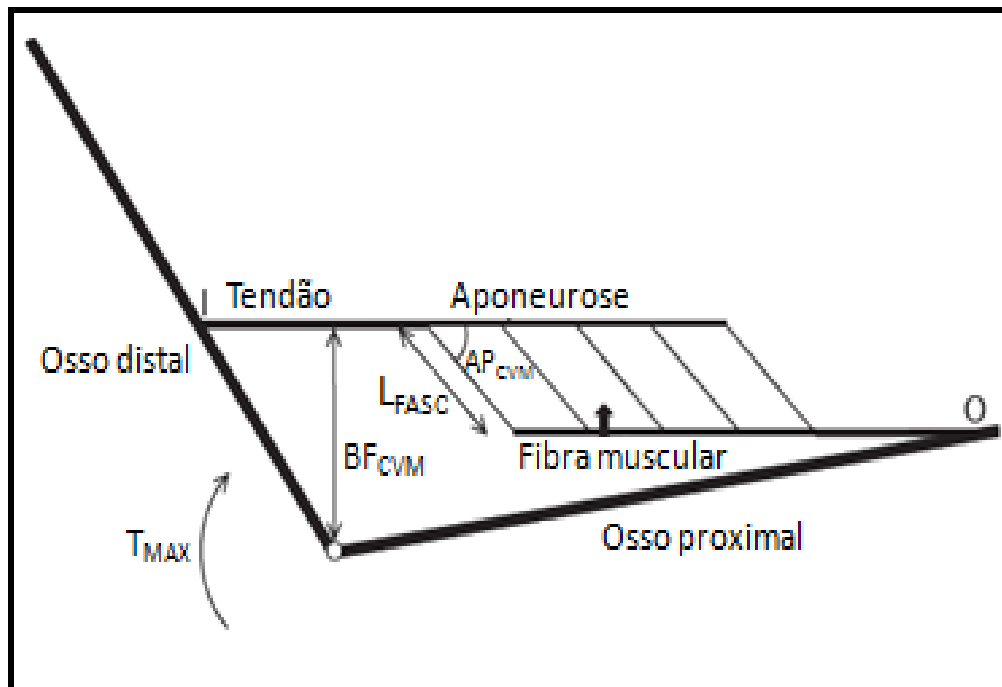


Figura 6: Esquema retirado do próprio trabalho (MAGANARIS, 2004), com nomenclatura adaptada.

Os parâmetros  $VM$ , braço de força em  $CVM$  ( $BF_{CVM}$ ) e o ângulo de penação em  $CVM$  ( $AP_{CVM}$ ) foram medidos diretamente. O primeiro através da  $RMI$  e os demais pela  $US$ . O  $L_0$  e a  $\sigma$  foram obtidos por estimativa direta a partir dos comprimentos dos fascículos em repouso ( $L_{FASC\_REP}$ ) e em  $CVM$  ( $L_{FASC\_CVM}$ ), também medidos por  $US$ . O modelo foi validado pela comparação do torque mensurado em  $CVM$  dos flexores plantares com o somatório dos torques estimados individualmente dos músculos  $GM$  e  $GL$ . O valor correspondente ao torque do  $SOL$  foi retirado do total medido através da  $CVM$  em flexão plantar com o joelho fletido a  $120^\circ$ , considerando inexistente o torque produzido pelos  $GS$  nessa posição. O ângulo do joelho encontrava-se em  $0^\circ$  (extensão completa) e do tornozelo variava a cada  $15^\circ$ , desde  $30^\circ$  (flexão plantar) até  $-15^\circ$  (dorsiflexão). O somatório dos torques individuais estimados ( $\Sigma_{TE}$ ) do  $GM$  e  $GL$  foi em média  $6$  *Newton-metro* ( $Nm$ ) ou  $14\%$  inferior ao torque medido. Este modelo pode ser aplicado em qualquer músculo, o que aumenta seu potencial prático. Entretanto, uma restrição significativa para sua utilização é a medida do  $VM$  através da técnica de  $RMI$ .

## **Capítulo 3**

### **MATERIAIS E MÉTODOS**

#### **3.1) AMOSTRA DO ESTUDO**

Participaram deste estudo sete voluntários sem histórico de lesões nos membros inferiores, com idade média (desvio-padrão) de 18,7 (0,8) anos, 178,1 (6,5) cm de estatura e 72,4 (7) kg de massa corporal. Todos praticantes de atividades físicas regulares sem treinamento específico contra-resistência para o *TS*. Após esclarecimentos, os participantes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido, conforme o protocolo experimental aprovado pelo comitê de ética em pesquisa com seres humanos do Hospital Clementino Fraga Filho, número de registro 031/2007.

#### **3.2) INSTRUMENTAÇÃO**

##### **3.2.1) Ultrassom ( $US_M$ )**

O  $US_M$  utilizado foi o modelo *EUB-405* (*Hitachi Medical Corporation* – Tóquio, Japão), com conversor digital de imagem e alta precisão multifocal. O transdutor é linear, com 8 cm de comprimento e 2 cm de largura, matriz de 512 elementos e frequência de excitação de 7,5 MHz, apropriado para visualização dos componentes internos e externos de músculos superficiais em repouso, movimentos passivos ou em contração (*Instruction manual model EUB-405, ultrasound scanner with digital scan converter* – Tóquio, Japão; 1995).

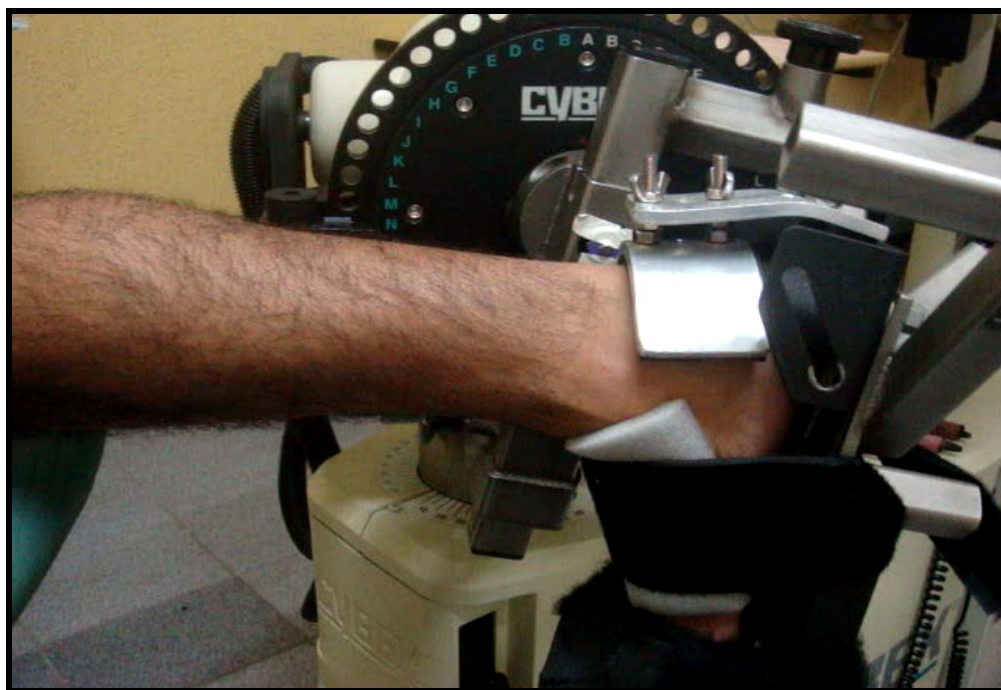
##### **3.2.2) Dinamômetro**

O dinamômetro utilizado para medida dos torques isométricos em flexão plantar foi o *Cyber Norm* (*Cyber International, Inc.* – Ronkonkoma, EUA).

### 3.3) AQUISIÇÃO DOS DADOS

Após anamnese e medidas de estatura e massa corporal, o sujeito permanecia em pé na posição fundamental para marcação do comprimento da perna ( $L_{PERNA}$ ) e pontos em 30% proximal e em 50% desta distância. Na altura desses pontos sobre os ventres musculares, o transdutor era posicionado para posterior captação das imagens. Para o *SOL*, acoplava-se o transdutor na metade do  $L_{PERNA}$  sobre a própria reta.

Fixava-se o pé direito ao pedal do dinamômetro (Figura 6) com um apoio rígido no calcanhar para minimizar o movimento do tornozelo durante a *CVM* (KARAMANIDIS *et al.*, 2005, ARAMPATZIS *et al.*, 2006b).



**Figura 6 – Acoplamento do pé ao pedal do dinamômetro.**

Ajustava-se o pedal para que o centro de rotação do dinamômetro ficasse alinhado ao centro da articulação – centro do maléolo lateral (MAGANARIS, 2003). O tornozelo permanecia no ângulo articular de 90° e o joelho em extensão completa. Fitas de velcro fixavam o tronco no dinamômetro e auxiliavam na manutenção do joelho estendido. O transdutor era posicionado em um dos locais anteriormente marcados para análise dos parâmetros da arquitetura muscular, oblíquo ao  $EA_{FM}$  (MAGANARIS *et al.*,

2006a; MANAL *et al.*, 2006) na direção aproximada dos ângulos de penação dos respectivos músculos. Pequenas modificações no posicionamento do transdutor foram permitidas para obtenção de maior nitidez das imagens, sem interferência na sua quantificação (MAGANARIS *et al.*, 1998). Em seguida, o indivíduo realizava três contrações voluntárias isométricas máximas com duração de 8 s e descanso de 3 min entre elas. Antes, durante e após a *CVM*, a imagem gerada de um dos músculos era gravada pela filmadora conectada ao  $US_M$ , para posterior análise em rotina do aplicativo *Matlab* v. 6.5 (The Mathworks, Natick, EUA). Mantinha-se o transdutor acoplado à pele com o mínimo de pressão para evitar distorção das imagens. Foi considerado como o torque máximo ( $T_{MAX}$ ) o maior valor do torque mensurado pelo dinamômetro nas três contrações. A ordem dos músculos foi randomizada.

### **3.4) MODELO**

#### **3.4.1) Quantificação dos parâmetros**

A quantificação dos parâmetros foi feita por rotina desenvolvida no programa *Matlab* a partir das imagens gravadas por uma filmadora *Handycam 490x* com 30HZ (Sony, Japão) acoplada ao  $US_M$ . Estatura e massa foram medidas na mesma balança, com resoluções de 0,1 *cm* para a estatura e 0,1 *kg* para a massa. O acoplamento do transdutor na pele era feito por meio de gel condutor (*Ultrax-gel*, Farmativa Indústria e Comércio, Rio de Janeiro, Brasil).

##### **3.4.1.1) Parâmetros medidos**

Os parâmetros musculares medidos diretamente pela *US* foram o ângulo de penação em *CVM* ( $AP_{CVM}$ ), o comprimento do fascículo em repouso ( $L_{FASC\_REP}$ ) e em *CVM* ( $L_{FASC\_CVM}$ ), e a espessura muscular dos flexores plantares *EM* (Figura 7). Para os músculos *GM* e *GL*, os parâmetros foram medidos conforme indicado nas Figuras 8 e 9.

As imagens feitas do *SOL* foram descartadas em função da dificuldade de visualização dos seus componentes, principalmente em *CVM*. Alguns trabalhos medem os parâmetros internos do *SOL* a partir das imagens captadas do *GM* (CHINO *et al.*,

2008) ou *GL* (MANAL *et al.*, 2008). Este procedimento foi adotado no presente estudo (Figuras 10 e 11).

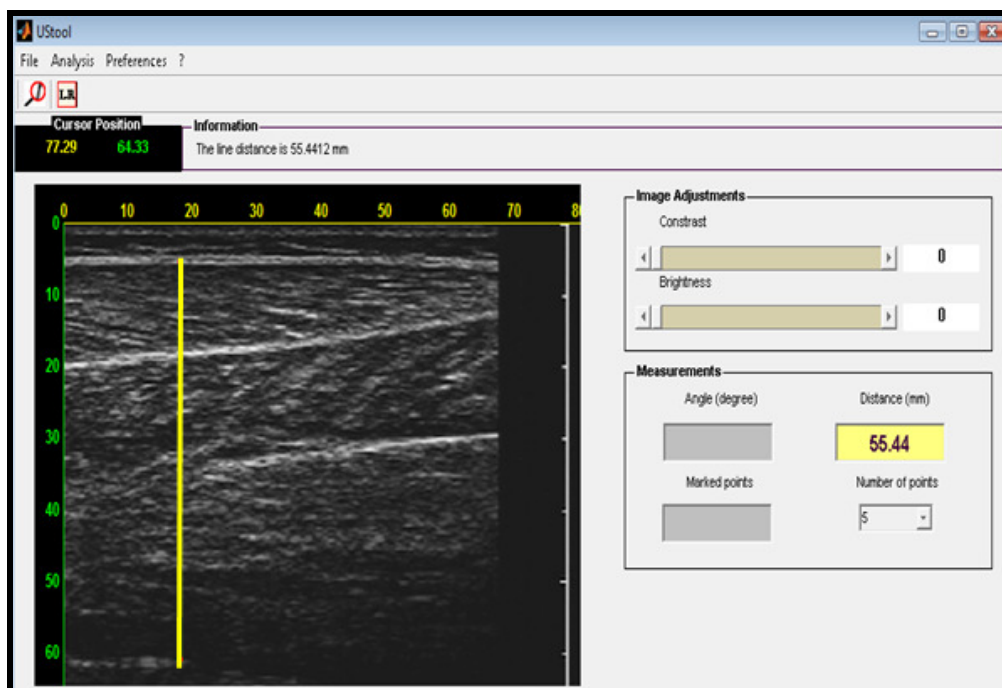


Figura 7 – Medida da espessura muscular dos flexores plantares.

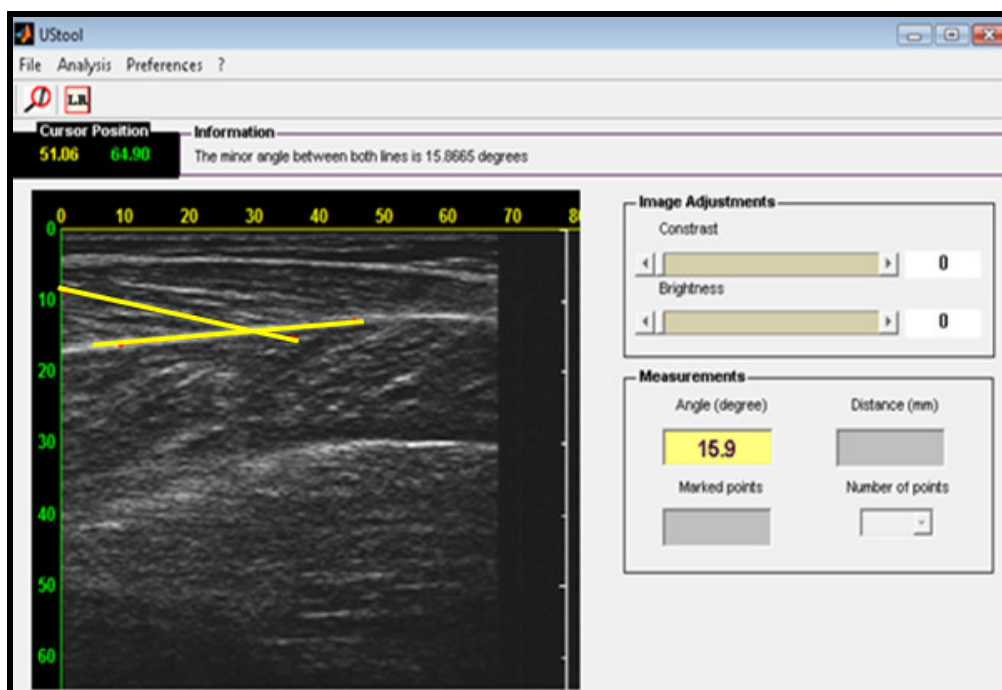


Figura 8 – Medida do AP do músculo *GL*.

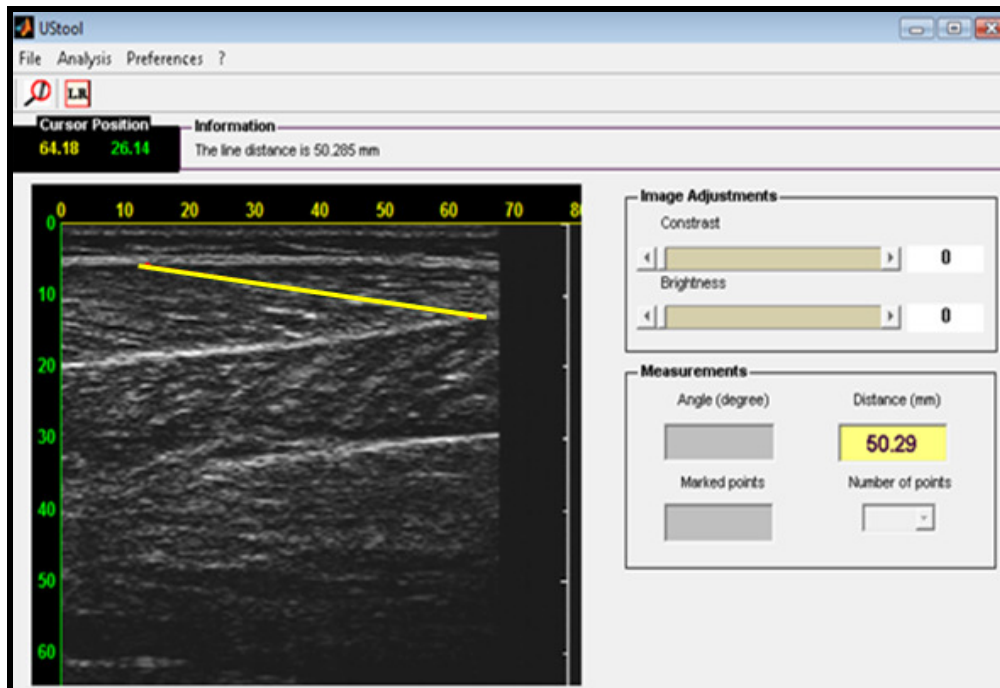


Figura 9 – Medida do comprimento do fascículo do *GL*.



Figura 10 – Medida do *AP* do *SOL* pela imagem gerada para o *GL*.



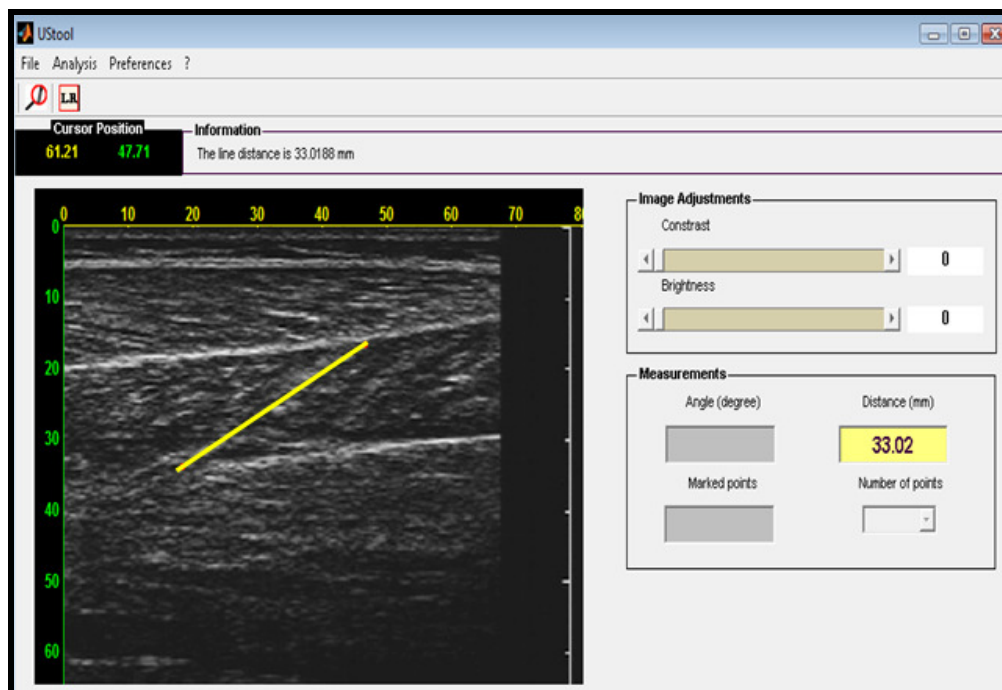


Figura 11 – Medida do  $L_{FASC}$  do SOL pela imagem gerada para o GL.

### 3.4.1.2) Parâmetros estimados

A fibra não é distinguível pelo  $US_M$  em razão do seu diâmetro. Entretanto, como os fascículos são constituídos por agrupamentos de fibras em paralelo e longitudinais, assume-se que o  $L_F$  é igual ao  $L_{FASC}$ . O comprimento ótimo ( $L_0$ ) e a tensão ( $\sigma$ ) do músculo foram estimados por aproximações propostas no próprio modelo, dependentes da mensuração dos comprimentos das fibras em repouso ( $L_{F\_REP}$ ) e em CVM ( $L_{F\_CVM}$ ).

O parâmetro  $\sigma$  corresponde à medida de tensão máxima que a fibra pode produzir, relacionada com o  $L_{SARC}$  no momento da CVM ( $L_{SARC\_CVM}$ ). Esta estimativa segue o modelo da relação comprimento-tensão (GORDON *et al.*, 1966) ajustado ao valor máximo de 22,5 N/cm<sup>2</sup> no comprimento ótimo (CLOSE, 1972; POWELL *et al.*, 1984) e deslocada para direita (WALKER e SCHRODT, 1974), uma vez que o  $L_0$  dos sarcômeros nos seres humanos é maior do que nas fibras de músculos de rã. A partir deste valor na curva comprimento-tensão, foram determinadas equações para estimativa do  $\sigma$  em função do  $L_{SARC\_CVM}$  (Figura 12) (MAGANARIS, 2004).

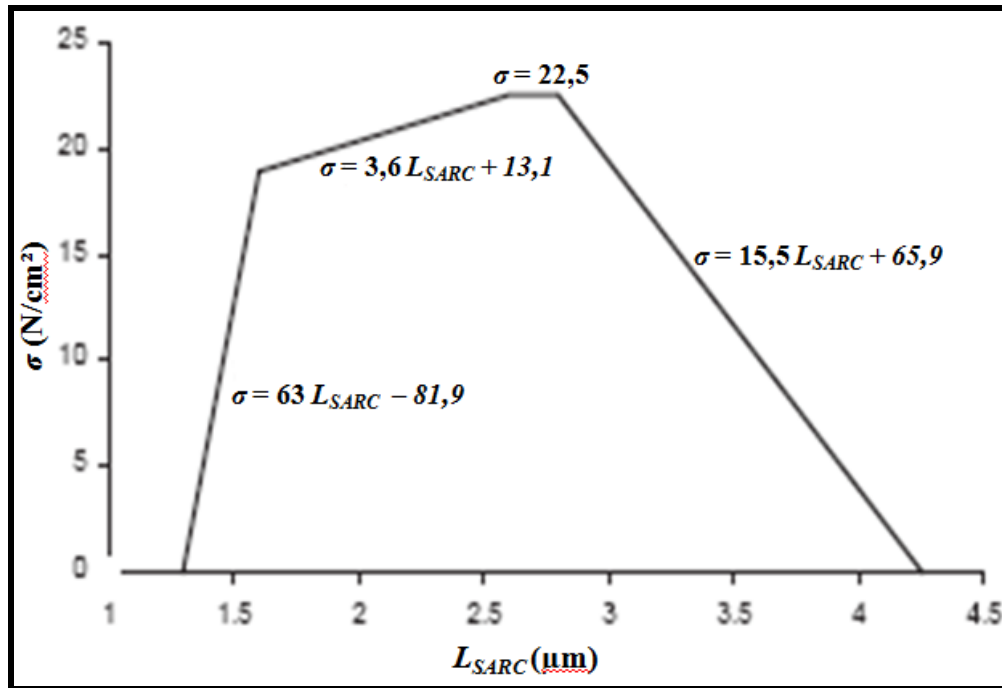


Figura 12 – Relação  $L_{SARC\_CVM}$  e  $\sigma$  adaptada do trabalho de MAGANARIS (2004).

O  $L_{SARC\_CVM}$  é obtido pela razão entre o  $L_{F\_CVM}$  e o número estimado de sarcômeros em série ( $n$ ) (equação 3):

$$L_{SARC\_CVM} = \frac{L_{F\_CVM}}{n} \quad (3)$$

O número de sarcômeros em série é calculado pela razão entre o  $L_{F\_REP}$  sobre o comprimento do sarcômero em repouso ( $L_{SARC\_REP}$ ) (WICKIEWICZ *et al.*, 1983, WARD *et al.*, 2009) (Equação 4):

$$n = \frac{L_{F\_REP}}{L_{SARC\_REP}} \quad (4)$$

O valor do  $L_{SARC\_REP}$  é específico para cada músculo e foi retirado de trabalho com 27 peças anatômicas de cadáveres (WARD *et al.*, 2009), assumindo que os sarcômeros dos músculos possuem tamanho similar, independente do  $L_F$  ou do  $L_{MUSC}$ .

Desse modo, os comprimentos dos sarcômeros (em  $\mu m$ ) para cada um dos músculos foram calculados a partir das equações 5,6 e 7 abaixo:

$$L_{SARC\_GM} = \frac{2,59 \times L_{F\_CVM}}{L_{F\_REP}} \quad (5)$$

$$L_{SARC\_GL} = \frac{2,71 \times L_{F\_CVM}}{L_{F\_REP}} \quad (6)$$

$$L_{SARC\_SOL} = \frac{2,12 \times L_{F\_CVM}}{L_{F\_REP}} \quad (7)$$

O comprimento ótimo da fibra normalmente é caracterizado como sendo o comprimento da fibra em repouso quando o músculo encontra-se na posição anatômica. Entretanto, nem sempre o comprimento em repouso corresponde ao valor do comprimento ótimo do sarcômero (MAGANARIS, 2004). Segundo MAGANARIS (2004), o  $L_0$  é dado pelo produto entre o número de sarcômeros em série ( $n$ ) e o comprimento ótimo do sarcômero, de  $2,7 \mu m$ , de acordo com o modelo de ponte-transversa (WALKER e SCHRODT, 1974). Portanto, o comprimento ótimo da fibra ( $L_0$ ), em  $cm$ , é dado pela equação 8:

$$L_0 = 2,7 \times 10^{-4} \times n \quad (8)$$

Logo, o  $L_0$  de cada um dos músculos é dado pelas equações 9,10 e 11 descritas abaixo:

$$L_{0\_GM} = \frac{2,7 \times L_{F\_REP\_GM}}{2,59} \quad (9)$$

$$L_{0\_GL} = \frac{2,7 \times L_{F\_REP\_GL}}{2,71} \quad (10)$$

$$L_{0\_SOL} = \frac{2,7 \times L_{F\_REP\_SOL}}{2,12} \quad (11)$$

O  $BF_{MUSC}$  foi retirado da literatura com casuística semelhante, sendo adotado para os três músculos o valor de 6 cm (MAGANARIS 2003, MAGANARIS e PAUL, 2002, MAGANARIS *et al.*, 2001, MAGANARIS, 2001).

O  $VM$  foi obtido a partir do percentual individual do volume total dos flexores plantares ( $VM_{FP}$ ) estimado por uma equação de regressão (MYIATANI *et al.*, 2004), descrita abaixo (equação 12).

$$VM_{FP} = 219,9 \times EM + 31,3 \times L_{PERNA} - 1738 \quad (12)$$

A  $EM$  para a estimativa do  $VM$  é medida na mesma altura do local das imagens dos  $GS$ , em 30% proximal. O  $VM_{FP}$  inclui os músculos  $GM$ ,  $GL$ ,  $SOL$ , tibial posterior e flexores longos dos dedos e do hálux. Deste total, 79% corresponde ao  $VM$  do  $TS$  (WARD *et al.*, 2009), sendo 51% referente ao  $SOL$ , 32% ao  $GM$  e 17% ao  $GL$  (ELLIOT *et al.*, 1997; ALBRACHT *et al.*, 2008). As equações do  $VM$  dos músculos  $GM$  ( $VM_{GM}$ ),  $GL$  ( $VM_{GL}$ ) e  $SOL$  ( $VM_{SOL}$ ) são descritas a seguir (equações 13, 14 e 15):

$$VM_{GM} = 0,25 \times VM_{FP} \quad (13)$$

$$VM_{GL} = 0,13 \times VM_{FP} \quad (14)$$

$$VM_{SOL} = 0,4 \times VM_{FP} \quad (15)$$

### 3.5) ANÁLISE ESTATÍSTICA

A estatística descritiva expõe os valores individuais dos sujeitos e a média aritmética (desvio-padrão) de todos os parâmetros medidos ou estimados.

A inferência estatística foi estabelecida pela comparação entre os resultados do somatório dos torques individuais estimados com o torque mensurado pelo teste de *Wilcoxon* para amostras dependentes, adotado como valor de significância  $p < 0,05$ . Além disso, foi verificada a validade da estimativa pelo teste proposto por *Bland&Altman* (ALTMAN e BLAND, 1983, BLAND e ALTMAN, 1986).

## Capítulo 4

### RESULTADOS

As médias (DP) e valores individuais dos dados antropométricos, dos parâmetros e torques medidos e estimados estão dispostos nas Tabelas 1 a 5.

**Tabela 1 – Valores individuais e média (DP) dos dados antropométricos e da espessura dos flexores plantares:**

	<i>Idade</i>	<i>Estatura (cm)</i>	<i>Massa (kg)</i>	<i>L<sub>PERNA</sub> (cm)</i>	<i>EM (cm)</i>
1	18	177	80,4	40	6,2
2	18	178,5	65,4	40	6,9
3	20	179,5	67,7	40,5	7,3
4	19	177,5	75,2	41	7,1
5	19	190	81,7	45,5	6,6
6	19	176	71,8	41	7,2
7	18	168	64,5	39,5	6,5
<b>MÉDIA (DP)</b>	18,7 (0,8)	178,1 (6,5)	72,4 (7)	41,1 (2)	6,8 (0,4)

**Tabela 2 – Valores individuais e média (DP) dos comprimentos dos fascículos em repouso (*L<sub>REP</sub>*) e em CVM (*L<sub>CVM</sub>*) de cada músculo, em centímetros (cm):**

	<i>L<sub>REP_GM</sub></i>	<i>L<sub>REP_GL</sub></i>	<i>L<sub>REP_SOL</sub></i>	<i>L<sub>CVM_GM</sub></i>	<i>L<sub>CVM_GL</sub></i>	<i>L<sub>CVM_SOL</sub></i>
1	5,4	5,2	5,1	3,3	4,2	3,7
2	5,8	5,9	5,7	3,9	3,8	4,1
3	5,4	7,3	5,4	3,6	4,2	3,9
4	4,9	5,8	4,8	3,5	3,7	3,5
5	5,2	5,3	4,6	3,1	3,9	3,3
6	5,6	8,5	4,3	3,7	6,6	3,1
7	6,7	5,3	4,4	3,9	4,1	3,6
<b>MÉDIA (DP)</b>	5,6 (0,6)	6,2 (1,2)	4,9 (0,5)	3,6 (0,3)	4,4 (1)	3,6 (0,3)

**Tabela 3 – Valores individuais e média (DP) do ângulo de penação (AP) em CVM, em graus, e do  $L_0$  dos músculos em cm:**

	$AP_{CVM\_GM}$	$AP_{CVM\_GL}$	$AP_{CVM\_SOL}$	$L_{0\_GM}$	$L_{0\_GL}$	$L_{0\_SOL}$
<b>1</b>	45,3	27,1	24	5,6	5,2	6,5
<b>2</b>	27,6	21,6	33,4	6	5,9	7,3
<b>3</b>	33,6	24,3	33,6	5,6	7,3	6,9
<b>4</b>	29,7	29,7	32,5	5,1	5,8	6,1
<b>5</b>	48,3	24,3	33	5,4	5,3	5,8
<b>6</b>	33,1	20,1	33,6	5,8	8,5	5,5
<b>7</b>	28,5	27,4	28,1	7	5,3	5,6
<b>MÉDIA (DP)</b>	35,2 (8,3)	24,9 (3,4)	31,2 (3,7)	5,8 (0,6)	6,2 (1,2)	6,2 (0,7)

**Tabela 4 – Valores individuais e média (DP) dos comprimentos dos sarcômeros ( $L_{SARC}$ ) em  $\mu m$  e da tensão das fibras ( $\sigma$ ) dos músculos em  $N/cm^2$ :**

	$L_{SARC\_GM}$	$L_{SARC\_GL}$	$L_{SARC\_SOL}$	$\sigma_{GM}$	$\sigma_{GL}$	$\sigma_{SOL}$
<b>1</b>	1,6	2,2	1,5	17,8	21	15
<b>2</b>	1,7	1,7	1,5	19,4	19,4	14,2
<b>3</b>	1,7	1,6	1,5	19,4	16,3	14,6
<b>4</b>	1,8	1,7	1,6	19,8	19,4	15,5
<b>5</b>	1,5	2	1,5	15,4	20,3	13,9
<b>6</b>	1,7	2,1	1,5	19,3	20,7	14,4
<b>7</b>	1,5	2,1	1,7	13,1	18,6	19,4
<b>MÉDIA (DP)</b>	1,7 (0,1)	1,9 (0,2)	1,6 (0,1)	17,7 (2,6)	19,4 (1,6)	15,3 (1,9)

**Tabela 5 – Valores individuais e média (DP) dos VMs estimados ( $cm^3$ ) de todos os flexores plantares ( $VM_{FP}$ ), do tríceps sural ( $VM_{TS}$ ) e de cada músculo:**

	$VM_{FP}$	$VM_{TS}$	$VM_{GM}$	$VM_{GL}$	$VM_{SOL}$
1	857,4	677,3	216,7	115,1	345,4
2	1011,3	798,9	255,7	135,8	407,5
3	1114,9	880,8	281,8	149,7	449,2
4	1086,6	858,4	274,7	145,9	437,8
5	1117,5	882,8	282,5	150,1	450,2
6	1108,6	875,8	280,2	148,9	446,6
7	907,7	717,1	229,5	121,9	365,7
<b>MÉDIA(DP)</b>	1029(107,5)	813,1(84,9)	260,2(27,2)	138,2(14,4)	414,6(43,3)

**Tabela 6 – Valores absolutos individuais, média (DP) e mediana, dos torques estimados ( $T_{EST}$ ) de cada um dos músculos, do somatório destes torques ( $\Sigma_{TE}$ ) e do torque medido no dinamômetro ( $T_{MENS}$ ), em Newton-metro ( $Nm$ ):**

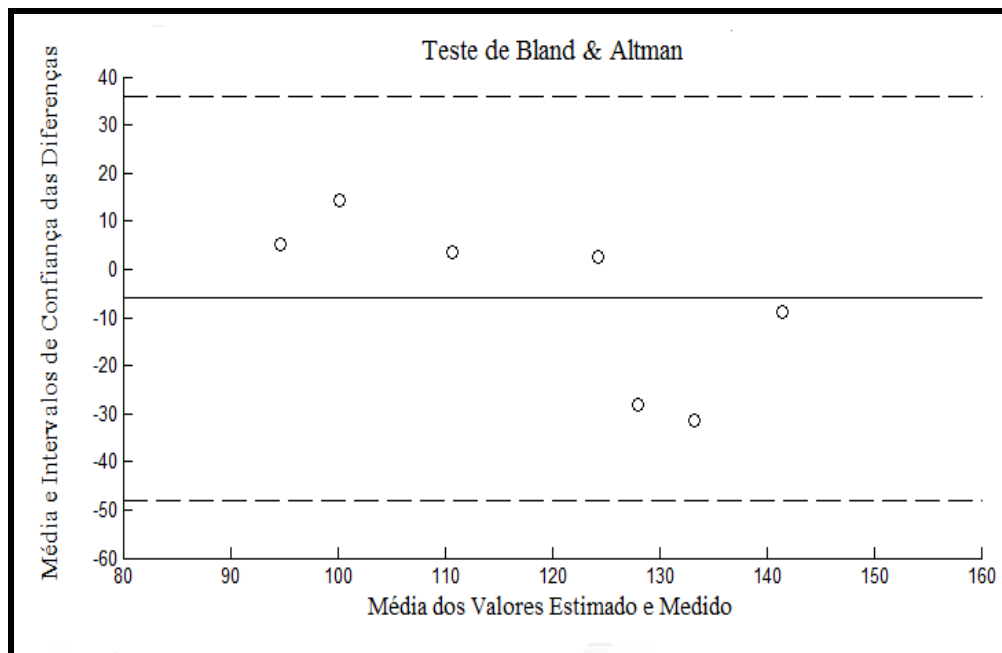
	$T_{EST\ GM}$	$T_{EST\ GL}$	$T_{EST\ SOL}$	$\Sigma_{TE}$	$T_{MENS}$	$D_{ABS}$
1	28,8	24,9	43,6	97,3	92	5,3
2	42,8	25	39,6	107,5	93	14,5
3	48,3	18,3	47,4	114	142	-28
4	55,6	25,5	55,9	137	146	-9
5	32,2	31,5	53,9	117,6	149	-31,4
6	46,7	20,5	58,4	125,7	123	2,7
7	22,7	22,9	66,8	112,4	109	3,4
<b>MÉDIA(DP)</b>	39,6 (11,9)	24,1 (4,2)	52,2 (9,4)	116(13)	122(25)	-6,1 (17,6)
<b>MEDIANA</b>	42,8	24,9	53,9	114	123	9

O teste de *Wilcoxon* para amostras dependentes entre as medianas do somatório dos torques e do torque medido foi de  $p = 0,61$ , estatisticamente não significativo.

**Tabela 7 – Valores % dos torques individuais estimados, assim como da média (DP) e da mediana, além da diferença % ( $D\%$ ) entre o  $\Sigma TE$  e o  $T_{MENS}$ :**

	$\%T_{EST\ GM}$	$\%T_{EST\ GL}$	$\%T_{EST\ SOL}$	$\Sigma TE$	$T_{MENS}$	$D\%$ (%)
<b>1</b>	29,6	25,6	44,8	97,3	92	5,8
<b>2</b>	39,9	23,3	36,8	107,5	93	15,6
<b>3</b>	42,3	16,1	41,6	114	142	-19,7
<b>4</b>	40,6	18,6	40,8	137	146	-6,2
<b>5</b>	27,4	26,8	45,8	117,6	149	-21
<b>6</b>	37,2	16,3	46,5	125,7	123	2,2
<b>7</b>	20,2	20,4	59,4	112,4	109	3,1
<b>MÉDIA(DP)</b>	33,9 (8,3)	21 (4,3)	45,1 (7,1)	116	122	- 5 (13,5)
<b>MEDIANA</b>	37,2	20,4	44,8	114	123	- 7,3

O gráfico proposto por Bland e Altman foi empregado para analisar a relação entre os valores estimado e medido do torque muscular (Figura 13). Embora a média das diferenças tenha se aproximado de zero, os intervalos de confiança foram elevados, caracterizando uma baixa capacidade de estimativa do torque total pelo somatório dos torques individuais (BLAND e ALTMAN, 1986).



**Figura 13 – Teste de Bland&Altman para comparação do somatório dos torques estimados individualmente e o torque medido pela dinamometria.**



## Capítulo 5

### DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo foi estimar o torque individual dos músculos do tríceps sural em contração voluntária máxima e comparar o somatório com o torque total medido. Além disso, foi quantificado o percentual do torque total correspondente a cada um dos músculos. A mediana do somatório dos torques estimados (114 Nm) foi 7,3% menor do que o torque medido (123 Nm), considerados estatisticamente não-diferentes ( $p = 0,61$ ). Alguns valores do torque do *TS* em estudos anteriores, 115, 125 e 135 Nm (ARAMPATZIS *et al.*, 2006b, SIMONEAU *et al.*, 2007, MAGANARIS *et al.*, 2006a) corroboram o resultado encontrado. Além disso, MAGANARIS (2003) obteve valores de torque do *GM* e *GL* juntos de 63 Nm, próximos ao deste estudo (63,7 Nm). No entanto, a análise da predição do torque pelo teste de Bland & Altman revelou desvios acentuados e, portanto, baixa eficácia na estimativa do torque total medido. A amostra reduzida e as diferenças percentuais encontradas em dois sujeitos em particular ( $\pm 20\%$ ) podem ser as principais causas para este resultado insatisfatório.

Além disso, o valor percentual correspondente a cada torque foi, em média, de 33,9 (8,3) para o *GM*, 21 (4,3) para o *GL* e 45,1 (7,1) para o *SOL*. Do estudo proposto por MAGANARIS em 2003, são inferidos valores percentuais de contribuição no torque total diferentes: 25,9% para o *GM*, 11,1% para o *GL*, 63% para o *SOL*. Estes valores são parecidos com os percentuais encontrados para a  $AST_{FISIO}$  do *TS* em estudos com técnicas padrão-ouro, em torno de 25% para o *GM*, 12% para o *GL* e 63% para o *SOL* (WARD *et al.*, 2009; ALBRACHT *et al.*, 2008), corroborando achados anteriores que propõem ser a  $AST_{FISIO}$  o principal parâmetro da arquitetura muscular na quantificação da força individual. No presente estudo, este padrão só foi visto para o *GM* ( $30,5 \pm 2,8$ ). As  $AST_{FISIO}$  do *GL* ( $15 \pm 2,3$ ) e do *SOL* ( $54,5 \pm 3,5$ ) foram diferentes. Parece, portanto, que o modelo superestimou os torques produzidos pelo *GL* e subestimou o produzido pelo *SOL*.

Os valores do  $AP_{CVM}$ , do  $L_{FASC_{REP}}$  e do  $L_{FASC_{CVM}}$  dos músculos *GM* e *GL* encontraram-se dentro de intervalos construídos por trabalhos de casuística e metodologia similares, com variações entre 33 a 42° para o  $AP_{CVM}$  do *GM* (CRONIN *et al.*, 2008, MANAL *et al.*, 2006, ARAMPATZIS *et al.*, 2006b, MAGANARIS, 2003,

KAWAKAMI *et al.*, 1998; MAGANARIS *et al.*, 1998), 22 a 35° para o  $AP_{CVM}$  do *GL* (MANAL *et al.*, 2006, KAWAKAMI *et al.*, 1998, MAGANARIS *et al.*, 1998), 4,7 a 7 cm para o  $L_{FASC\_REP}$  do *GM* (WARD *et al.*, 2009, CRONIN *et al.*, 2008, KARAMANIDIS e ARAMPATIZIS, 2006, KAWAKAMI *et al.*, 1998, MADEMLI e ARAMPATIZIS, 2008, ARAMPATZIS *et al.*, 2006b, KURIHARA *et al.*, 2005, MADEMLI e ARAMPATIZIS, 2005, KUBO *et al.*, 2002, MAGANARIS *et al.*, 2002, CHOW *et al.*, 2000, MAGANARIS *et al.*, 1998, KAWAKAMI *et al.*, 1998), 4,5 a 7,6 cm para o  $L_{FASC\_REP}$  do *GL* (WARD *et al.*, 2009, CHOW *et al.*, 2000; MAGANARIS *et al.*, 1998; KAWAKAMI *et al.*, 1998), 3,0 a 4,4 cm para o  $L_{FASC\_CVM}$  do *GM* (MAGANARIS, 2003, CRONIN *et al.*, 2008, KURIHARA *et al.* 2005; MADEMLI e ARAMPATIZIS, 2005; ARAMPATZIS *et al.*, 2006b, MAGANARIS *et al.*, 1998; KAWAKAMI *et al.*, 1998) e 3,5 a 4,5 cm para  $L_{FASC\_CVM}$  do *GL* (MAGANARIS, 2003, MAGANARIS *et al.*, 1998; KAWAKAMI *et al.*, 1998).

O mesmo não foi verificado para o *SOL*, com o  $AP_{CVM}$  abaixo do intervalo estabelecido de 36 a 40° (CRONIN *et al.*, 2008, MANAL *et al.*, 2006, KAWAKAMI *et al.*, 1998, MAGANARIS *et al.*, 1998) e os comprimentos dos fascículos em repouso e em *CVM* acima dos valores encontrados, entre 3,0 a 4,4 para o  $L_{FASC\_REP}$  (WARD *et al.*, 2009, CRONIN *et al.*, 2008, CHOW *et al.*, 2000, KAWAKAMI *et al.*, 1998, MAGANARIS *et al.*, 1998) e entre 2,6 a 3,4 para o  $L_{FASC\_CVM}$  (CRONIN *et al.*, 2008, MAGANARIS, 2001, MAGANARIS, 2001, KAWAKAMI *et al.*, 1998, MAGANARIS *et al.*, 1998). Embora o valor utilizado seja o cosseno do ângulo, o que confere ao modelo pequena sensibilidade à variação do *AP* (MAGANARIS, 2004) e implica relevância reduzida no resultado da estimativa dos torques, esses valores levantam dúvidas sobre a capacidade de medição dos parâmetros do *SOL*. Os parâmetros do *SOL* foram medidos a partir das imagens do *GL* devido à dificuldade de mensuração dos seus parâmetros internos nas suas próprias imagens. A metodologia empregada se baseou em trabalhos que mediram esses parâmetros a partir das imagens captadas do *GM* (CHINO *et al.*, 2008, MANAL *et al.*, 2006) e do *GL* (MANAL *et al.*, 2008, MANAL *et al.*, 2006). Segundo os autores, essa variação não altera o valor dos parâmetros desta musculatura, em repouso ou em *CVM*, sugerindo que esta limitação metodológica não seja a causa dos valores discordantes para o *SOL*. Mesmo assim, as medidas dos parâmetros deste músculo pela técnica de *US* presente no trabalho foram limitadas.

Os parâmetros estimados a partir dos comprimentos dos fascículos foram a tensão máxima e o comprimento ótimo da fibra. O primeiro apresentou valores ratificados pela literatura somente para o músculo *GM* (MAGANARIS, 2004). A estimativa do *GL* no presente estudo,  $19,4 \text{ N/cm}^2$ , foi superior ao trabalho de MAGANARIS (2004),  $14,2 \text{ N/cm}^2$ . Padrão inverso foi observado para o *SOL*, com medida inferior ao menor valor da  $\sigma$  (MAGANARIS, 2001). Entretanto, as relações dos comprimentos da fibra em *CVM* pelo comprimento da fibra em repouso foram, em média, as mesmas nos dois músculos. Portanto, o  $L_{SARC\_GL}$  possui maior valor que o  $L_{SARC\_SOL}$  devido aos valores diferenciados dos comprimentos dos sarcômeros em repouso (WARD *et al.*, 2009). Sendo assim, o *GL* foi o músculo que se encontrou mais próximo do comprimento ótimo de  $2,7 \mu\text{m}$  para o sarcômero (WALKER e SCHRODT, 1974), obtendo valores de tensão quase máximos, de  $22,5 \text{ N/m}^2$  (CLOSE 1972). Esta variável aumentou o percentual de contribuição do *GL* no torque total.

O  $L_0$  apresentou valores mais elevados com relação ao trabalho proposto por MAGANARIS (2004). Até o ano de 2008, os trabalhos com estes tipos de parâmetros utilizavam dados antropométricos do estudo proposto por WICKJEWICZ *et al.* (1983). Esse estudo utilizou dados de apenas três cadáveres, com poucas informações e técnicas de visualização dos sarcômeros ultrapassadas. WARD *et al.* (2009), publicaram um trabalho semelhante, mas com avaliação de 27 peças anatômicas dos membros inferiores, além de técnicas mais precisas, principalmente na quantificação dos sarcômeros. Esse avanço garantiu medidas mais acuradas dos comprimentos e da quantidade de sarcômeros no presente estudo. Entretanto, são medidas em cadáveres, distantes do padrão ideal de mensuração *in vivo* e em tempo real. Além disso, se pressupõe no presente modelo que todas as fibras possuem o mesmo tamanho e têm o mesmo número de sarcômeros, e que estes sarcômeros também são idênticos e obedecem à mesma relação comprimento-tensão. O estudo de TELLEY e DENOTH (2007) demonstrou a não homogeneidade do comprimento dos sarcômeros dentro de uma mesma fibra, gerando variações acima de 10% na capacidade de produção de força. Os autores concluíram, entre outras questões, que diferenças entre os valores de força gerados e estimados pelos modelos podem ser devido a esta não homogeneidade presente nos sarcômeros; portanto, os modelos matemáticos seriam mais realistas se levassem isso em consideração. LIEWELLYN *et al.* (2008), com técnica de

microscopia de alta definição, mediram diretamente a variabilidade do tamanho dos sarcômeros dentro de uma mesma fibra, encontrando valores até 20% diferentes. Esses resultados corroboram a revisão citada acima e colocam em questão as suposições feitas no presente estudo.

O *VM* considerado nos modelos matemáticos não leva em conta os tendões. Assume-se que toda a massa seja de material contrátil e que permaneça o mesmo, em repouso ou em contração (WELLER *et al.*, 2007). A técnica padrão-ouro na quantificação desse parâmetro é a *RMI* (ELLIOTT *et al.*, 1997, MITSIOPOULOS *et al.*, 1998, GADEBERG *et al.*, 1999, MIYATANI *et al.*, 2000, REEVES *et al.*, 2004, ALBRACHT *et al.*, 2008). Entretanto, devido às dificuldades já mencionadas, os trabalhos vêm procurando alternativas na quantificação direta deste parâmetro (GADEBERG *et al.*, 1999, ESFORMES e NARICI, 2002, WELLER *et al.*, 2007), ou por estimativas através de equações de regressão cujos parâmetros são dados antropométricos, ou pela *EM* medida por *US* (FUKUNAGA *et al.*, 2001, JUUL-KRISTENSEN *et al.*, 2000, MIYATANI *et al.*, 2000, MIYATANI *et al.*, 2002, VORONOV, 2003, REEVES *et al.*, 2004). A equação utilizada neste estudo estima o volume de todos os flexores plantares (MYATANI *et al.*, 2004). A média do *VM* do *TS* ( $813,1 \text{ cm}^3$ ) foi inferior aos valores encontrados na literatura, com casuística similar:  $867,6 \text{ cm}^3$  (ELLIOT *et al.*, 1997),  $908 \text{ cm}^3$  (ALBRACHT *et al.*, 2008) e  $987,7 \text{ cm}^3$  (VORONOV, 2003). Entretanto, como os percentuais dos volumes de cada músculo foram retirados de trabalhos com técnica padrão-ouro, acredita-se que este parâmetro não tenha interferido no percentual relativo de cada músculo no torque total.

A estimativa do  $BF_{MUSC}$  pela *US* foi desenvolvida a partir do método de excursão do tendão (AN *et al.*, 1983) adaptado para medidas *in vivo* (ITO *et al.*, 2000, MAGANARIS, 2003, MAGANARIS *et al.*, 2000), medindo o *BF* pela razão entre o deslocamento do tendão e a variação do ângulo articular. Estudo prévio (ALVES *et al.*, 2007) estimou o *BF* do *GM* em repouso e encontrou valores menores quando comparados a outros trabalhos com a mesma metodologia ou medidos pela técnica padrão-ouro, a *RMI*. Este resultado levou à utilização de valores estimados por outros estudos (MAGANARIS 2003, MAGANARIS e PAUL, 2002), corroborados por trabalhos com *RMI* (MAGANARIS *et al.*, 2001, MAGANARIS, 2001). O valor adotado foi de 6 cm para o  $BF_{MUSC}$  dos três músculos.

Entretanto, embora os músculos do *TS* possuam uma mesma inserção e apresentem pequena variação dos eixos de força, o que leva alguns autores a assumir que a medida do *BF* do *TS* corresponde ao *BF* do *SOL* (MAGANARIS *et al.*, 2001, MAGANARIS, 2001), do *GL* (MORSE *et al.*, 2005) ou dos três músculos separadamente (MAGANARIS *et al.*, 2006), fica a dúvida sobre a técnica de *RMI* como padrão-ouro, pelo menos para esta musculatura. A utilização de medidas retiradas de outros trabalhos, a baixa eficiência em medir este parâmetro e a sua importância no modelo empregado (MAGANARIS, 2004), requerem o aprimoramento das técnicas já presentes ou a formulação de outras capazes de medir mais acuradamente este parâmetro. Alguns estudos têm sido desenvolvidos a partir da modelagem matemática (MENEGALDO *et al.*, 2004). Um aprimoramento no presente modelo pode estar vinculado à inclusão de uma destas técnicas.

Além das limitações inerentes a cada parâmetro, algumas questões metodológicas podem ter diminuído o desempenho desta estimativa. Não houve sincronia entre o momento de maior torque e a imagem do *US<sub>M</sub>*. Alguns estudos têm demonstrado uma ativação diferenciada entre os músculos do *TS* (KINUGASA *et al.*, 2005) e dentro do próprio músculo (KINUGASA *et al.*, 2005, KINUGASA *et al.*, 2006). Portanto, é importante a garantia de que a musculatura esteja sendo exigida uniformemente. Talvez, mesmo não sendo prático, haja a necessidade de se medir os sinais eletromiográficos como forma de controle do percentual de ativação na *CVM*. O tamanho reduzido da amostra e as variações visualizadas no ângulo do tornozelo são outras limitações importantes.

Recomenda-se, portanto, aumentar o tamanho amostral e aprimorar a técnica de captação e visualização dos parâmetros do *SOL*, e, principalmente do *BF<sub>MUSC</sub>*. É fundamental que o modelo encontre outra maneira mais eficiente de mensurar este parâmetro. Além disso, ajuste no modelo para levar em consideração a não homogeneidade dos sarcômeros também poderá aumentar sua eficácia na estimativa do torque muscular individual.

## **Capítulo 6**

### **CONCLUSÃO**

O modelo estimou os valores dos torques medidos de maneira parcialmente satisfatória. A comparação entre os torques não apontou diferenças, mas a baixa quantidade amostral contribuiu para intervalos de confiança elevados, diminuindo a eficácia do modelo.

A técnica de Ultrassonografia mediu acuradamente os parâmetros ângulo de penação e os comprimentos dos fascículos para os gastrocnêmios medial e lateral. Por outro lado, as medidas dos parâmetros do sóleo não estavam de acordo com estudos anteriores. Possivelmente esta baixa eficiência com relação às suas imagens tenha provocado valores percentuais dos torques estimados diferentes do esperado.

A praticidade do modelo estudado deve ser contrabalançada com estimativas mais acuradas do que as utilizadas no presente estudo, principalmente com relação ao volume muscular e ao braço de força. Além disso, a não homogeneidade dos sarcômeros obrigará a uma melhor compreensão do comportamento interno das fibras musculares.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ALBRACHT, K, ARAMPATZIS, A, BALTZOULOPOULOS, V., 2008, “Assessment of muscle volume and physiological cross-sectional area of human triceps surae muscle in vivo”. *J Biomech*, v. 41, pp. 2211-2218.
- ALVES, D. S., PEIXINHO, C. C., GRIFFO, R., *et al.*, 2007, “Estimativa do braço de força do tendão calcanear através da Ultra-sonografia modo-b.” In: *XII Congresso brasileiro de biomecânica*, 1468-1472, São Pedro (SP), Maio 30 – Junho 2.
- ALTMAN, D.G., BLAND, J. M., 1983, “Measurements in Medicine: Analysis of Method Comparison Studies”, *The Statistician*, v. 32, pp. 307-317.
- AN K. N., UEBA, Y., CHAO, E. Y., *et al.*, 1983, “Tendon excursion and moment arm of index finger muscles”, *J Biomech.*, v. 16, n. 6, pp. 419-25.
- ARAMPATZIS, A., DEMONTE, G., KARAMANIDIS, K., *et al.*, 2006, “Influence of the muscle-tendon unit’s mechanical and morphological properties on running economy”. *J Exp Biol*, v. 209, pp. 3345-3357.
- ARAMPATZIS, A., KARAMANIDIS, K., STAFILIDIS, S., *et al.*, 2006, “Effect of different ankle- and knee-joint positions on gastrocnemius medialis fascicle length and EMG activity during isometric plantar flexion”. *J Biomech*, v. 39, n. 10, pp. 1891-1902.
- ARNDT, A.N., KOMI, P. V., BRÜGGEMANN, G. -P., LUKKARINIEMI, J., 1998, “Individual muscle contributions o the in vivo Achilles tendon force”. *Clinical Biomechanics*, v.13, pp.532-541
- BAECHLE, T. R., EARLE, R. W., 2000, *Essentials of Strength and Conditioning*, 2 ed., Human Kinetics.

- BANKOFF, 2007, *Morfologia e Cinesiologia Aplicada ao Movimento Humano*, 1 ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan,
- BLAND, J. M., ALTMAN, D. G., 1986, “Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement”, *Lancet*, v. 1, pp. 307-310.
- BLAZEVOICH, A. J., COLEMAN, D. R., HORNE, S., *et al.*, 2009, “Anatomical predictors of maximum isometric and concentric knee extensor moment”, *Eur J. Appl. Physiol*, v. 105, pp. 869-878.
- BOJSEN-MØLLER, J., HANSEN, P., AAGAARD, P., *et al.*, 2004, “Differential displacement of the human soleus and medial gastrocnemius aponeurosis during isometric plantar flexor contraction in vivo”. *J Appl Physiol* v. 97, pp. 1908 – 1914.
- CHANG, Y., SU, F. C., WU, H. W., *et al.*, 1999, “Optimum length of muscle contraction”. *Clin Biomech*, v. 14, pp. 537-542.
- CHINO, K., ODA, T., KURIHARA, T., *et al.*, 2008, “In vivo fascicle behavior of synergistic muscles in concentric and eccentric plantar flexions in humans”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 18, n. 1, pp. 79-88.
- CHOW, R. S., MEDRI, M. K., MARTIN, D.C., *et al.*, 2000, “Sonographic studies of human soleus and gastrocnemius muscle architecture: gender variability”. *Eur J Appl Physiol*, v. 82, pp. 236-244.
- CLOSE, R. I., 1972, “Dynamic properties of mammalian skeletal muscles”. *Physiol Rev* 52: 129–197.
- CLOSE, R. I., 1972, “The relations between sarcomere length and characteristics of isometric twitch contractions of frog sartorius muscles”. *J Physiol*, v. 220, pp. 745-762.



- CRONIN, N. J., PELTONEN, J., ISHIKAWA, M., *et al.*, 2008, “Effects of contraction intensity on muscle fascicle and stretch reflex behavior in the human triceps surae”. *J Appl Physiol*, v. 105, pp. 226-232.
- DELP, S. L., LOAN, J. P., HOY, M. G., *et al.*, 1990, “An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopedic surgical procedures”, *IEEE transactions on Biomedical Engineering*, v. 37, n. 8, pp. 757-767.
- ELLIOT, M. A., WALTER, G. A., GULISH, H., *et al.*, 1997, “Volumetric measure of human calf muscle from magnetic resonance imaging”, *MAGMA*, v. 5, pp. 93-98.
- EPSTEIN, M., HERZOG, W., 1998, *Theoretical Models of Skeletal Muscle*, 1 ed., New York, John Wiley & Sons.
- EPSTEIN, M., HERZOG, W., 2003, “Aspects of skeletal muscle modeling”, *Phil. Trans. R. Soc. Lond. B*, v. 358, n. 1437, pp. 1445-1452.
- ESFORMES, J. I., NARICI, M. V., 2002, “Measurement of human muscle volume using ultrasonography” *Eur J Appl Physiol*, v. 87, pp. 90-92.
- FUKUNAGA, T., KAWAKAMI, Y., KUNO S., *et al.*, 1997, “Muscle architecture and functions in humans”. *J Biomech* v. 30, pp. 457-463.
- FUKUNAGA, T., MIYATANI M., TACHI, M., *et al.*, 2001, “Muscle volume is a major determinant of joint torque in humans”. *Acta physiol Scand*, v. 172, pp. 249-255.
- GADEBERG, P., ANDERSEN, H., JAKOBSEN, J., 1999, “Volume of ankle dorsiflexors and plantar flexors determined with stereological techniques”, *J Appl Physiol*, v. 86, pp. 1670-1675.

- GORDON, A. M., HUXLEY, A. F., JULIAN, F. J., 1966, "The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres". *J Physiol*, v. 184, pp. 170-192.
- HALL, S. J., 2000, *Biomecânica Básica*, 3 ed., Rio de Janeiro, Guanabara Koogan.
- HAMILL, J., KNUTZEN, K. M., 1999, *Bases Biomecânicas do Movimento Humano*, 1 ed. São Paulo, Manole.
- HERBERT, R. D., MOSELEY, A. M., BUTLER, J. E., *et al.*, 2002, "Change in length of relaxed muscle fascicles and tendons with knee and ankle movement in humans". *Journal of Physiology*, v. 539, n. 2, pp. 637-645.
- HERZOG, W., READ, L. J., KEURS, H. E. D. J., 1991, "Experimental determination of force-length relations of intact human gastrocnemius". *Clinical Biomechanics*, v. 6, pp. 230-238.
- HILL, A. V., 1938, "The heat of shortening and the dynamics constants of muscle", *Proc R Soc Lond B*, v. 126, pp. 136-195.
- HITACHI MEDICAL CORPORATION. *Instruction Manual: Ultrasound Scanner with Digital Scan Converter - Model EUB-405*. Tokyo, 1995.
- HUIJING, P. A., WOITTEZ, R. D., 1984, "The effect of architecture on skeletal muscle performance", *Netherlands Journal of Zoology*, v. 34, pp. 21-32.
- HUXLEY, 1969, "The Mechanism of muscular contraction", *Science*, v. 164 n. 3886, pp. 1356-1366.
- ITO, M., AKIMA, H., FUKUNAGA, T., 2000, "In vivo moment arm determination using B-mode ultrasonography". *Journal of Biomechanics*, v. 33, pp. 215 – 218.

- JUUL-KRISTENSEN, B., BOJSEN-MOLLER, F., HOLST, E., *et al.*, 2000, “Comparasion if muscle sizes and moment arms of two rotator cuff muscles measured by Ultrasonography and Magnetic Resonance Imaging”, *European Journal of Ultrasound*, v. 11, pp. 161-173.
- KANDEL, E. R., SCHWARTZ, J. H., JESSELL, T. M., 2000, *Principles of Neural Science*, 4 ed., New York, Ed. McGraw-Hill.
- KARAMANIDIS, K., STAFILIDIS, S., DeMONTE, G., *et al.*, 2005, “Inevitable joint angular rotation affects muscle architecture during isometric contraction”. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 15, pp. 608 – 616.
- KARAMANIDIS, K, ARAMPATZIS, A., 2006, “Mechanical and morphological properties of human quadriceps femoris and triceps surae muscle-tendon unit in relation to aging and running”, *J Biomech*, v. 39, pp. 406-417.
- KAWAKAMI, Y., ICHINOSE, Y., FUKUNAGA, T., 1998, “Architectural and functional features of human triceps surae muscles during contraction”, *J. Appl Physiol*, v. 85, n. 2, pp. 398 - 404.
- KAWAKAMI, Y., FUKUNAGA, T., 2006, “New insights into in vivo human skeletal muscle function”, *Exerc Spo Sci Rev*, v. 34, n. 1, pp. 16-21.
- KINUGASA, R., KAWAKAMI, Y., FUKUNAGA, T., 2005, “Muscle activation and its distribution within human triceps surae muscles”, *J Appl Physiol*, v. 99, pp. 1149–1156.
- KINUGASA, R., KAWAKAMI, Y., FUKUNAGA, T., 2006, “Quantitative assessment of skeletal muscle activation using muscle functional MRI”, *Magnetic Resonance Imaging*, v. 24, pp. 639-644.

- KUBO, K., KANEHISA, H., FUKUNAGA, T., 2002, "Effect of stretching training on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo", *J Appl Physio*, v. 92, pp. 595-601.
- KUBO, K., KANEHISA, H., AZUMA, K., *et al.*, 2003, "Muscle architectural characteristics in young and elderly men and women", *Int J Sports Med*, v. 24, pp. 125-130.
- KURIHARA, T., ODA, T., CHINO, K., *et al.*, 2005, "Use of Three-Dimensional ultrasonography for the analysis of the Fascicle Length of Human Gastrocnemius Muscle During Contractions", *Internat J Sport Health Scie* v. 3, pp. 226-234.
- LIEBER, R. L., 2002, *Skeletal Muscle Structure, Function, & Plasticity – The Physiological Basis of Rehabilitation*, 2 ed., Philadelphia, Ed. Lippincott Williams & Wilkins.
- LIEWELLY, M., BARRETTO, R. P. J., DELP, S., *et al.*, 2008, "Minimally invasive high-speed imaging of sarcomere contractile dynamics in mice and humans", *Nature*, v. 454, pp. 784-788.
- LLOYD, D. G., BESIER, T. F., 2003, "An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo", *Journal of Biomechanics*, v. 36, pp. 765-776.
- MADEMPLI, L., ARAMPATZIS, A., 2005, "Behavior of the human gastrocnemius muscle architecture during submaximal isometric fatigue", *Eur J Appl Physiol*, v. 94, pp. 611–617.
- MADEMPLI, L., ARAMPATZIS, A., 2008, "Mechanical and morphological properties of the triceps surae muscle-tendon unit in old and young adults and their interaction with a submaximal fatiguing contraction", *J Electromyogr Kinesiol*, v. 18, pp. 89-98.

- MAGANARIS, C. N., 2001, "Force-length characteristics of *in vivo* human skeletal muscle", *Acta Physiol Scand*, v. 172, pp. 279-285.
- MAGANARIS, C. N., 2003, "Force-Length Characteristics of the In vivo human Gastrocnemius Muscle", *Clin Anat*, v. 16, pp. 215-223.
- MAGANARIS, C. N., 2004, "A predictive model of moment angle characteristics in human skeletal muscle: Application and validation in muscles across the ankle joint", *Journal of Theoretical Biology*, v. 230, pp. 89-98.
- MAGANARIS, C. N., BALZPOULOS, V., SARGEANT, A. J., 1998, "In vivo measurements of the triceps surae complex architecture in man: implications for muscle function", *J Physiol*, v. 512, pp. 603-614.
- MAGANARIS, C. N., BALZPOULOS, V., BALL, D., *et al.*, 2001, "In vivo specific tension of human skeletal muscle", *J Appl Physiol*, v. 90, pp. 865-872.
- MAGANARIS, C. N., BALZPOULOS, V., SARGEANT, A. J., 2000, "In vivo measurement-based estimations of the human Achilles tendon moment arm", *Eur J Appl Physiol*, v. 83, pp. 363-369
- MAGANARIS, C. N., BALZPOULOS, V., SARGEANT, A. J., 2002, "Repeated contractions alter the geometry of human skeletal muscle", *J Appl Physiol*, v. 93, pp. 2089-2094.
- MAGANARIS, C. N., BALZPOULOS, V., SARGEANT, A. J., 2006a, "Human calf muscle responses during repeated isometric plantarflexions", *J Biomech* v.39, n. 7, pp. 1249-1255.

- MAGANARIS, C. N., BALZPOULOS, V., TSAOPOULOS, D., 2006b, "Muscle fiber length-to-moment arm ratios in the human lower limb determined in vivo", *J Biomech*, v. 39, n 6, pp. 1663-1668.
- MAGANARIS, C. N., PAUL, J. P., 2002, "Tensile properties of the in vivo human gastrocnemius tendon", *J Biomech* v. 35, pp. 1639-1646.
- MANAL, K., ROBERTS, D. P., BUCHANAN, T. S., 2006, "Optimal pennation angle of the primary ankle plantar and dorsiflexors: variations with sex, contraction intensity, and limb", *J Appl Biomech*, v. 22, pp. 255-263.
- MANAL, K., ROBERTS, D. P., BUCHANAN, T. S., 2008, "Can pennation angles be predicted from EMGs for the primary ankle plantar and dorsiflexors during isometric contractions?" *J Biomech*, v. 41, n. 11, pp. 2492-2497.
- MENEGALDO, L. L., FLEURT, A. T., WEBER, H. I., 2004, "Moment arms and musculotendon lengths estimation for a three-dimensional lower-limb model", *J Biomech*, v. 37, pp. 1444-1453.
- MENEGALDO, L. L., OLIVEIRA, L. F., 2009, "Effect of muscle model parameter scaling for isometric plantar flexion torque prediction", *Journal of Biomechanics* - 10 August (10.1016/j.jbiomech.2009.06.043).
- MILLER, S. W., DENNIS, R. G., 1996, "A parametric model of muscle moment arm as a function of joint angle: application to the dorsiflexor muscle group in mice", *J Biomech*, v. 29, pp. 1621-1624.
- MITSIPOULOS, N., BAUMGARTNER, R. N., HEYMSFIELD, S. B., *et al.*, 1998, "Cadaver validation of skeletal muscle measurement by magnetic resonance imaging and computerized tomography", *J Appl Physiol*, v. 85, n. 1, pp. 115-122.

- MIYATANI, M., KANEHISA, H., FUKUNAGA, T., 2000, "Validity of bioelectrical impedance and ultrasonographic methods for estimating the muscle of the upper arm", *Eur Journal Appl Physiol*, v. 82, pp. 391-396.
- MIYATANI, M., KANEHISA, H., ITO, M., *et al.*, 2004, "The accuracy of volume estimates using ultrasound muscle thickness measurements in different muscle groups", *Eur J Appl Physiol*, v. 91, pp. 264 – 272.
- MIYATANI, M., KANEHISA, H., KUNO, S., *et al.*, 2002, "Validity of ultrasonograph muscle thickness measurements for estimating muscle volume of knee extensors in humans", *Eur J Appl Physiol*, v. 86, pp. 203-208.
- MORSE, C. I., THOM, J. M., MIAN, O. S., *et al.*, 2005, "Muscle strength, volume and activation following 12-month resistance training in 70-year-old males", *Eur J Appl Physiol*, v. 95, pp. 197-204.
- MURAMATSU, T., MURAOKA, T., KAWAKAMI, Y., *et al.*, 2002, "In vivo determination of fascicle curvature in contracting human skeletal muscles", *J Appl Physiol*, v. 92, pp. 129-134.
- NARICI, M., 1999, "Human skeletal muscle architecture studied in vivo by non-invasive imaging techniques: functional significance and applications". *J Electromyogr Kinesiol*, v. 9, pp. 97-103.
- NARICI, M.V., BINZONI, T., HILTBRAND, E., *et al.*, 1996, "In vivo human gastrocnemius architecture with changing joint angle at rest and during graded isometric contraction", *J. Physiol*, v. 496, pp. 287–297.
- NARICI, M. V., MAGANARIS, C. N., REEVES, N. D., *et al.*, 2003, "Effect of aging on human muscle architecture", *J. Appl Physiol*, v. 95, pp. 2229-2234.

- NEUMANN, D. A., 2006, *Cinesiologia do aparelho musculoesquelético: fundamentos para a reabilitação física*, 1 ed, Rio de Janeiro, Guanabara Koogan.
- POWELL, P. L., ROY, R. R., KANIM, P., *et al.*, 1984, “Predictability of skeletal muscle tension from architectural determinations in guinea pig hindlimbs”, *J Appl Physiol*, v. 57, pp. 1715-1721.
- RASH, P. J., 1989, *Cinesiologia e Anatomia Aplicada*, 7 ed., Rio de Janeiro, Guanabara Koogan.
- REEVES, N. D., MAGANARIS; C. N., NARICI, M. V., 2004, “Ultrasonographic assessment of human skeletal muscle size”, *Eur J Appl Physiol*, v. 91, pp. 116-118.
- ROCHA, M. L., 2004, *Aspectos diversos da Medicina do Exercício*, 1 ed., Revinter.
- ROSAGER, S., AAGAARD, P., DYHRE-POULSEN., P., *et al.*, 2002, “Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis and tendon in runners and non-runners”, *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, v. 12, n. 2, pp. 90-98.
- SIMONEAU, E., MARTIN, A., VAN HOECKE, J., 2007, “Effects of joint angle and age on ankle dorsi- and plantar-flexor strength”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.17,pp.307-316
- SMITH, L. K., WEISS, E. L., LEHMKUHL, L. D., 1997, *Cinesiologia Clínica de Brunstrom*, 5a ed., São Paulo, SP, Manole.
- TELLEY, I. A., DENOTH, J., 2007, “Sarcomere dynamics during muscular contraction and their implications to muscle function”, *J Muscle Res Cell Motil*, v. 28, pp. 89-104.



- THOM, J. M., MORSE, C. I., BIRCH, K. M., *et al.*, 2007, “Influence of muscle architecture on the torque and power-velocity characteristics of young and elderly men”, *Eur J Appl Physiol*, v. 100, pp. 613-619.
- VORONOV, A. V., 2003, “Anatomical cross-sectional areas and volumes of the muscles of the lower extremities”, *Human Physiol*, v. 29, n. 2, pp. 201-211.
- WALKER, S. M., SCHRODT, G. R., 1974, “I segment lengths and thin filament periods in skeletal muscle fibers of the rhesus monkey and the human”, *Anat Rec*, v. 178, pp. 63-82.
- WARD, R. T., ENG, C. M., SMALLWOOD, L. H., LIEBER, R. L., 2009, “Are current measures of lower extremity muscle architecture accurate?” *Clin Orthop Relat Res*, v. 467, n. 4, pp. 1074-1082.
- WELLER, R., PFAU, T., FERRARI, M., *et al.*, 2007, “The determination of muscle volume with a freehand 3d ultrasonography system”, *Ultrasound in Med. & Biol.*, v. 33, n. 3, pp. 402–407.
- WICKIEWICZ, T. L., ROY, R. R., POWELL, P. L., *et al.*, 1983, “Muscle architecture of the human lower limb”, *Clin. Orthop*, v. 179 pp. 275–283.