



ESTIMATIVA DO VOLUME DE *PHANTOM* DO MÚSCULO RETO FEMORAL A
PARTIR DE ULTRASSONOGRÁFIAS DAS ÁREAS DE SEÇÃO TRANSVERSA

Daniel de Souza Alves

Tese de Doutorado 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 Doutor em Engenharia Biomédica.

Orientador: Wagner Coelho de Albuquerque
Pereira

Rio de Janeiro
Outubro de 2016

ESTIMATIVA DO VOLUME DE PHANTOM DO MÚSCULO RETO FEMORAL A
PARTIR DE ULTRASSONOGRÁFIAS DAS ÁREAS DE SEÇÃO TRANSVERSA

Daniel de Souza Alves

TESE 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 DOUTOR EM
CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Examinada por:

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

Prof. Liliam Fernandes de Oliveira, D.Sc.

Prof. André Victor Alvarenga, D.Sc.

Dr. Rodrigo Pereira Barretto da Costa-Félix, D.Sc.

Prof. Theo Zeferino Pavan, Ph.D.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

OUTUBRO DE 2016

Alves, Daniel de Souza

Estimativa do Volume de Phantom do Músculo Reto Femoral a partir de Ultrassonografias das Áreas de Seção Transversa/ Daniel de Souza Alves. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2016.

XIII, 61 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Tese (doutorado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2016.

Referências Bibliográficas: p. 53-61.

1. Volume muscular. 2. Ultrassonografia. 3. Phantom.
4. Reto femoral. I. Pereira, Wagner Coelho de Albuquerque. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

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

ESTIMATIVA DO VOLUME DE PHANTOM DO MÚSCULO RETO FEMORAL A PARTIR DE ULTRASSONOGRAFIAS DAS ÁREAS DE SEÇÃO TRANSVERSA

Daniel de Souza Alves

Outubro/2016

Orientador: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Programa: Engenharia Biomédica

Técnicas de imagem são amplamente utilizadas em medições e estimativas *in vivo* de parâmetros do tecido muscular esquelético, afim de prover informações quantitativas para auxiliar o diagnóstico e tratamento de lesões, o acompanhamento de diferentes tipos de treinamento ou de efeitos do envelhecimento e do desuso etc. Alguns parâmetros, como o volume muscular (VM), têm relação direta com a capacidade de produção de força e, conseqüentemente, a função do músculo. O VM pode ser estimado pelo somatório dos volumes segmentares, obtidos por meio de medições em imagens consecutivas da área de seção transversa e a distância entre essas. No entanto, o tempo prolongado na aquisição e medição de uma série de imagens pode ser um fator limitante. Sendo assim, esta tese apresenta modelos baseados no princípio de Cavalieri para estimar o VM do reto femoral, já que este músculo tem grande importância funcional, é superficial e de fácil visualização por ultrassom. Foi realizado um estudo do comportamento dos modelos em função da quantidade de imagens das áreas de seção transversa (1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 19 e 38), visando definir um protocolo com o número mínimo de imagens para uma estimativa confiável do volume de um *phantom* antropomórfico do reto femoral. Os modelos apresentaram comportamentos diferentes em função da quantidade de fatias, tendo erros maiores quando utilizaram poucas imagens. No entanto, com mais de cinco imagens, o erro reduziu para valores menores do que 10% e com mais de oito para menores do que 5%.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Science (D.Sc.)

VOLUME ESTIMATE OF RECTUS FEMORIS MUSCLE PHANTOM BY
CROSS-SECTIONAL AREAS ULTRASONOGRAPHIES

Daniel de Souza Alves

October/2016

Advisor: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Department: Biomedical Engineering

Imaging techniques are widely used in *in vivo* measurements and estimates of skeletal muscle tissue parameters, in order to provide quantitative information to assist the diagnosis and treatment of injuries, the monitoring of different types of training or the effects of aging and disuse etc. Some parameters, such as the muscle volume (MV), are directly related to the force production capacity and consequently to the function of the muscle. The MV can be estimated by the sum of segmental volumes obtained by measurements on consecutive images of the cross sectional area and the distance between these. However, the prolonged time of acquisition and measurement of a series of images can be a limiting factor. Thus, this thesis presents some models based on the Cavalieri principle to estimate the rectus femoris MV, since it has great functional importance, is superficial, and easily distinguishable in ultrasound images. We conducted a study of the models behaviors according the number of cross sectional areas images (1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 19, and 38), in order to define a protocol with the minimum number of images for a reliable estimate of the rectus femoris anthropomorphic phantom volume. The models presented distinct behaviors depending on the number of slices, having larger errors when few images were used. However, with more than five images, the error reduced to less than 10% and with more than eight reduced to less than 5%.

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO	1
1.1 OBJETIVOS	3
1.1.1 Objetivos Gerais	3
1.1.2 Objetivos Específicos	3
CAPÍTULO 2 – REVISÃO DA LITERATURA	5
2.1 ULTRASSONOGRAFIA (MODO-B)	5
2.1.1 Phantom	7
2.2 MÚSCULO ESQUELÉTICO	8
2.2.1 Área de Seção Transversa (Anatômica e Fisiológica)	10
2.2.2 Volume Muscular	15
2.2.3 Reto Femoral	17
CAPÍTULO 3 – METODOLOGIA DA PESQUISA	19
3.1 <i>PHANTOM</i>	19
3.1.1 Confecção	19
3.1.2 Parâmetros Acústicos	21
3.1.2.1 <i>Fator de Correção</i>	21
3.3 AQUISIÇÃO DAS IMAGENS E MEDIÇÃO DAS ÁREAS DE SEÇÃO TRANSVERSA	22
3.3.1 Ultrassonografia	22
3.3.2 Fotografia	22
3.4 MEDIÇÃO E ESTIMATIVA DO VOLUME	23
3.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA	26
CAPÍTULO 4 – RESULTADOS	28
4.1 PARÂMETROS ACÚSTICOS	28
4.2 ÁREA DE SEÇÃO TRANSVERSA	28
4.3 VOLUME	28

CAPÍTULO 5 – DISCUSSÃO	41
5.1 PARÂMETROS ACÚSTICOS	41
5.2 ÁREA DE SEÇÃO TRANSVERSA	42
5.3 VOLUME	43
5.3.1 Avaliação Individual dos Modelos	44
5.3.2 Avaliação entre os Modelos	47
5.4 IMPACTO DO ERRO EM ESUDOS APLICADOS	49
CAPÍTULO 6 – CONCLUSÃO	52
Referências Bibliográficas	53

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1: Esquema básico de funcionamento do aparelho de ultrassom modo-B. Transmissão e recepção do pulso ultrassônico para formação de imagem e cálculo da distância do refletor através do tempo e velocidade de propagação (assumida 1540 m.s^{-1} para tecidos moles). Adaptado de (FISH, 1990).

Figura 2.2: Organização estrutural do músculo esquelético. Adaptado de BANKOFF (2007).

Figura 2.3: Imagem ultrassônica longitudinal de músculo esquelético. Fascículos visualizados como zonas hipoecóicas (escuras) e tecido conjuntivo como hiperecóicas (claras).

Figura 2.4: Esquema ilustrativo dos componentes da arquitetura de músculo penado. AP – ângulo de penação; AST – área de seção transversa (neste caso, a AST coincide com a área de seção transversa anatômica); ASTF – área de seção transversa fisiológica e CF – comprimento do fascículo.

Figura 2.5: Vista frontal do quadríceps femoral do membro direito. RF – reto femoral, VI – vasto intermédio, VL – vasto lateral e VM – vasto medial.

Figura 3.1: Ultrassonografia transversal do músculo reto femoral (a) e do *phantom* (b). Em amarelo o contorno manual da área de seção transversa (c).

Figura 3.2: Sequência para fabricação da matriz do *phantom*. a – imagem de ultrassom exportada do aparelho para um computador, b – imagem impressa, c – segmento de plastilina sobre a imagem e c – matriz em plastilina.

Figura 3.3: Vista inferior do *phantom* ultrassônico antropomórfico do músculo reto femoral.

Figura 3.4: Representação do modelo Cilindros (CILS).

Figura 3.5: Representação do modelo Cilindros acrescidos do cilindro de uma das extremidades (CILS+CIL).

Figura 3.6: Representação do modelo Troncos de cone (TCONS).

Figura 3.7: Representação do modelo Troncos de cone acrescidos dos cones das duas extremidades (TCONS+CONS).

Figura 3.8: Representação do modelo Duas colunas (2COLS).

Figura 3.9: Representação do modelo Duas colunas acrescidas dos cilindros das extremidades (2COLS+CILS).

Figura 3.10: Representação do modelo Duas colunas acrescidas dos cones das extremidades (2COLS+CONS).

Figura 4.1: Área de seção transversa média das 38 fatias (imagens) do phantom ultrassônico do músculo reto femoral medida por três avaliadores. As colunas representam a média das três medições do avaliador sem o fator de correção e as barras respectivos desvios-padrão. Os pontos representam a média das três medições do avaliador após a aplicação do fator de correção.

Figura 4.2: Estimativa do volume do *phantom* ultrassônico do músculo reto femoral pelo modelo TCONS (troncos de cone) em função da quantidade de fatias. ASTs (áreas de seção transversa) obtidas por: Fotografia – fotografias sem correção das ASTs; Ultrassonografia – ultrassonografias sem correção das ASTs; Ultrassonografia (velocidade) – ultrassonografias com correção das ASTs pela razão entre a velocidade de propagação do som no *phantom* e a padrão do aparelho (0,97); Ultrassonografia (fator de correção) – ultrassonografias com correção das ASTs pelo fator de correção utilizado em todos os modelos (0,83). A linha preta pontilhada representa o valor de referência medido por deslocamento de coluna de água em proveta graduada ($340,0 \pm 2,4$ ml).

Figura 4.3: Estimativa do volume (média \pm desvio-padrão) do *phantom* ultrassônico do músculo reto femoral pelo modelo CILS (cilindros) em função da quantidade de fatias. A

linha preta pontilhada representa o valor de referência medido por deslocamento de coluna de água em proveta graduada ($340,0 \pm 2,4$ ml). Todas as comparações apresentaram diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

Figura 4.4: Estimativa do volume (média \pm desvio-padrão) do *phantom* ultrassônico do músculo reto femoral pelo modelo CILS_{+CIL} (cilindros acrescidos do cilindro de uma das extremidades) em função da quantidade de fatias. A linha preta pontilhada representa o valor de referência medido por deslocamento de coluna de água em proveta graduada ($340,0 \pm 2,4$ ml). a – sem diferença estatística significativa para 2 fatias, b – sem diferença estatística significativa para 4 fatias. Todas as outras comparações apresentaram diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

Figura 4.5: Estimativa do volume (média \pm desvio-padrão) do *phantom* ultrassônico do músculo reto femoral pelo modelo TCONS (troncos de cone) em função da quantidade de fatias. A linha preta pontilhada representa o valor de referência medido por deslocamento de coluna de água em proveta graduada ($340,0 \pm 2,4$ ml). a – sem diferença estatística significativa entre si. Todas as outras comparações apresentaram diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

Figura 4.6: Estimativa do volume (média \pm desvio-padrão) do *phantom* ultrassônico do músculo reto femoral pelo modelo TCONS_{+CONS} (troncos de cone acrescidos dos cones das duas extremidades) em função da quantidade de fatias. A linha preta pontilhada representa o valor de referência medido por deslocamento de coluna de água em proveta graduada ($340,0 \pm 2,4$ ml). a – sem diferença estatística significativa para 2 fatias. Todas as outras comparações apresentaram diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

Figura 4.7: Estimativa do volume (média \pm desvio-padrão) do *phantom* ultrassônico do músculo reto femoral pelo modelo 2COLS (duas colunas) em função da quantidade de fatias. A linha preta pontilhada representa o valor de referência medido por deslocamento de coluna de água em proveta graduada ($340,0 \pm 2,4$ ml). a – sem diferença estatística significativa para 2 fatias. Todas as outras comparações apresentaram diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

Figura 4.8: Estimativa do volume (média \pm desvio-padrão) do *phantom* ultrassônico do músculo reto femoral pelo modelo 2COLS+CILS (duas colunas acrescidas dos cilindros das extremidades) em função da quantidade de fatias. A linha preta pontilhada representa o valor de referência medido por deslocamento de coluna de água em proveta graduada ($340,0 \pm 2,4$ ml). a – sem diferença estatística significativa para 2 fatias, b – sem diferença estatística significativa para 3 fatias, c – sem diferença estatística significativa para 7 fatias. Todas as outras comparações apresentaram diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

Figura 4.9: Estimativa do volume (média \pm desvio-padrão) do *phantom* ultrassônico do músculo reto femoral pelo modelo 2COLS+CONS (duas colunas acrescidas dos cones das extremidades) em função da quantidade de fatias. A linha preta pontilhada representa o valor de referência medido por deslocamento de coluna de água em proveta graduada ($340,0 \pm 2,4$ ml). a – sem diferença estatística significativa para 2 fatias. Todas as outras comparações apresentaram diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

Figura 4.10: Estimativa do volume médio do *phantom* ultrassônico do músculo reto femoral pelos modelos CILS (cilindros), CILS+CIL (cilindros acrescidos do cilindro de uma das extremidades), TCONS (troncos de cone), TCONS+CONS (troncos de cone acrescidos dos cones das duas extremidades, 2COLS (duas colunas), 2COLS+CILS (duas colunas acrescidas dos cilindros das extremidades e 2COLS+CONS (duas colunas acrescidas dos cones das extremidades) em função da quantidade de fatias. a – sem diferença estatística significativa para CILS+CIL no mesmo número de fatias. Todas as outras comparações entre modelos para o mesmo número de fatias apresentaram diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

Figura 5.1: Imagem transversal do *phantom* cilíndrico.

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1: Equações de regressão para estimativa do volume muscular (VM) de flexores e extensores do cotovelo, extensores do joelho, músculos da coxa e flexores plantares. *Alt* – altura corporal, *Cint* – circunferência da cintura, *Circ* – circunferência do segmento, *CM* – comprimento do músculo, *CS* – comprimento do segmento, *EM* – espessura muscular, *EPE* – erro padrão da estimativa, *EPM* – erro padrão da medida, *Ida* – idade, *MC* – massa corporal, *r* – coeficiente de correlação e r^2 – coeficiente de determinação.

Tabela 3.1: Número de combinações em função da quantidade de fatias utilizadas para estimativa do volume do *phantom* ultrassônico do músculo reto femoral.

Tabela 4.1: Erro percentual da estimativa do volume do *phantom* ultrassônico do músculo reto femoral (média \pm desvio-padrão) por diferentes modelos (cilindros – CILS, cilindros acrescidos do cilindro de uma das extremidades – CILS+CIL, troncos de cone – TCONS, por troncos de cone acrescidos dos cones das duas extremidades – TCONS+CONS, duas colunas – 2COLS, duas colunas acrescidas dos cilindros das extremidades – 2COLS+CILS, duas colunas acrescidas dos cones das extremidades – 2COLS+CONS) em função da quantidade de fatias utilizadas na estimativa. O valor de referência foi medido por deslocamento de coluna de água em proveta graduada ($340,0 \pm 2,4$ ml). * – o volume com uma fatia é estimado por dois cones, não há tronco(s) de cone. Em negrito erros menores do que 5%.

LISTA DE SÍMBOLOS

2COLS – duas colunas

2COLS+CILS – duas colunas acrescidas dos cilindros das extremidades

2COLS+CONS – duas colunas acrescidas dos cones das extremidades

A₁ – avaliador 1

A₂ – avaliador 2

A₃ – avaliador 3

AST – área de seção transversa

ASTA – área de seção transversa anatômica

ASTF – área de seção transversa fisiológica

CCI – coeficiente de correlação intraclasse

CILS – cilindros

CILS+CIL – cilindros acrescidos do cilindro de uma das extremidades

CV – coeficiente de variação

EM – espessura muscular

PH – *phantom*

RF – reto femoral

RM – ressonância magnética

TC – tomografia computadorizada

TCONS – troncos de cone

TCONS+CONS – troncos de cone acrescidos dos cones das duas extremidades

US – ultrassonografia

VM – volume muscular

CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO

Imagens geradas por ressonância magnética (RM), tomografia computadorizada (TC) e ultrassonografia modo-B (US) são amplamente utilizadas em medições e estimativas *in vivo* de parâmetros do tecido muscular esquelético, afim de prover informações quantitativas para auxiliar o diagnóstico e tratamento de lesões (MAGNUS *et al.*, 2010; MEYER; GERBER; FARSHAD, 2011), o acompanhamento de diferentes tipos de treinamento (GARFINKEL; CAFARELLI, 1992; MENEGALDO; OLIVEIRA, 2011) ou de efeitos do envelhecimento (HANGAI *et al.*, 2006; VIDT *et al.*, 2012) e do desuso (KONISHI *et al.*, 2012a; WILLIAMS *et al.*, 2005) etc.

Alguns parâmetros geométricos ou da arquitetura muscular, como a espessura, a área de seção transversa anatômica (ASTA), a área de seção transversa fisiológica (ASTF) e o volume têm relação direta com a capacidade de produção de força e, conseqüentemente, a função do músculo, já que estes são dependentes da quantidade de material contrátil (BLAZEVIČH *et al.*, 2009; LIEBER, 2002). A espessura muscular (EM) e a ASTA, normalmente associadas a variáveis antropométricas ou outras características do indivíduo (gênero, idade etc.), são utilizadas como entrada de equações de regressão simples ou múltipla para estimar o volume muscular (VM), pois este é considerado o principal determinante da capacidade de produção de força (NAKATANI *et al.*, 2016). Estas equações foram validadas com a utilização de cadáveres ou técnicas de imagem para músculos da coxa, como o quadríceps (NAKATANI *et al.*, 2016) e adutores do quadril (OGAWA *et al.*, 2012), da perna (LAYEC *et al.*, 2014), da mão (INFANTOLINO; CHALLIS, 2011) etc. Contudo, extrapolar estas equações para populações distintas daquelas dos estudos pode levar a erros ainda maiores do que os relatados pelos autores (NAKATANI *et al.*, 2016).

O VM também pode ser estimado pelo somatório dos volumes segmentares, obtidos através das medições de área de seção transversa (AST) e a distância entre duas imagens consecutivas. Este método é frequentemente aplicado em imagens de RM (KONISHI *et al.*, 2012b) ou TC (WELLER *et al.*, 2007). A US pode ser utilizada de forma semelhante e, apesar de apresentar menor relação sinal-ruído comparada às outras duas, tem algumas vantagens, tais como menor custo, possibilidade de análise da imagem em tempo real e aquisição em diferentes situações práticas, portabilidade, facilidade de manuseio e, assim como a RM, opera sem radiação ionizante (BENEKE; NEUERBURG; BOHNDORF, 1991; MCNEE *et al.*, 2009). No entanto, a aquisição de uma série de

imagens pode ser um fator limitante, já que o operador deve realizar manualmente múltiplos pequenos e acurados deslocamentos com o transdutor ultrassônico. Além disso, como na RM e TC, o custo operacional de medir a área de muitas imagens é alto.

Para reduzir este custo operacional, o formato de um sólido irregular (músculo, por exemplo) pode ser substituído por um equivalente regular de mesmas altura e áreas de seção transversa, cuja equação do volume seja conhecida. Esta é uma abordagem com base no princípio de Cavalieri de alta aplicação prática e já foi utilizada em estudos com US (ESFORMES; NARICI; MAGANARIS, 2002; INFANTOLINO *et al.*, 2007). No entanto, podem ser utilizados diferentes sólidos equivalentes na aplicação deste princípio, que geram diferentes estimativas, e conseqüentemente diferentes erros.

Portanto, o passo seguinte à aplicação do princípio de Cavalieri para estimativa do VM deve ser a determinação do erro. Isto é fundamental para garantir a aplicabilidade do método em estudos que analisam as adaptações teciduais, já que a alteração do VM não pode ser mascarada pelos erros inerentes ao método. São relatadas na literatura variações de volume de 5 a 15% para diferentes músculos em intervenções com treinamento de força (AAGAARD *et al.*, 2001; GACESA *et al.*, 2009; SPINETTI *et al.*, 2010), de até 21% em acamados (ARBEILLE *et al.*, 2009), aproximadamente 25% em função da idade (YOUNG; STOKES; CROWE, 1985), e de 10 a 58% em indivíduos com paralisia cerebral (BARBER *et al.*, 2011; BARRETT; LICHTWARK, 2010), o que confirma a necessidade de conhecimento prévio do erro do modelo escolhido de acordo com delineamento do estudo.

Depois de escolhido o modelo mais conveniente, o próximo passo para diminuir o custo operacional e determinar a exatidão da estimativa do VM é conhecer o erro associado à quantidade de fatias (imagens transversais) utilizadas (TRACY *et al.*, 2003).

Sendo assim, este trabalho apresenta modelos com diferentes abordagens para estimativa do volume do músculo reto femoral (RF), já que este tem grande importância funcional, além de ser superficial e de fácil visualização por ultrassom. A determinação do erro de medição da estimativa do VM permite um avanço na exatidão de modelos matemáticos de estimativa da força e das adaptações do tecido submetido a condições de uso aumentado ou desuso. Logo, foi realizado um estudo do comportamento dos modelos em função da quantidade de fatias utilizadas, visando definir um protocolo com o número mínimo de imagens para uma estimativa confiável (com erro conhecido e aceitável) do volume de um corpo de prova (*phantom*) de volume conhecido e com características acústicas e formato semelhantes ao RF. A utilização de um *phantom* (PH) teve como

objetivo minimizar a influência de variáveis intervenientes, recorrentes em métodos de imageamento de músculo esquelético.

O capítulo 2 apresenta um embasamento teórico e revisão da literatura da técnica de ultrassonografia, detalhando informações sobre PHs e arquitetura do músculo esquelético, atentando para parâmetros musculares que podem ser medidos e estimados com o auxílio do aparelho de US. A metodologia empregada no estudo está descrita no capítulo 3. Os resultados são apresentados no capítulo 4, a discussão destes, baseada em trabalhos da literatura, encontra-se no capítulo 5 e a conclusão do estudo no 6.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivos Gerais

Os objetivos deste estudo são: (a) desenvolver um método para estimativa do volume do músculo reto femoral por meio de medições de área de seção transversa de PH antropomórfico, obtidas em imagens ultrassônicas; (b) propor um protocolo de medição, com exatidão e precisão conhecidas, para aplicações na caracterização de parâmetros biomecânicos do músculo em questão.

1.1.2 Objetivos Específicos

- Projeto e construção de PH ultrassônico mimetizador dos parâmetros acústicos do tecido muscular esquelético e do formato e dimensões do músculo RF;
- Análise da precisão das medidas de AST em ultrassonografias de PH muscular;
 - Análise da repetibilidade das medidas de AST em ultrassonografias de PH muscular (intra-avaliador);
 - Análise da precisão intermediária das medidas de AST em ultrassonografias de PH muscular (interavaliadores);
- Estimativa do volume de PH muscular a partir das medidas de AST pelos seguintes modelos:
 - Cilindros (CILS);
 - Cilindros acrescidos do cilindro de uma das extremidades (CILS_{+CIL});
 - Troncos de cone (TCONS);
 - Troncos de cone acrescidos dos cones das duas extremidades (TCONS_{+CONS});
 - Duas colunas (2COLS);
 - Duas colunas acrescidos dos cilindros das extremidades (2COLS_{+CILS});

- Duas colunas acrescidos dos cones das extremidades ($2COLS_{+CONS}$);
- Análise da exatidão das estimativas do volume de PH muscular;
 - Análise da exatidão das estimativas do volume de PH muscular com diferentes quantidades de fatias;
 - Análise da exatidão das estimativas do volume de PH muscular com diferentes modelos.

CAPÍTULO 2 – REVISÃO DA LITERATURA

2.1 ULTRASSONOGRAFIA MODO-B

A US é uma das técnicas de imagens médicas muito utilizadas na análise dos mais diversos aspectos do corpo humano, uma vez que se trata de um método não-invasivo com grande aplicabilidade clínica e em pesquisas científicas nas áreas das ciências da saúde, como é o caso da Biomecânica. Apesar da US apresentar menor relação sinal-ruído comparada a outras técnicas como a RM e a TC, seu emprego em pesquisas tem algumas vantagens, como menor custo de aquisição e manutenção, aquisição da imagem em situações práticas variadas, possibilidade de análise da imagem em tempo real, portabilidade, facilidade de manuseio, e assim como a RM, opera sem radiação ionizante (MCNEE *et al.*, 2009; WARNER; COTTON; STOKES, 2008).

O aparelho de US funciona no modo pulso-eco, que consiste na emissão de um pulso ultrassônico e recepção dos ecos produzidos pelas reflexões e espalhamentos nos meios os quais percorre (Figura 2.1). A emissão dos pulsos e a recepção dos ecos ocorrem devido a uma propriedade fundamental de elementos que se encontram dentro do transdutor, a piezoelectricidade. O efeito piezoelétrico pode ser classificado como direto se o material gera um campo elétrico quando sofre tensões mecânicas (converte energia mecânica em elétrica) e como reverso se o material se deforma quando recebe uma tensão elétrica (converte energia elétrica em mecânica) (FISH, 1990). Logo, a emissão dos pulsos acontece devido ao efeito reverso e a recepção pelo direto. Alguns cristais naturais como o quartzo e a turmalina são piezoelétricos. Em geral, cerâmicas artificialmente produzidas à base de titanato de bário e titanato zirconato de chumbo são utilizadas nos transdutores e devem ser dimensionadas de acordo com a finalidade do mesmo, pois a espessura determinará a banda de frequência em que o transdutor vibrará.

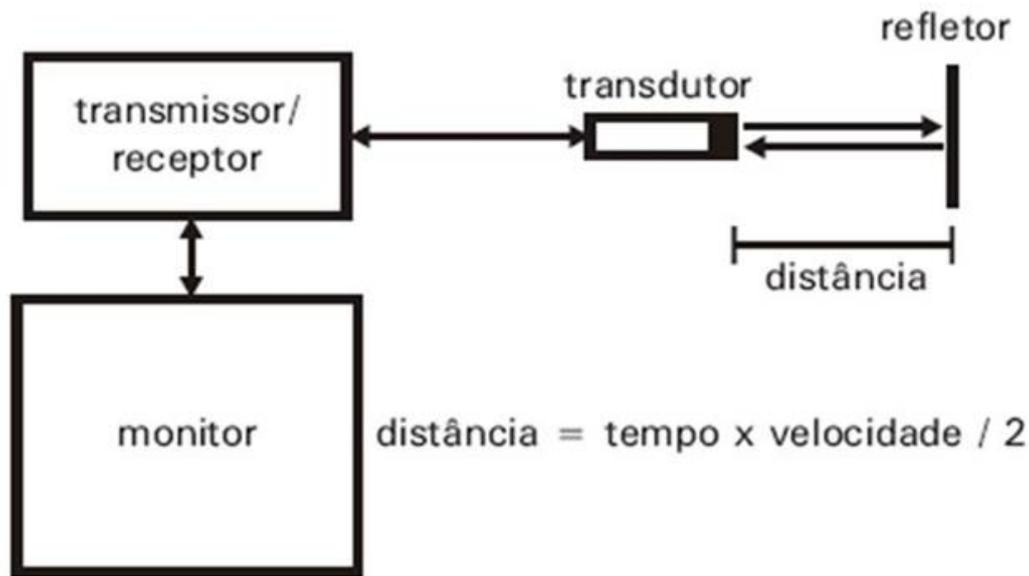


Figura 2.1: Esquema básico de funcionamento do aparelho de ultrassom modo-B. Transmissão e recepção do pulso ultrassônico para formação de imagem e cálculo da distância do refletor através do tempo e velocidade de propagação (assumida 1540 m.s^{-1} para tecidos moles). Adaptado de (FISH, 1990).

A onda ultrassônica é emitida em frequências não audíveis pelo ouvido humano, ou seja, acima de 20 kHz (FISH, 1990). Os transdutores dos aparelhos de uso clínico operam, normalmente, em uma faixa de 1 a 20 MHz, sendo, os de maior frequência, recomendados para a análise de tecidos mais superficiais (já que altas frequências são atenuadas mais rapidamente) e, conseqüentemente, os de menor frequência para tecidos mais profundos.

A propagação da onda ultrassônica acontece a partir da vibração gerada pelo transdutor e sua condução molécula a molécula pelos meios adjacentes. A energia é transmitida sem produzir deslocamento resultante, uma vez que as moléculas voltam ao repouso em sua posição inicial, logo após o processo de condução energética.

A velocidade com que o som se propaga é inversamente proporcional à densidade e à compressibilidade do meio e diretamente proporcional à força atrativa de suas moléculas (Equações 1 e 2). Sendo assim, como materiais mais rígidos apresentam maior força atrativa das moléculas, a velocidade de propagação do som é alta, enquanto meios mais densos têm menor velocidade de propagação. Os aparelhos de US assumem que o pulso se propaga nos tecidos biológicos a uma velocidade média de 1540 m.s^{-1} , logo sua utilização em tecidos com velocidades de propagação diferentes desta pode levar a erros associados à formação da imagem (alongamento ou achatamento da estrutura analisada)

e, conseqüentemente, em medições de comprimentos e áreas, por exemplo. No caso do presente trabalho (análise de músculos superficiais), como as distâncias de propagação envolvidas são de poucos centímetros e a velocidade do som no músculo esquelético humano varia entre 1542 e 1626 m.s⁻¹ (FISH, 1990), estes erros podem não ser significativos.

$$c = \frac{1}{\sqrt{k \cdot \rho}}, \quad (1)$$

$$k = \frac{1}{K}, \quad (2)$$

onde c é a velocidade de propagação do som (m.s⁻¹), k a compressibilidade do meio, ρ a densidade do meio (kg.m⁻³) e K o módulo volumétrico (kg.m⁻¹.s⁻²).

A imagem bidimensional é formada pelo mapeamento espacial dos ecos (e suas amplitudes) advindos de tecidos e órgãos, fornecendo dados qualitativos e quantitativos das estruturas observadas. O posicionamento na imagem decorre da localização em que os objetos mapeados se encontram em relação ao transdutor, sendo determinada pela orientação do feixe e tempo de chegada dos ecos. Já o brilho (em geral escala entre 256 e 2048 valores de tons de cinza) se refere à amplitude do eco recebido. A imagem é construída linha por linha, representando os ecos refletidos nas interfaces por linhas mais claras e os espalhados pelas partículas de tamanho da ordem de grandeza do comprimento de onda por um aspecto granuloso em sua textura. Já as resoluções lateral e axial da imagem são determinadas pela distribuição do feixe ultrassônico e pela largura de banda do pulso emitido, respectivamente (FISH, 1990).

2.1.1 *Phantom*

Phantoms biológicos (ou corpos de prova) são materiais mimetizadores de tecidos desta natureza, com diversas aplicações na área de pesquisa, desenvolvidos desde 1960. Sua utilização abrange a calibração de aparelhos, avaliação da distribuição de campos acústicos e térmicos, estudos da propagação do feixe e formação de ecos, assim como validação de métodos de medidas feitas em imagens (ARBEILLE *et al.*, 2009; MITSIOPOULOS *et al.*, 1998; NARICI; LANDONI; MINETTI, 1992). Para cumprir a função a que são destinados, os PHs ultrassônicos devem apresentar alguma propriedade

acústica (velocidade de propagação, coeficiente de atenuação e impedância acústica) e, caso seja de interesse estudar o aquecimento do meio, propriedade térmica (difusividade térmica, calor específico e condutividade térmica) similar ao tecido biológico que pretende mimetizar.

Vários estudos foram realizados nos quais a composição dos PHs foi alterada com o objetivo de atingir as propriedades mais convenientes, incluindo uma diversidade de materiais, tais como agar (ALVES *et al.*, 2010; BASTO, 2007), gelatina (MADSEN; FRANK; DONG, 1998), poliacrilamida (BUNN, 2009), silicone (MAGGI *et al.*, 2008) etc. Desta forma, é possível produzir PHs de gordura, osso, músculo, entre outros tecidos e com diferentes finalidades.

2.2 MÚSCULO ESQUELÉTICO

Estruturalmente, o músculo esquelético segue uma organização macro e microscópica básica (Figura 2.2). A camada mais externa, denominada perimísio ou aponeurose, é composta por tecido conjuntivo fibroadiposo que circunda todo o ventre muscular e agrupa os fascículos. A junção desse tecido nas extremidades musculares forma os tendões, cuja principal função é a movimentação das articulações por meio da transmissão de força para os ossos nos quais estão inseridos. A camada seguinte de tecido conjuntivo, o perimísio, agrupa as fibras musculares em fascículos de acordo com um arranjo espacial específico denominado arquitetura muscular. As fibras musculares contêm as miofibrilas que são formadas pelo sequenciamento (em série) de milhares de sarcômeros (unidade funcional do músculo esquelético) e são individualmente circundadas por uma camada de tecido conjuntivo denominado endomísio. Os sarcômeros são compostos por um complexo de proteínas (miosina, actina, titina etc.) com papel fundamental na contração muscular. No entanto, somente algumas destas estruturas, como os tendões, aponeuroses e fascículos podem ser visualizadas em imagens ultrassônicas longitudinais (Figura 2.3).

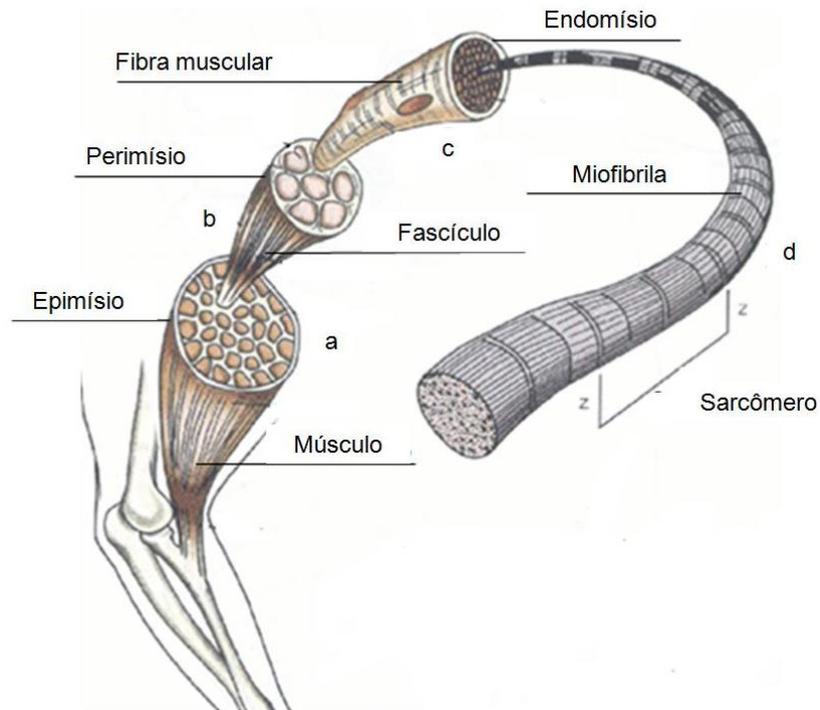


Figura 2.2: Organização estrutural do músculo esquelético. Adaptado de BANKOFF (2007).

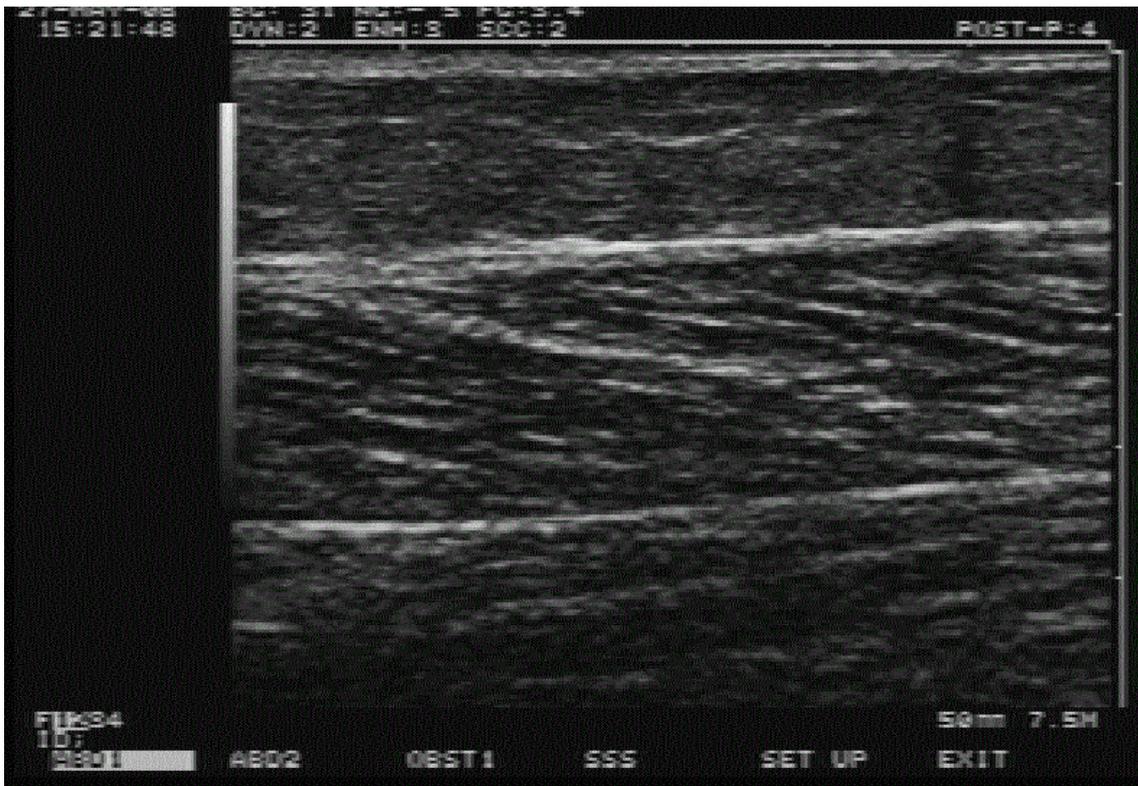


Figura 2.3: Imagem ultrassônica longitudinal de músculo esquelético. Fascículos visualizados como zonas hipoecóicas (escuras) e tecido conjuntivo como hiperecóicas (claras).

Funcionalmente, o músculo esquelético pode ser dividido em dois componentes: elástico e contrátil. O componente elástico compreende todo o tecido conjuntivo presente no músculo (epimísio, perimísio, endomísio, sarcolema e estruturas endosarcoméricas), já o contrátil é composto pelo tecido muscular propriamente dito. A quantidade de componentes contráteis e elásticos presentes no músculo, assim como as propriedades mecânicas e o arranjo desses, possuem um papel primordial na capacidade de produção de força e, conseqüentemente na função muscular (LIEBER, 2002).

Devido à esta relação quantidade de material contrátil – capacidade de produção de força – função, podemos encontrar na literatura diversos estudos de parâmetros musculares como a espessura (JANSEN *et al.*, 2012), ASTA (POPADIC GACESA *et al.*, 2011; YOUNG *et al.*, 1983), a ASTF (BAMMAN *et al.*, 2000; KAWAKAMI *et al.*, 1995) e o VM (AAGAARD *et al.*, 2001; AKAGI *et al.*, 2011; FUJITA *et al.*, 2008; FUKUNAGA *et al.*, 2001; GACESA *et al.*, 2009; MATTA *et al.*, 2009; SPINETTI *et al.*, 2010). Com auxílio das técnicas de imagem (US inclusive), estes podem ser medidos/estimados *in vivo*, ou seja, com o músculo no seu contexto fisiológico real, durante contrações musculares ou em repouso (NARICI *et al.*, 1996), com o tecido submetido a condições de uso aumentado (HUDELMAIER *et al.*, 2010) ou desuso (BELAVÝ *et al.*, 2011), ou até mesmo exposto a efeitos do crescimento (O'BRIEN *et al.*, 2010) ou envelhecimento (HANGAI *et al.*, 2006). Logo, o acompanhamento desses parâmetros pode ajudar no direcionamento de programas de treinamento (GARFINKEL; CAFARELLI, 1992; MENEGALDO; OLIVEIRA, 2011) e reabilitação (MAGNUS *et al.*, 2010; MEYER; GERBER; FARSHAD, 2011), por exemplo.

2.2.1 Área de Seção Transversa (Anatômica e Fisiológica)

A ASTA é a área do plano que corta o músculo esquelético perpendicularmente a sua linha de ação de força na maior região de seu ventre (Figura 2.4). Este parâmetro é uma medida de tamanho do músculo e, portanto, está relacionado à atrofia e à hipertrofia muscular.

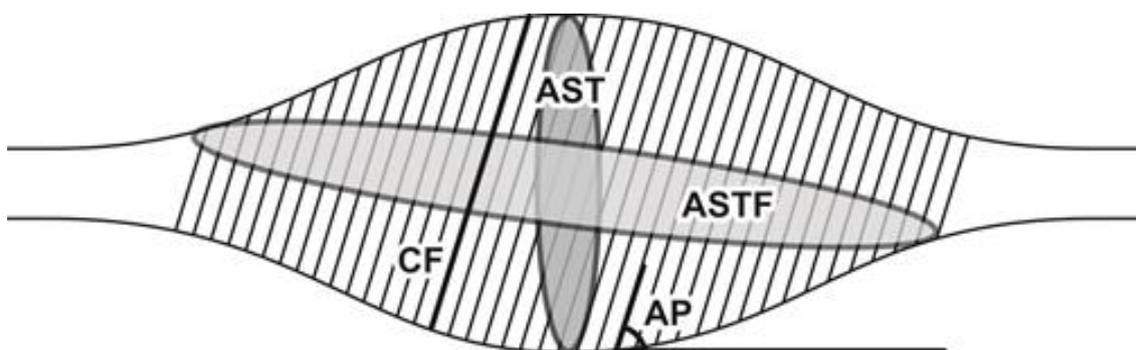


Figura 2.4: Esquema ilustrativo dos componentes da arquitetura de músculo penado. AP – ângulo de penação; AST – área de seção transversa (neste caso, a AST coincide com a área de seção transversa anatômica); ASTF – área de seção transversa fisiológica e CF – comprimento do fascículo.

Em estudos *in vivo*, este parâmetro pode ser diretamente medido com a utilização de técnicas de imagem ou estimado a partir de medidas da EM. Em ambos os casos, as medições podem ser realizadas diretamente no aparelho de aquisição ou em programas de análise/processamento de imagem. As medidas de EM para estimativa da ASTA podem ser realizadas em imagens transversais ou longitudinais adquiridas na região do ventre muscular em que o seu valor seja máximo. Muitos estudos realizaram este tipo de medição em imagens de US, alguns demonstrando boa correlação entre a EM e a ASTA (JUUL-KRISTENSEN *et al.*, 2000; MARTINSON; STOKES, 1991). Já a medição da ASTA só pode ser feita em imagens transversais do músculo de interesse. Em geral, como o contorno muscular é irregular, a ferramenta utilizada para medição consiste no desenho livre e manual sobre as linhas hiperecóicas (aponeurose) que definem os limites musculares, e a área correspondente à forma desenhada é calculada. Outra possibilidade é a utilização de algoritmos de segmentação automática que determinam a região de interesse baseados na morfologia da imagem pela combinação de filtros de detecção de bordas e outras técnicas (HAN *et al.*, 2013; LEOTTA; MARTIN, 2000; LING *et al.*, 2013). No entanto, ERTEKIN *et al.* (2013) afirmam que a segmentação manual permanece sendo o método padrão-ouro para identificação de regiões, sendo sua limitação relacionada à aplicação em amostras muito grandes devido ao custo operacional. E segundo BELAVÝ *et al.* (2011), dependendo da qualidade das imagens e do contraste entre os músculos, a segmentação automática não é exequível.

A exatidão de medidas de ASTA sofre influência da geração, aquisição e análise da imagem, já que a escolha da modalidade de imagem e das especificações do aparelho

determinam diferenças em sua qualidade. A metodologia de aquisição (ajuste do foco e do ganho, posicionamento do transdutor etc.) pode influenciar na nitidez dos contornos musculares e na escolha correta do melhor local para identificação do valor máximo de ASTA; e a análise é dependente da imagem gerada e adquirida, da experiência dos avaliadores, dos critérios estabelecidos para demarcação da região investigada e do método utilizado (manual ou segmentação automática).

Devido a todos estes fatores, a validação dos métodos de medição é necessária e pode ser realizada através de PHs, animais ou cadáveres. Experimentos com PHs são úteis, pois a exatidão geométrica das áreas reconstruídas pode ser analisada. Estudos com os mesmos demonstraram erros muito pequenos, como por exemplo, o trabalho de ROSS *et al.* (1991) que comparou a AST real de tubos de polivinil com uma série de 12 imagens de RM. A média encontrada a partir das imagens apresentou uma diferença de apenas 0,6% do valor real. Estes resultados foram corroborados por MITSIOPOULOS *et al.* (1998) que reportaram erros menores de 2% em RM de PHs.

Outros estudos investigaram a exatidão desta medida com diferentes técnicas, realizando validações com cadáveres. MITSIOPOULOS *et al.* (1998) validaram medidas de AST de músculos dos membros inferiores e superiores obtidas por segmentação automática em imagens de RM e TC de cadáveres, relatando correlações de 0,98-0,99. Seus resultados ratificam estudos de ENGSTROM *et al.* (1991), que relataram coeficiente de correlação de 0,99 entre medidas de RM e em cadáveres e de BENEKE; NEUERBURG; BOHNDORF (1991) que demonstraram um erro médio de 1,2% em ASTs por RM de músculos da coxa de cadáveres.

Devido ao custo mais alto da RM e da TC, alguns estudos investigaram a US como alternativa para medidas do tamanho muscular. JUUL-KRISTENSEN *et al.* (2000) demonstraram alta concordância entre as medidas de AST com US e RM do manguito rotador, indicando a confiabilidade da US para realizar este tipo de medida, possibilitando a redução de custos e a operacionalização de estudos com esta técnica de imagem. Estes resultados foram corroborados por AHTIAINEN *et al.* (2010) em que a US panorâmica forneceu medidas reproduzíveis da AST do músculo vasto lateral, embora as medidas realizadas com RM tenham sido sistematicamente maiores (aproximadamente 10%). Além disso, os autores demonstraram que a US pode detectar alterações de área induzidas pelo treinamento com um grau de precisão comparável ao da RM. REEVES; NARICI; MAGANARIS (2004) ratificaram a validação da US contra a RM para medidas de AST do vasto lateral, através de um CCI (coeficiente de correlação intraclasse) de 0,99.

Além de estudos de validação, a literatura reporta experimentos analisando a confiabilidade desta medida com diferentes avaliadores ou aparelhos de US. WARNER; COTTON; STOKES (2008) testaram a influência da utilização de transdutores diferentes (linear e convexo) em dois PHs com formatos distintos de AST. Os autores demonstraram existir diferenças pequenas nas medidas obtidas, embora a significância clínica destas diferenças não seja conhecida, o que indica a necessidade de precaução na escolha dos transdutores usados em estudos aplicados. BARNOUIN *et al.* (2014) relataram alta confiabilidade interavaliador, com CCI maior do que 0,99 na segmentação manual de ASTs dos músculos do quadríceps em imagens de RM, apesar de uma diferença sistemática entre os avaliadores, principalmente devido a divergências no delineamento das bordas. As diferenças foram de até 4,4% e, embora não sejam altas, tais divergências devem ser levadas em consideração no desenho experimental de estudos clínicos, como por exemplo na análise de variações da força muscular.

Assim como outras variáveis da arquitetura e geometria muscular, a ASTA é utilizada para representar a capacidade de força máxima que um músculo fusiforme pode produzir. Muitos estudos utilizaram esta medida para avaliar se diferenças na força máxima estavam associadas ao gênero (KANEHISA; IKEGAWA; FUKUNAGA, 1994), ao envelhecimento (YOUNG; STOKES; CROWE, 1984, 1985), à enfermidades (BARRETT; LICHTWARK, 2010; BRUIN *et al.*, 1997) ou tipos diferentes de treinamento (AHTIAINEN *et al.*, 2010; HÄKKINEN *et al.*, 2001; HÄKKINEN; KESKINEN, 1989; MAUGHAN; WATSON; WEIR, 1983; SEYNNES; DE BOER; NARICI, 2007), demonstrando associações positivas entre a AST e o ganho ou redução de torque articular. Por exemplo, HÄKKINEN *et al.* (2001) demonstraram aumentos de 5 a 9% em ASTs do quadríceps acompanhado de aumentos significativos na força máxima (35%) e no teste de uma repetição máxima (1 RM) (29%) após 21 semanas de treinamento de força em mulheres idosas. SEYNNES; DE BOER; NARICI (2007) relataram aumentos significativos de até 5,2% na AST do quadríceps e dos valores de um teste de contração voluntária máxima de extensão de joelho, apenas 20 dias após o início de um programa de treinamento de força.

No entanto, alguns trabalhos não encontraram uma boa associação deste parâmetro com o ganho de força, demonstrando ganhos com pequenos ou nenhum aumento da AST e aumento da AST sem ganho significativo de força concomitante (FRONTERA *et al.*, 1988; SALE; MARTIN; MOROZ, 1992). Uma revisão sobre o tema (JONES *et al.*, 2008) ressalta que estudos que investigaram níveis diferentes de

condicionamento apresentam dados discordantes, com indivíduos treinados exibindo maiores razões força/AST do que indivíduos não treinados, sugerindo, portanto, a existência de relações complexas entre área e força máxima. Além disso, estudos parecem indicar diferenças entre gêneros apesar do número limitado de evidências. Com relação ao impacto do envelhecimento na relação força-AST, os trabalhos sugerem variações imprevisíveis ao longo das faixas etárias. A revisão conclui que as discrepâncias entre os trabalhos não podem ser inteiramente explicadas por diferenças metodológicas e que a relação força-AST deve ser melhor estudada, incluindo a análise de adaptações neurais e/ou arquitetônicas (principalmente do comprimento do fascículo e ângulo de penação, parâmetros ilustrados na Figura 2.4) (JONES *et al.*, 2008).

Parece que, embora a ASTA seja um dos principais determinantes do torque em contrações voluntárias máximas (BAMMAN *et al.*, 2000; BLAZEVIICH *et al.*, 2009; NARICI; LANDONI; MINETTI, 1992), a normalização do torque articular pela ASTA possui algumas limitações, principalmente na comparação entre grupos com características arquitetônicas contrastantes, resultando na superestimativa da área contrátil dos músculos com menor ângulo de penação (MORSE *et al.*, 2005; NARICI; LANDONI; MINETTI, 1992).

Ou seja, quando se trata de área de músculos penados, é mais indicado o uso da ASTF, já que é mais representativa da quantidade de material contrátil e, conseqüentemente, de sua capacidade de produção de força. A ASTF é um parâmetro teórico (estimado pela Equação 3), que representa a soma da AST de todas as fibras musculares (Figura 2.4).

$$ASTF = \frac{\text{massa muscular} \cdot \cos\theta}{\rho \cdot \text{comprimento da fibra}}, \quad (3)$$

onde $ASTF$ (cm^2) é a área de seção transversa fisiológica, θ é o ângulo de penação da fibra muscular e ρ é a densidade do músculo ($\text{g} \cdot \text{cm}^{-3}$). As unidades da massa muscular e do comprimento da fibra são grama e centímetro, respectivamente.

A ASTF pode ser estimada *in vivo* a partir de valores de volume muscular, comprimento da fibra e/ou ângulo de penação e estes podem ser obtidos através de técnicas de imagem. O cálculo deste parâmetro é comum em estudos que objetivam estimar a tensão de músculos penados (NARICI; LANDONI; MINETTI, 1992) ou força de cada fibra, ou seja, o índice de tensão específica (MORSE *et al.*, 2005). MORSE *et al.*

(2005) investigaram a relação entre a ASTF e a força individual das fibras, estimando o volume do músculo gastrocnêmio lateral com RM e o comprimento do fascículo com US em indivíduos jovens e idosos. Os autores demonstraram que indivíduos idosos apresentavam uma redução no volume e na ASTF, assim como no índice de tensão específica em relação aos jovens.

No entanto, o volume muscular, além de necessário para o cálculo da ASTF, parece ser o parâmetro mais representativo da quantidade de material contrátil de um músculo e, por conseguinte, da sua capacidade de produção de força e do desenvolvimento de potência (FUKUNAGA *et al.*, 2001). Este fato foi ratificado por estudos que demonstraram que o aumento da força isométrica devido ao treinamento de força é maior do que pode ser explicado por ganhos na AST (YOUNG *et al.*, 1983). E como foi demonstrado que uma única medida de AST não é necessariamente representativa das mudanças ao longo de todo o músculo (NORDEZ *et al.*, 2009), torna-se necessário a aplicação de um método rápido e com exatidão conhecida de estimativa do VM.

2.2.2 Volume Muscular

O VM está diretamente relacionado com a quantidade de material contrátil presente no músculo, logo tem relação direta com a capacidade muscular de produção de força (AKAGI *et al.*, 2009; BLAZEVIICH *et al.*, 2009; FUKUNAGA *et al.*, 2001). Este parâmetro pode ser utilizado em estimativas das contribuições individuais dos músculos componentes de um grupamento para a produção do torque articular, além de permitir o monitoramento da hipertrofia ou atrofia muscular decorrente de alguma intervenção.

Inicialmente, o VM era obtido a partir de estudos *in vitro*, como FRIEDERICH; BRAND (1990), no entanto, com o aprimoramento das técnicas de imageamento, pôde ser estimado *in vivo* pelo somatório de volumes segmentares (somatório das ASTs multiplicado pela distância entre elas) obtidos de imagens transversais sequenciais de TC e RM (MIYATANI *et al.*, 2004). NARICI; LANDONI; MINETTI (1992) testaram a validade de uma estimativa do volume de músculos da coxa obtidos a partir da integração nas coordenadas espaciais da reconstrução de 12 imagens sequenciais de RM. Para tanto, o método foi testado em um molde de formato irregular preenchido com água e em um músculo bovino isolado. A validade da RM e da TC para estimativas de volume também foi testada por MITSIOPOULOS *et al.* (1998) em dois tipos de PH e em membros superiores e inferiores de cadáveres. Os autores utilizaram protocolos com quantidades

diferentes de imagens transversais e duas equações distintas, encontrando diferença máxima de 3% para o volume real dos PHs e até 1,3% para o volume das peças cadavéricas, concluindo que estas técnicas de imagem são capazes de estimar o volume com exatidão.

A US também pode ser utilizada para estimar o volume e a validade desta técnica foi testada comparando com medidas de PH e com RM (ARBEILLE *et al.*, 2009; BEMBEN, 2002). ARBEILLE *et al.* (2009) relataram erro menor do que 3% ao comparar volumes de cubos e cilindros de silicone e peças de músculo bovino estimados por ultrassonografias transversais e medidos por deslocamento de água. Além disso, estes autores encontraram correlação de 0,78 em variações de VM detectadas com ultrassom e RM.

Outros métodos baseados na US utilizaram equações de regressão a partir de medidas de EM, AST etc. MIYATANI *et al.* (2004) investigaram a estimativa do VM obtida a partir de medições de EM de imagens ultrassônicas dos músculos flexores e extensores do cotovelo, extensores do joelho e flexores plantares. Para tanto, compararam o VM estimado pela EM obtida por US com o estimado por RM. Os autores utilizaram como modelo equações de regressão simples e múltipla cujas variáveis de entrada foram a EM para a simples e a EM e o comprimento do membro para a múltipla. A equação de regressão simples não satisfaz às condições para predição do VM, enquanto as de regressão múltipla demonstraram predições com coeficiente de determinação entre 0,787 e 0,884 para os grupos musculares examinados (Tabela 2.1).

FUKUNAGA *et al.* (2001) mediram o torque articular, estimaram o VM e a ASTF em imagens de RM, e mediram a EM, o ângulo de penação e o comprimento do fascículo por US. Sendo assim, validaram duas equações para o grupamento muscular dos flexores e extensores de cotovelo (incluindo outros parâmetros como a altura, massa corporal e circunferência do braço) (Tabela 2.1). Outros exemplos de equações de regressão para estimativa do VM de diversos grupamentos musculares se encontram na Tabela 2.1.

Cabe ainda ressaltar que diversos estudos ratificaram a correlação significativa entre torque articular e volume muscular, ou seja, entre estrutura e função, em homens e mulheres, tanto jovens quanto idosos, indicando que o volume muscular é um grande preditor do torque articular independente de gênero e idade (AKAGI *et al.*, 2011; FUKUNAGA *et al.*, 2001). Tais resultados são corroborados por outros trabalhos, como o de GACESA *et al.* (2009), em que foram encontradas fortes correlações entre força

máxima de extensão do cotovelo e volume do tríceps braquial antes e após treinamento de força. Estes dados legitimam a importância e aplicabilidade da estimativa do VM.

Tabela 2.1: Equações de regressão para estimativa do volume muscular (VM) de flexores e extensores do cotovelo, extensores do joelho, músculos da coxa e flexores plantares. *Alt* – altura corporal, *Cint* – circunferência da cintura, *Circ* – circunferência do segmento, *CM* – comprimento do músculo, *CS* – comprimento do segmento, *EM* – espessura muscular, *EPE* – erro padrão da estimativa, *EPM* – erro padrão da medida, *Ida* – idade, *MC* – massa corporal, *r* – coeficiente de correlação e *r*² – coeficiente de determinação.

Músculo(s)	Equação	Estatística
Flexores do cotovelo	$VM = CS \left(\pi \cdot \frac{EM}{2} \right)^2$ (MIYATANI; KANEHISA; FUKUNAGA, 2000)	<i>r</i> = 0,962 EPM = 14,9 cm ³
	$VM = 2,586 Alt - 1,259 MC + 7,057 Circ + 0,524 [CM (EM)^2] - 447,46$ (FUKUNAGA <i>et al.</i> , 2001)	<i>r</i> = 0,943 EPE = 6-8%
Extensores do cotovelo	$VM = 3,478 Alt - 0,18 MC + 6,674 Circ + 0,382 [CM (EM)^2] - 559,36$ (FUKUNAGA <i>et al.</i> , 2001)	<i>r</i> = 0,932 EPE = 6-8%
	$VM = 90,3 EM + 30,5 CS - 908,2$ (MIYATANI <i>et al.</i> , 2004)	<i>r</i> ² = 0,803 EPE = 10,2%
Quadríceps	$VM = 322,9 EM + 116,4 CS - 4661$ (MIYATANI <i>et al.</i> , 2004)	<i>r</i> ² = 0,764 EPE = 10,4%
	$VM = 311,732 EM + 53,346 CS - 2058,529$ (MIYATANI <i>et al.</i> , 2002)	<i>r</i> ² = 0,824 EPE = 10,6%
	$VM = 1,1176 \pi CS \left(\frac{EM}{2} \right)^2 + 663,04$ (MIYATANI <i>et al.</i> , 2002)	<i>r</i> ² = 0,829 EPE = 10,5%
Músculos da coxa	homens: $VM = 7168,8 - 52,1 Ida + 96,5 MC - 67,4 Cint + 47,3 Circ$ (CHEN <i>et al.</i> , 2011)	<i>r</i> ² = 0,681 EPE = 608,1 cm ³
	mulheres: $VM = 1719,3 - 29,9 Ida + 53,5 MC + 39,8 Circ$ (CHEN <i>et al.</i> , 2011)	<i>r</i> ² = 0,620 EPE = 496 cm ³
Flexores plantares	$VM = 218,1 EM + 30,7 CS - 1730,4$ (MIYATANI <i>et al.</i> , 2004)	<i>r</i> ² = 0,820 EPE = 6,6%

2.2.3 Reto Femoral

O quadríceps femoral é constituído por um conjunto de músculos do compartimento anterior da coxa formado pelo RF, vasto lateral, vasto medial e vasto intermédio (Figura 2.5). Tais músculos apresentam características diferentes entre si. Por exemplo, segundo BARNOUIN *et al.* (2014), o volume percentual de cada componente é diferente (RF – 12,6% a 14,7%, vasto intermédio – 27,2% a 28,8%, vasto lateral – 33,4% a 33,9% e vasto medial – 23,6% a 26,3% do volume total do quadríceps). Além disso, todos possuem pontos de origem distintos, apesar do mesmo ponto de inserção na

tuberosidade da tíbia através do tendão patelar. O reto femoral é o único músculo biarticular do grupamento, atravessando a articulação do quadril para originar-se na espinha ilíaca ântero-superior, logo consegue realizar importantes movimentos em duas articulações diferentes, extensão de joelho e flexão de quadril. Este músculo apresenta, portanto, o maior comprimento do grupamento, sendo bipenado e superficial, o que facilita a sua visualização em imagens ultrassônicas. Esta característica, juntamente com sua importância funcional na marcha e atividades diárias, determinou a escolha desta musculatura para produção da presente tese e de diversos estudos utilizando técnicas de imagem e os parâmetros acima mencionados acerca de sua estrutura em diferentes populações e adaptações à diversas condições de uso aumentado ou reduzido.

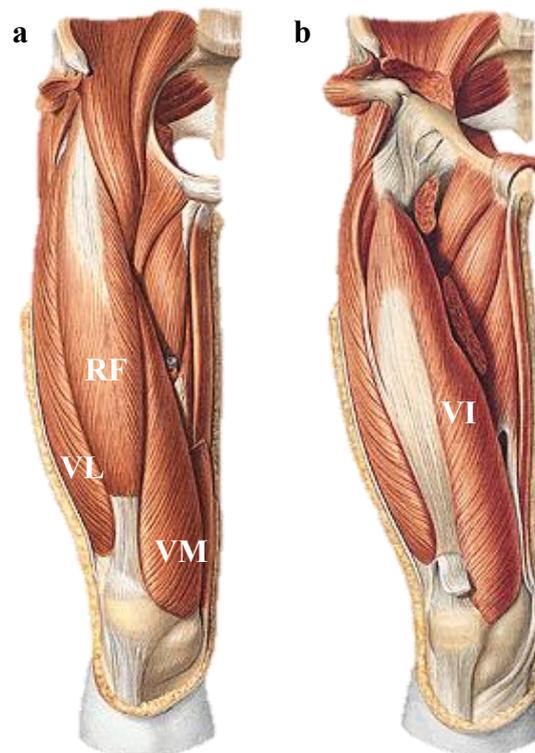


Figura 2.5: Vista frontal do quadríceps femoral do membro direito. RF – reto femoral, VI – vasto intermédio, VL – vasto lateral e VM – vasto medial.

CAPÍTULO 3 – METODOLOGIA

3.1 PHANTOM

3.1.1 Confeção

O PH ultrassônico antropomórfico do músculo RF foi confeccionado segundo o protocolo descrito por DE CARVALHO *et al.* (2016) (policloreto de vinila plastificado com adição de 1% de grafite), gerando imagens visualmente compatíveis com as do músculo *in vivo* (Figura 3.1). Foi medida a massa dos componentes em uma balança eletrônica de precisão (modelo Adventurer, Ohaus Corporation, Parsippany, EUA) que foram misturados e colocados, ainda em estado líquido, em uma bomba de vácuo (modelo 166, Primar Equipamentos e Serviços Ltda., Itu, Brasil) por 30 minutos para retirada de possíveis bolhas. A mistura foi aquecida até atingir 180°C, misturando-se manual e periodicamente (evitando a formação de novas bolhas), afim de homogeneizar a mesma. Antes de solidificar e resfriar totalmente, a mistura foi colocada no molde antropomórfico.

Outras duas amostras foram colocadas em moldes cilíndricos. Uma delas foi usada para estimativa experimental do volume a partir das ASTs obtidas por ultrassom de uma forma geometricamente conhecida (altura 4,39 cm e diâmetro 2,69 cm). A outra amostra foi utilizada para medição das propriedades acústicas (altura 5,20 cm e diâmetro 2,80 cm).



Figura 3.1: Ultrassonografia transversal do músculo reto femoral (a) e do *phantom* (b). Contorno manual da área de seção transversa (c).

Um molde em silicone foi produzido com características antropomórficas (forma e tamanho) similares às da musculatura estudada. Para isto, inicialmente 16 ultrassonografias transversais (modelo SonixMDP, transdutor L14-5/38 Linear de varredura setorial operando em 14 MHz, Ultrasonix, British Columbia, Canadá) do RF

de um voluntário (homem, idade 31 anos, altura 178 cm e massa corporal 70 kg) foram adquiridas (Figura 3.1a) e impressas (em tamanho real). Em seguida, em cima de cada imagem impressa, foram esculpidas em plastilina (Acrilex, São Bernardo do Campo, Brasil) segmentos da peça utilizada como matriz para fabricação do molde (Figura 3.2). As partes esculpidas deveriam ter mesma área e forma das imagens impressas. As 16 partes esculpidas foram unidas respeitando a mesma sequência das imagens e as possíveis diferenças de forma que existiam entre essas foram suavizadas (Figura 3.2). A partir da matriz em plastilina, foi fabricado um molde em silicone (Lokal Fibra, Rio de Janeiro, Brasil), onde o material do PH foi despejado. Após 24 horas, o PH foi desmoldado adquirindo a forma apresentada na Figura 3.3.



Figura 3.2: Sequência para fabricação da matriz do *phantom*. a – imagem de ultrassom exportada do aparelho para um computador, b – imagem impressa, c – segmento de plastilina sobre a imagem e d – matriz em plastilina.

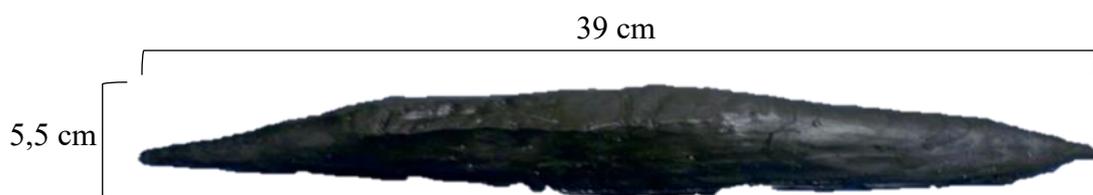


Figura 3.3: Vista inferior do *phantom* ultrassônico antropomórfico do músculo reto femoral.

3.1.2 Parâmetros Acústicos

A velocidade de propagação e o coeficiente de atenuação do PH foram estimados para verificar as similaridades do mesmo com o tecido muscular esquelético. Estes dois parâmetros acústicos foram escolhidos tendo em vista sua influência na formação das imagens e respectivas medições (MAGGI, 2011).

O sistema de aquisição para medição das propriedades acústicas foi composto por dois transdutores ultrassônicos com frequência de 1 MHz (Harisonic I3-0108-S, Olympus Corporation, Tóquio, Japão), gerador de funções (modelo AFG 3021, Tektronix Inc., Beaverton, EUA), osciloscópio (modelo TDS2024B, Tektronix, Inc., Beaverton, EUA), computador, tanque com água destilada e termômetro. Foi utilizado o método de transmissão-recepção, que em linhas gerais pode ser explicado como:

Inicialmente, configurou-se o gerador para produzir o sinal de excitação com frequência central de 1 MHz, 4 Vpico-a-pico (Vpp), 5 ciclos e período de repetição de pulsos de 10 ms. Na etapa seguinte, coletou-se o sinal de referência (sinal do ultrassom propagando-se na água, sem a presença do *phantom*) e mediu-se a temperatura da água. Posteriormente, o *phantom* foi posicionado entre os transdutores e o sinal transmitido foi adquirido. O procedimento de aquisição de sinais e medição da temperatura foi realizado mais 9 vezes. Realizou-se correlação cruzada entre os sinais de referência e do *phantom*, para se obter o atraso temporal entre esses sinais, o qual foi utilizado na estimativa da velocidade da onda longitudinal. Para o cálculo do coeficiente de atenuação, usou-se o valor máximo do módulo da FFT (Fast Fourier Transform) dos sinais de referência e do *phantom*. (CARVALHO *et al.*, 2012)

A amplitude e o intervalo de tempo entre os ecos foram captados pelo osciloscópio e armazenados no computador para as respectivas medições.

3.1.2.1 Fator de Correção

Para minimizar os efeitos da diferença entre a velocidade de propagação do som no PH e a velocidade padrão utilizada pelo aparelho de US para formação da imagem (1540 m.s^{-1}), foi calculado um fator de correção baseado em medições prévias do PH cilíndrico de referência mencionado acima (com dimensões conhecidas e mesma composição do PH de RF). Este fator de correção (0,83) foi obtido a partir da razão entre o volume estimado pelo diâmetro horizontal (26,81 ml) e o estimado pelo diâmetro vertical (32,13 ml), ambos obtidos em imagens transversais. O volume deste PH, medido por deslocamento de coluna de água em proveta graduada (resolução de 1 ml), é de $26,5 \pm 1,3 \text{ ml}$. Todas as medidas de AST foram multiplicadas pelo fator de correção e seu valor corrigido utilizado nos cálculos subsequentes.

3.3 AQUISIÇÃO DAS IMAGENS E MEDIÇÃO DAS ÁREAS DE SEÇÃO TRANSVERSA

3.3.1 Ultrassonografia

O sistema de aquisição das imagens consistiu de um aparelho de ultrassonografia, com transdutor linear de varredura setorial operando em 14 MHz (descrito acima).

O transdutor e o PH foram imersos em água para evitar a compressão deste, além de possibilitar melhor acoplamento acústico. O PH foi fixado sobre uma placa absorvedora anecóica (modelo Aptflex F28, Precision Acoustics Ltd., Dorchester, Reino Unido) no fundo do tanque e o transdutor sofreu deslocamentos manuais de 1 cm, gerando 38 imagens transversais.

As imagens foram armazenadas no próprio aparelho e depois enviadas a um microcomputador para análise de três avaliadores (A_1 , A_2 e A_3) com experiência em medição em ultrassonografias musculoesqueléticas. Cada avaliador realizou três medições aleatórias e independentes da AST em cada imagem do PH utilizando o aplicativo ImageJ (National Institutes of Health, Maryland, EUA). Antes de iniciar as medições propriamente ditas, os avaliadores deveriam calibrar o software indicando uma distância conhecida na imagem e foram orientados a usar a escala de profundidade da imagem (variou entre 5,0, 6,0 e 6,5 cm). Em seguida, com a ferramenta *Freehand selections*, deveriam marcar o contorno de toda a região que eles considerassem parte do PH (Figura 3.1c) e a medida da área interna desta região era fornecida pelo software. A média das três medições do avaliador foi utilizada como valor representativo da área da imagem.

3.3.2 Fotografia

Após a aquisição das imagens, o PH foi seccionado transversalmente em 38 partes (aproximadamente nos mesmos locais de aquisição das ultrassonografias) e fotografias das 37 seções transversais foram adquiridas por uma câmera digital (modelo ES15, Tianjin Samsung Opto-electronics Co., Ltd., Tianjin, China).

As fotografias foram analisadas por um dos avaliadores (A_1) da mesma forma que as ultrassonografias (três medições independentes e aleatórias da AST utilizando o aplicativo ImageJ). A média das três medições do avaliador foi utilizada como valor representativo da área da imagem.

Este procedimento teve o objetivo de verificar eventuais erros nas estimativas de volume por ultrassonografia decorrentes de características específicas da formação da US e não dos modelos utilizados. Esta questão será discutida nas seções seguintes.

3.4 MEDIÇÃO E ESTIMATIVA DO VOLUME

O PH foi imerso em uma proveta graduada (resolução de 20 ml) e seu volume medido pelo deslocamento da coluna de água para comparações com as estimativas do volume. Este procedimento foi realizado 10 vezes por um mesmo avaliador (A₁), sendo utilizada a média como valor representativo do volume medido (valor de referência).

O volume do PH foi estimado pelo somatório de volumes segmentares calculados a partir das medidas de área das ultrassonografias. Para isso, 7 modelos diferentes (ilustrados nas Figuras 3.4 a 3.11) foram utilizados, cujas equações (4 a 10) dos volumes segmentares formados por pares de imagens *i* e *j* estão descritas abaixo:

- Cilindros (CILS)

$$Volume_{i,j} = AST_i \times (h_j - h_i); \quad (4)$$

- Cilindros acrescidos do cilindro de uma das extremidades (CILS_{+CIL})

$$Volume_{i,j} = AST_i \times h_i + AST_i \times (h_j - h_i); \quad (5)$$

- Troncos de cone (TCONS)

$$Volume_{i,j} = \frac{h_j - h_i}{3} \times (AST_i + \sqrt{AST_i \times AST_j} + AST_j); \quad (6)$$

- Troncos de cone acrescidos dos cones das duas extremidades (TCONS_{+CONS})

$$Volume_{i,j} = \frac{AST_i \times h_i + AST_j \times h_j}{3} + \frac{h_j - h_i}{3} \times (AST_i + \sqrt{AST_i \times AST_j} + AST_j); \quad (7)$$

- Duas colunas (2COLS)

$$Volume_{i,j} = \frac{h_j - h_i}{2} \times (AST_i + AST_j); \quad (8)$$

- Duas colunas acrescidas dos cilindros das extremidades (2COLS+CILS)

$$Volume_{i,j} = AST_i \times h_i + AST_j \times h_j + \frac{h_j - h_i}{2} \times (AST_i + AST_j); \quad (9)$$

- Duas colunas acrescidas dos cones das extremidades (2COLS+CONS)

$$Volume_{i,j} = \frac{AST_i \times h_i + AST_j \times h_j}{3} + \frac{h_j - h_i}{2} \times (AST_i + AST_j); \quad (10)$$

onde AST é a área de seção transversal e h é a distância entre a imagem e o início do *phantom*.

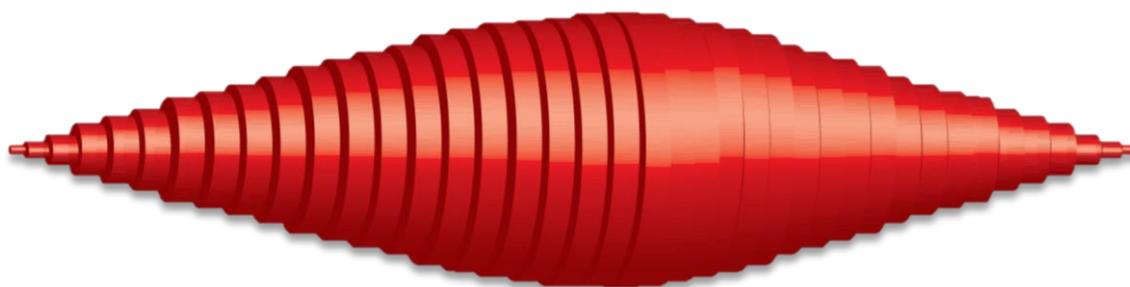


Figura 3.4: Representação do modelo Cilindros (CILS).



Figura 3.5: Representação do modelo Cilindros acrescidos do cilindro de uma das extremidades (CILS+CIL).



Figura 3.6: Representação do modelo Troncos de cone (TCONS).

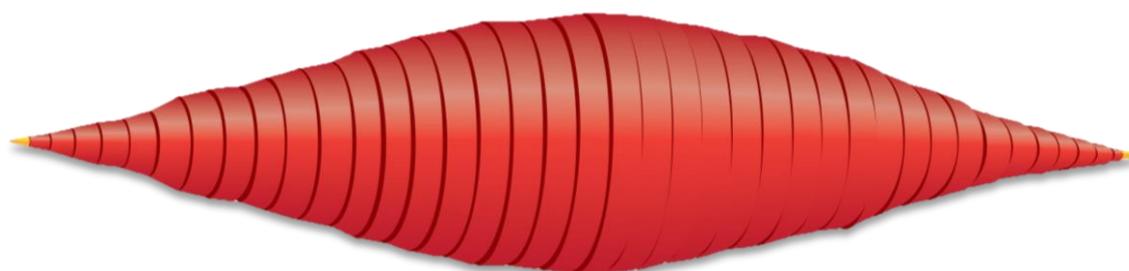


Figura 3.7: Representação do modelo Troncos de cone acrescidos dos cones das duas extremidades (TCONS+CONS).

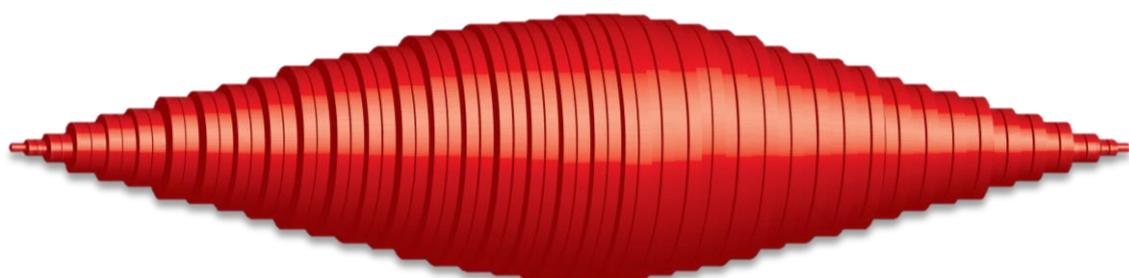


Figura 3.8: Representação do modelo Duas colunas (2COLS).



Figura 3.9: Representação do modelo Duas colunas acrescidas dos cilindros das extremidades (2COLS+CILS).



Figura 3.10: Representação do modelo Duas colunas acrescidas dos cones das extremidades ($2COLS_{+CONS}$).

A adição de cilindros ($+CIL$) e cones ($+CONS$) nas extremidades dos modelos $CILS_{+CIL}$, $TCONS_{+CONS}$, $2COLS_{+CILS}$ e $2COLS_{+CONS}$ não foi encontrada na literatura e teve o objetivo de aprimorar os demais modelos testados ($CILS$, $TCONS$ e $2COLS$). Desta forma, não são desprezados os volumes segmentares formados entre a primeira fatia e o início do PH e a última fatia e o final do PH.

Para cada modelo descrito acima, foram realizadas estimativas de volume em função de diferentes quantidades de fatias: 1 (somente $TCONS_{+CONS}$), 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 19 e 38. A sequência de 38 imagens foi dividida em regiões de acordo com a quantidade de fatias e todas as combinações possíveis de uma imagem por região foram feitas para estimar o volume e seu respectivo erro percentual. O número de combinações para cada quantidade de fatias é apresentado na Tabela 3.1. As médias de todas as combinações possíveis foram utilizadas para as análises. As mesmas estimativas também foram realizadas apenas com o modelo $TCONS$ utilizando as fotografias.

3.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA

A análise estatística foi conduzida no software SPSS® para Windows (SPSS, Inc., Chicago, IL). A avaliação da repetibilidade (intra-avaliador) e da precisão intermediária (interavaliadores) das medidas de AST nas ultrassonografias do PH antropomórfico foi realizada através de cálculo do coeficiente de variação e do coeficiente de correlação intraclassa modelo misto de duas vias do tipo consentimento absoluto (classificação segundo KOO; LI (2016), maior do que 0,90 - excelente, entre 0,75 e 0,90 – boa, entre 0,50 e 0,75 – moderada e abaixo de 0,50 – ruim). Foi realizada a Anova unidirecional para medidas repetidas com correção de Bonferroni para comparação entre os valores de volume estimados pelos 7 modelos diferentes em cada combinação de fatias. Com relação às possíveis diferenças das estimativas de volume entre as diferentes quantidades de fatias

dentro de cada modelo, o teste de homogeneidade de variâncias de Levene indicou diferença significativa entre as variâncias dos grupos de dados. Portanto, foi aplicada a Anova de Kruskal-Wallis e as diferenças significativas foram identificadas através de múltiplos testes de Mann-Whitney com correção de Bonferroni. O nível de significância estatística para todos os testes foi definido em 0,05.

Tabela 3.1: Número de combinações em função da quantidade de fatias utilizadas para estimativa do volume do *phantom* ultrassônico do músculo reto femoral.

Fatias	Combinações
1	38
2	361
3	2028
4	8100
5	25088
6	63504
7	135000
8	250000
9	409600
10	589824
19	524288
38	1

CAPÍTULO 4 – RESULTADOS

4.1 PARÂMETROS ACÚSTICOS

As propriedades acústicas do PH (velocidade de propagação – $1492,9 \text{ m.s}^{-1}$ e coeficiente de atenuação – $1,54 \text{ dB.cm}^{-1}$ a 1 MHz) se encontram na faixa esperada para os tecidos moles (MAGGI, 2011).

4.2 ÁREA DE SEÇÃO TRANSVERSA

Em relação as medidas de AST por US, foi encontrada boa precisão intra-avaliador, sendo representada pelos valores de CCI classificados como excelente ($A_1 > 0,99$, $A_2 = 1,00$ e $A_3 = 1,00$) e baixos CVs médios ($A_1 = 5,87\%$, $A_2 = 2,16\%$ e $A_3 = 1,48\%$). Sendo assim, as três medições do avaliador foram agrupadas e sua média foi utilizada como valor representativo da fatia medida por cada um dos avaliadores. As ASTs médias de cada fatia do PH medidas pelos três avaliadores são apresentadas na Figura 4.1.

Já a precisão interavaliadores também apresentou CCI maior do que 0,99 (excelente) e CV médio de 9,5%. Deste modo, os valores representativos de cada fatia de cada avaliador (média das três medidas de A_1 , A_2 e A_3) também foram agrupados e multiplicados por um fator de correção (0,83), para então, serem utilizados em todas as estimativas de volume.

Os valores das ASTs corrigidos por esse fator são apresentados na Figura 4.1. O fator de correção foi baseado em resultados preliminares de estimativas de volume pelas ultrassonografias (ALVES; OLIVEIRA; PEREIRA, 2013a, 2013b, 2014; ALVES *et al.*, 2012) e fotografias, e se faz necessário devido à diferença de velocidade de propagação do som no PH ($1492,95 \text{ m.s}^{-1}$) e a velocidade padrão utilizada pelo aparelho de US para formação da imagem (1540 m.s^{-1}).

4.3 VOLUME

As estimativas do volume pelo modelo TCONS, previamente testado em fotografias (1 avaliador) e ultrassonografias, sem e com o fator de correção (0,83) das ASTs (média de três avaliadores) (ALVES; OLIVEIRA; PEREIRA, 2013a, 2013b, 2014; ALVES *et al.*, 2012) são apresentadas na Figura 4.2. Além disso, também são descritos na Figura 4.2 os volumes médios estimados com as ASTs corrigidas pela razão entre a velocidade de propagação do som no PH e a padrão do aparelho (0,97). Quando foram

utilizadas as ASTs sem correção, o modelo superestimou o volume com mais de quatro imagens em relação ao volume de $340,0 \pm 2,4$ ml (média \pm desvio-padrão), medido por deslocamento de coluna de água. Ao corrigir as ASTs (com o fator de correção 0,83) ou empregar medidas obtidas nas fotografias, o modelo apresentou o comportamento esperado, alcançando o menor erro com 38 fatias.

As Figuras 4.3 a 4.9 apresentam o volume médio (estimado pelas ASTs corrigidas) por cada um dos modelos (CILS, CILS_{+CIL}, TCONS, TCONS_{+CONS}, 2COLS, 2COLS_{+CILS} e 2COLS_{+CONS}) em função da quantidade de fatias. Foram realizadas comparações entre as estimativas com diferentes quantidades de fatias dentro de cada modelo. A Figura 4.10 apresenta o volume médio estimado por todos os modelos considerando as comparações entre eles para a quantidade de fatias testada. Foram encontradas diferenças estatisticamente significativas na maioria das comparações realizadas entre o número de fatias no mesmo modelo (Figuras 4.3 a 4.9) e entre os modelos no mesmo número de fatias (Figura 4.10), por isso estão assinaladas as comparações que não apresentaram estas diferenças.

A Tabela 4.1 apresenta o erro percentual médio de todas as estimativas por todos os modelos. Como exemplo, estão destacados em negrito os erros menores do que 5%.

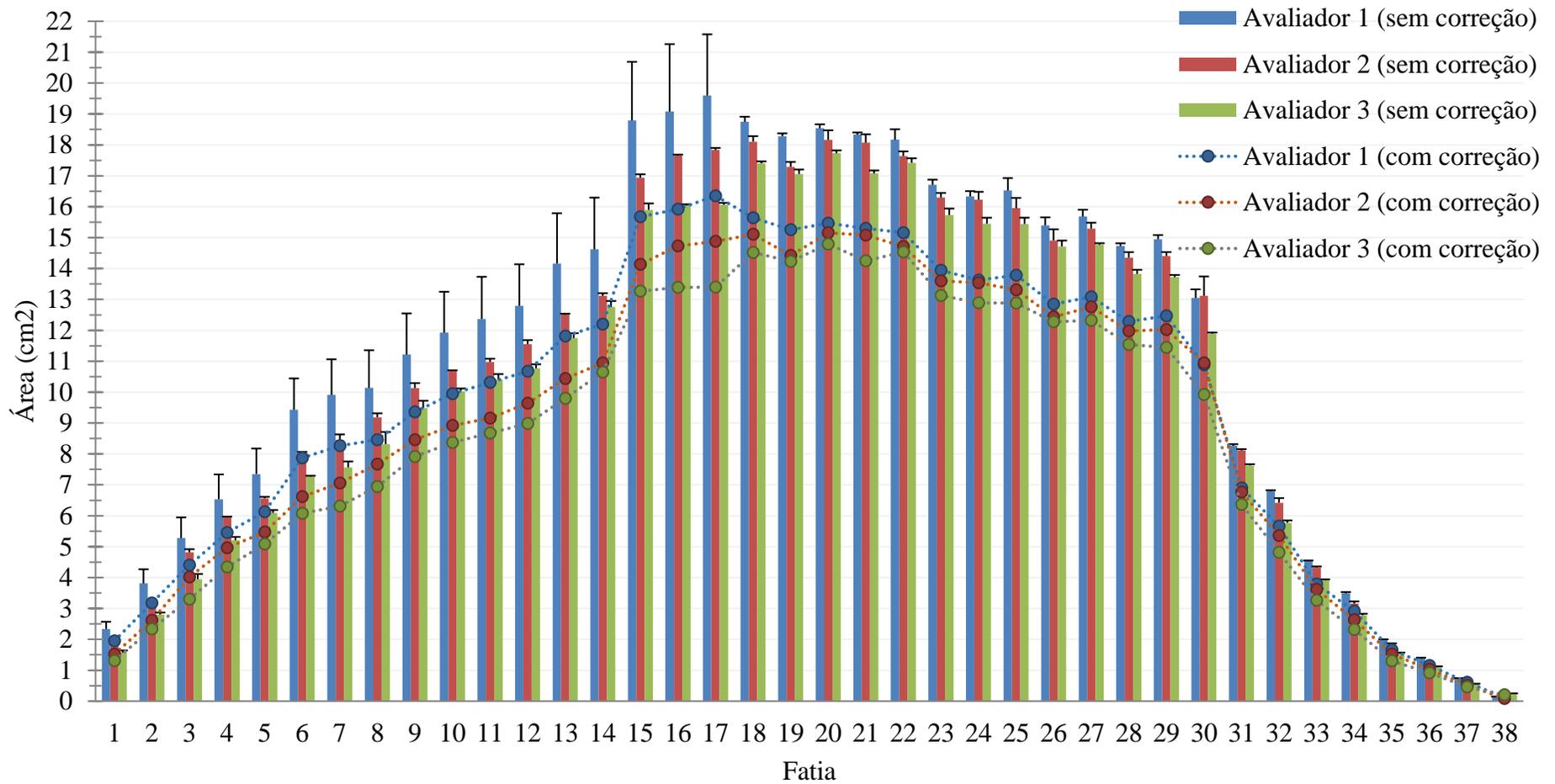


Figura 4.1: Área de seção transversal média das 38 fatias (imagens) do *phantom* ultrassônico do músculo reto femoral medida por três avaliadores. As colunas representam a média das três medições do avaliador sem o fator de correção e as barras seus respectivos desvios-padrão. Os pontos representam a média das três medições do avaliador após a aplicação do fator de correção.

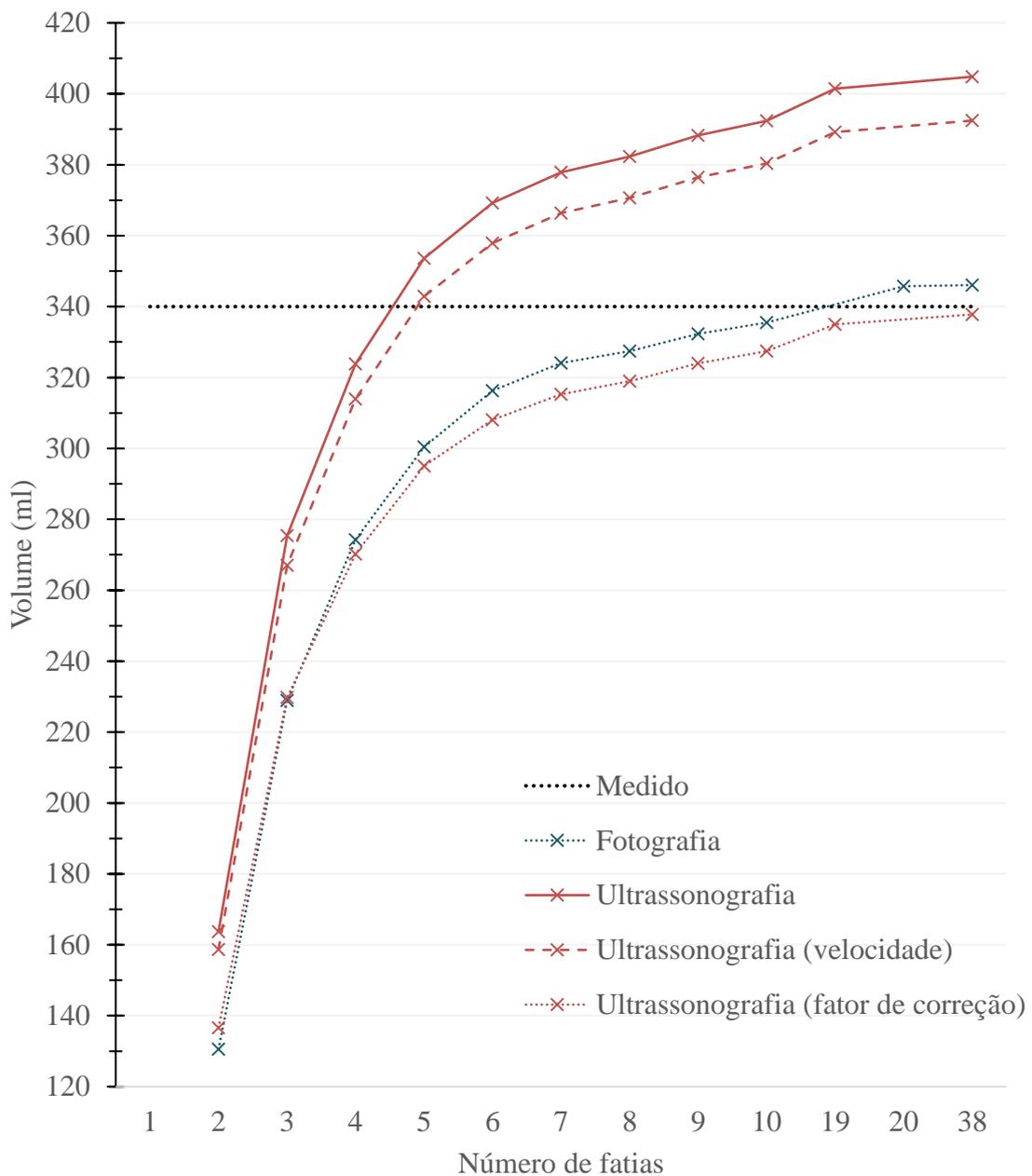


Figura 4.2: Estimativa do volume do *phantom* ultrassônico do músculo reto femoral pelo modelo TCONS (troncos de cone) em função da quantidade de fatias. ASTs (áreas de seção transversa) obtidas por: Fotografia – fotografias sem correção das ASTs; Ultrassonografia – ultrassonografias sem correção das ASTs; Ultrassonografia (velocidade) – ultrassonografias com correção das ASTs pela razão entre a velocidade de propagação do som no *phantom* e a padrão do aparelho (0,97); Ultrassonografia (fator de correção) – ultrassonografias com correção das ASTs pelo fator de correção utilizado em todos os modelos (0,83). A linha preta pontilhada representa o valor de referência medido por deslocamento de coluna de água em proveta graduada ($340,0 \pm 2,4$ ml).

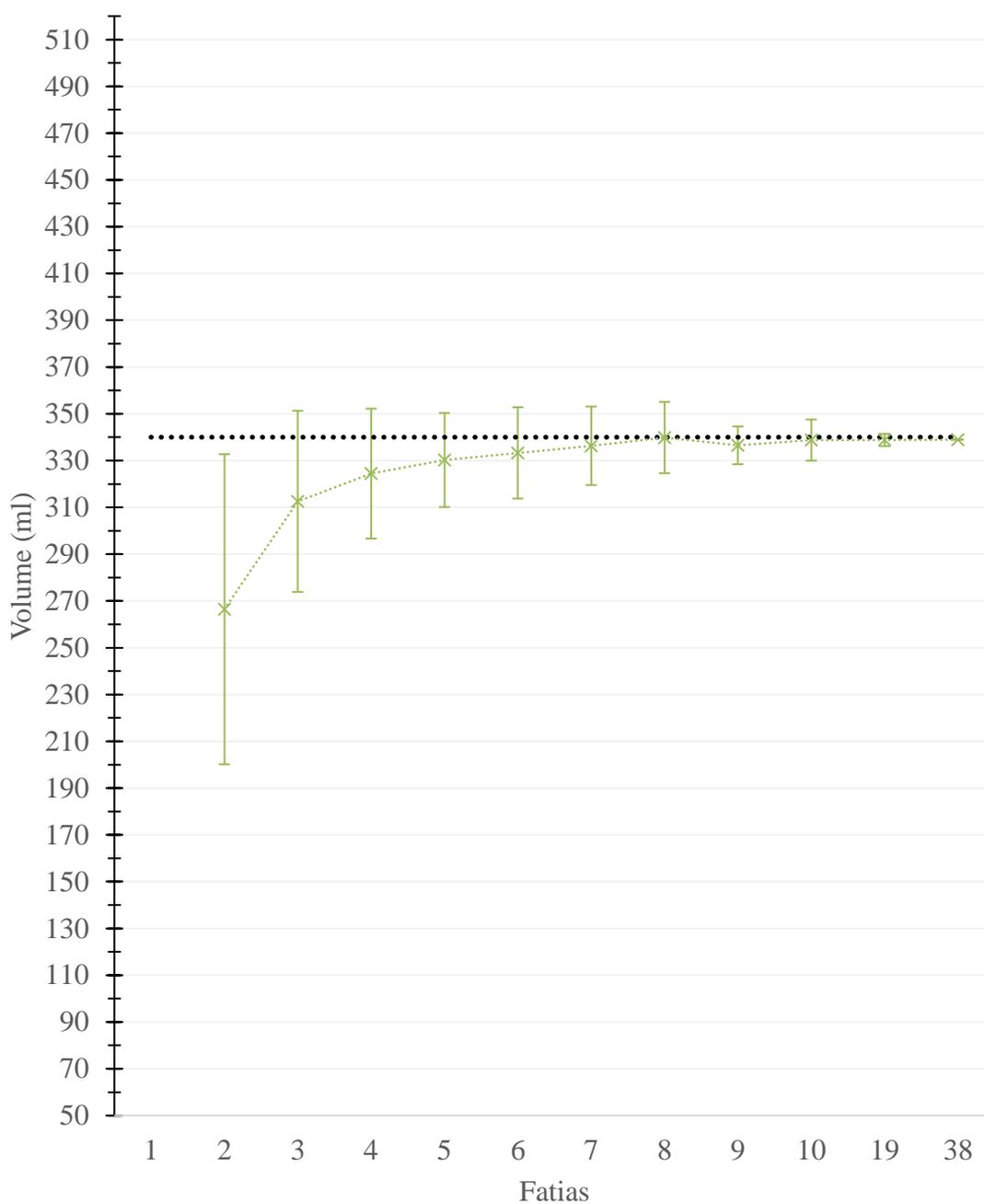


Figura 4.3: Estimativa do volume (média \pm desvio-padrão) do *phantom* ultrassônico do músculo reto femoral pelo modelo CILS (cilindros) em função da quantidade de fatias. A linha preta pontilhada representa o valor de referência medido por deslocamento de coluna de água em proveta graduada ($340,0 \pm 2,4$ ml). Todas as comparações entre números de fatias apresentaram diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

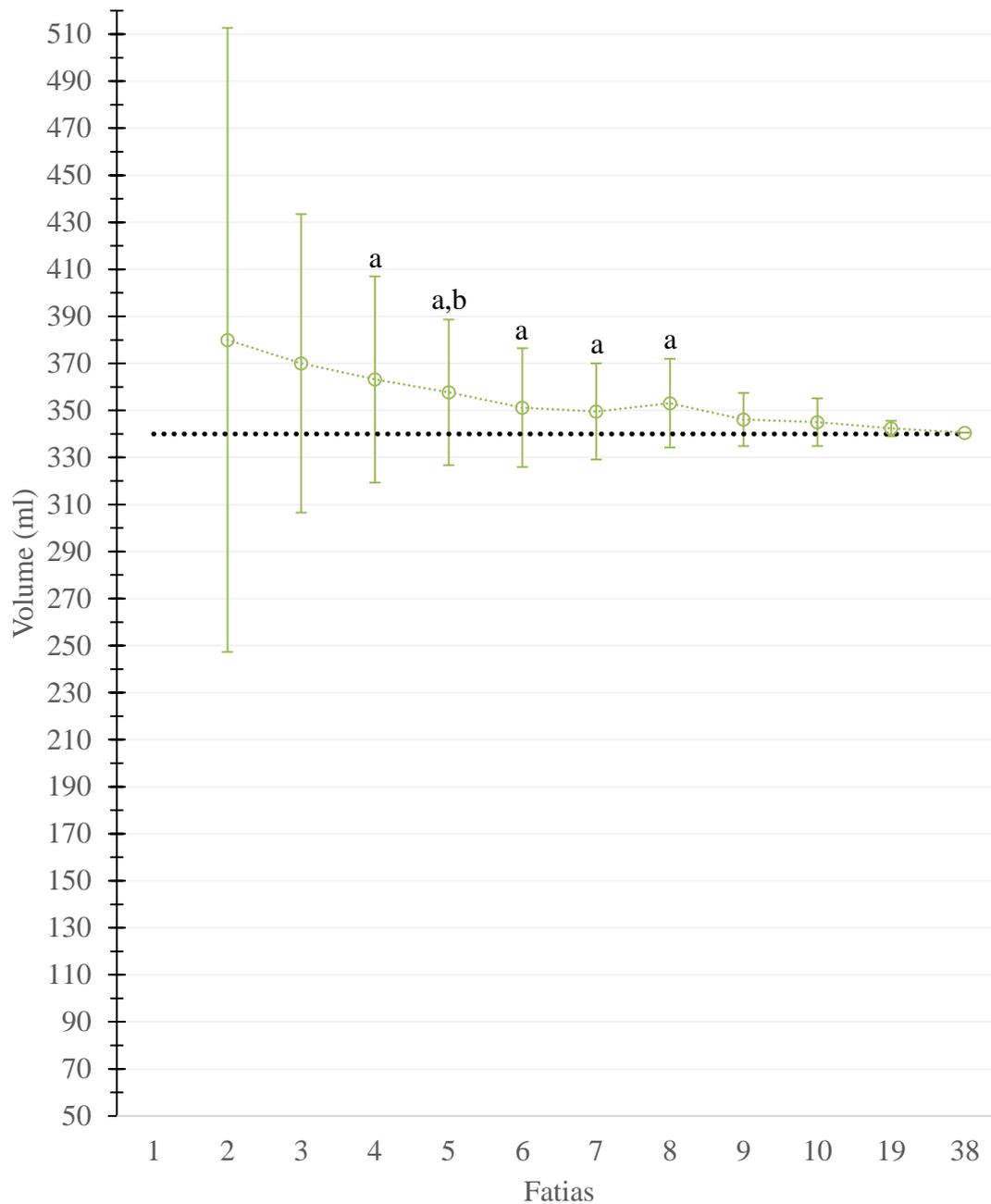


Figura 4.4: Estimativa do volume (média \pm desvio-padrão) do *phantom* ultrassônico do músculo reto femoral pelo modelo CILS+CIL (cilindros acrescidos do cilindro de uma das extremidades) em função da quantidade de fatias. A linha preta pontilhada representa o valor de referência medido por deslocamento de coluna de água em proveta graduada ($340,0 \pm 2,4$ ml). a – sem diferença estatística significativa para 2 fatias, b – sem diferença estatística significativa para 4 fatias. Todas as outras comparações entre números de fatias apresentaram diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

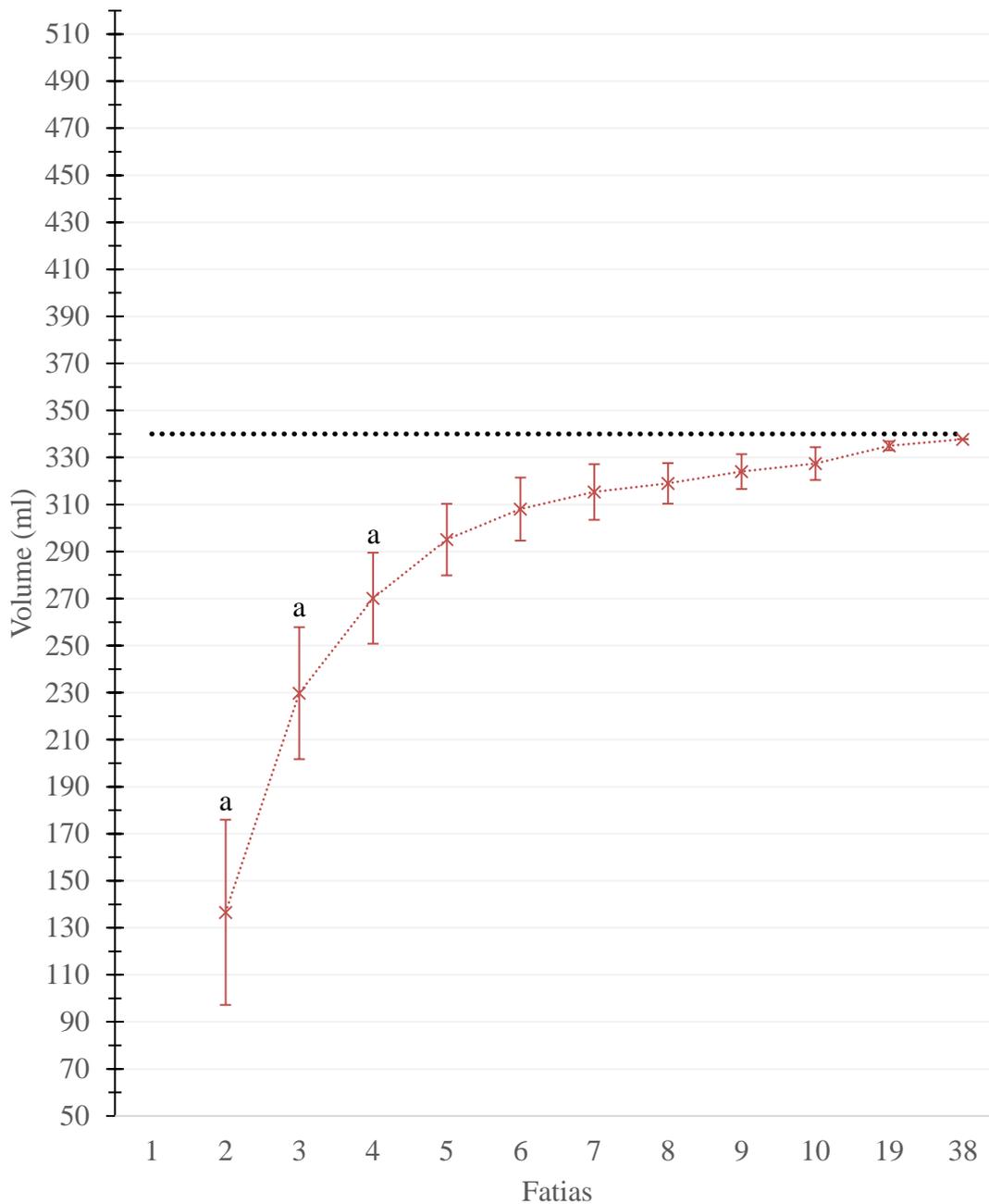


Figura 4.5: Estimativa do volume (média \pm desvio-padrão) do *phantom* ultrassônico do músculo reto femoral pelo modelo TCONS (trancos de cone) em função da quantidade de fatias. A linha preta pontilhada representa o valor de referência medido por deslocamento de coluna de água em proveta graduada ($340,0 \pm 2,4$ ml). a – sem diferença estatística significativa entre si. Todas as outras comparações entre números de fatias apresentaram diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

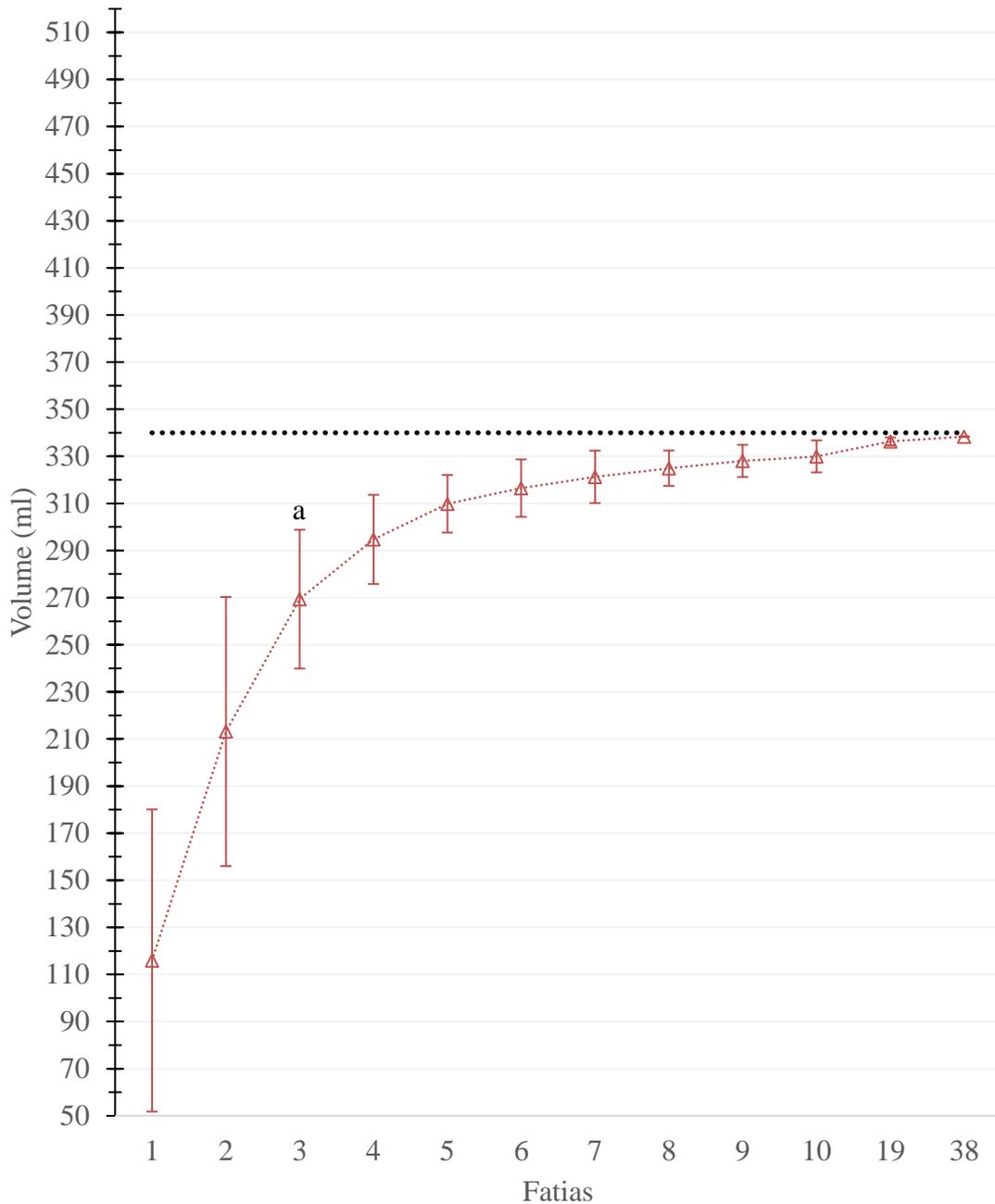


Figura 4.6: Estimativa do volume (média \pm desvio-padrão) do *phantom* ultrassônico do músculo reto femoral pelo modelo TCONS₊CONS (truncos de cone acrescidos dos cones das duas extremidades) em função da quantidade de fatias. A linha preta pontilhada representa o valor de referência medido por deslocamento de coluna de água em proveta graduada (340,0 \pm 2,4 ml). a – sem diferença estatística significativa para 2 fatias. Todas as outras comparações entre números de fatias apresentaram diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

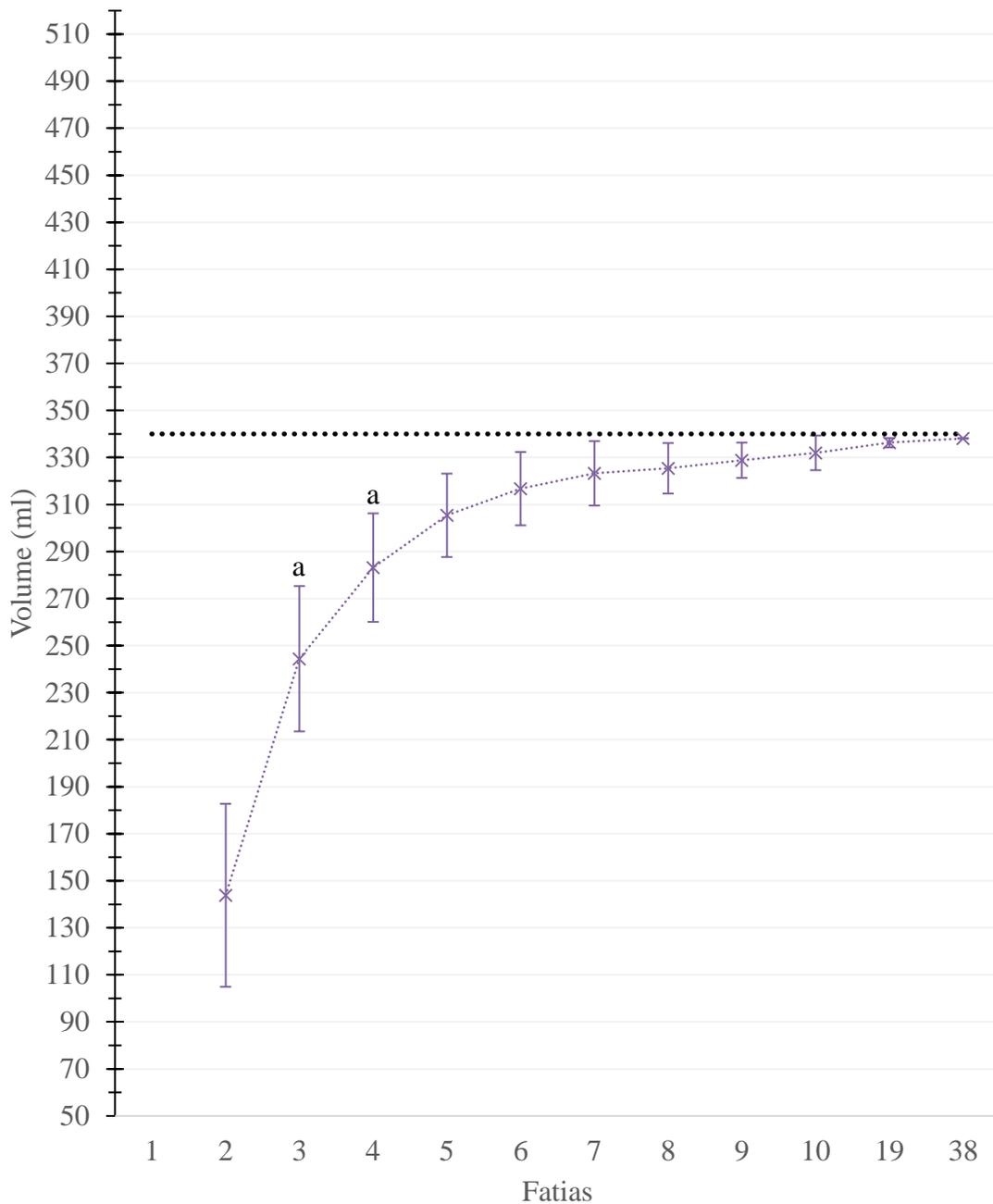


Figura 4.7: Estimativa do volume (média \pm desvio-padrão) do *phantom* ultrassônico do músculo reto femoral pelo modelo 2COLS (duas colunas) em função da quantidade de fatias. A linha preta pontilhada representa o valor de referência medido por deslocamento de coluna de água em proveta graduada ($340,0 \pm 2,4$ ml). a – sem diferença estatística significativa para 2 fatias. Todas as outras comparações entre números de fatias apresentaram diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

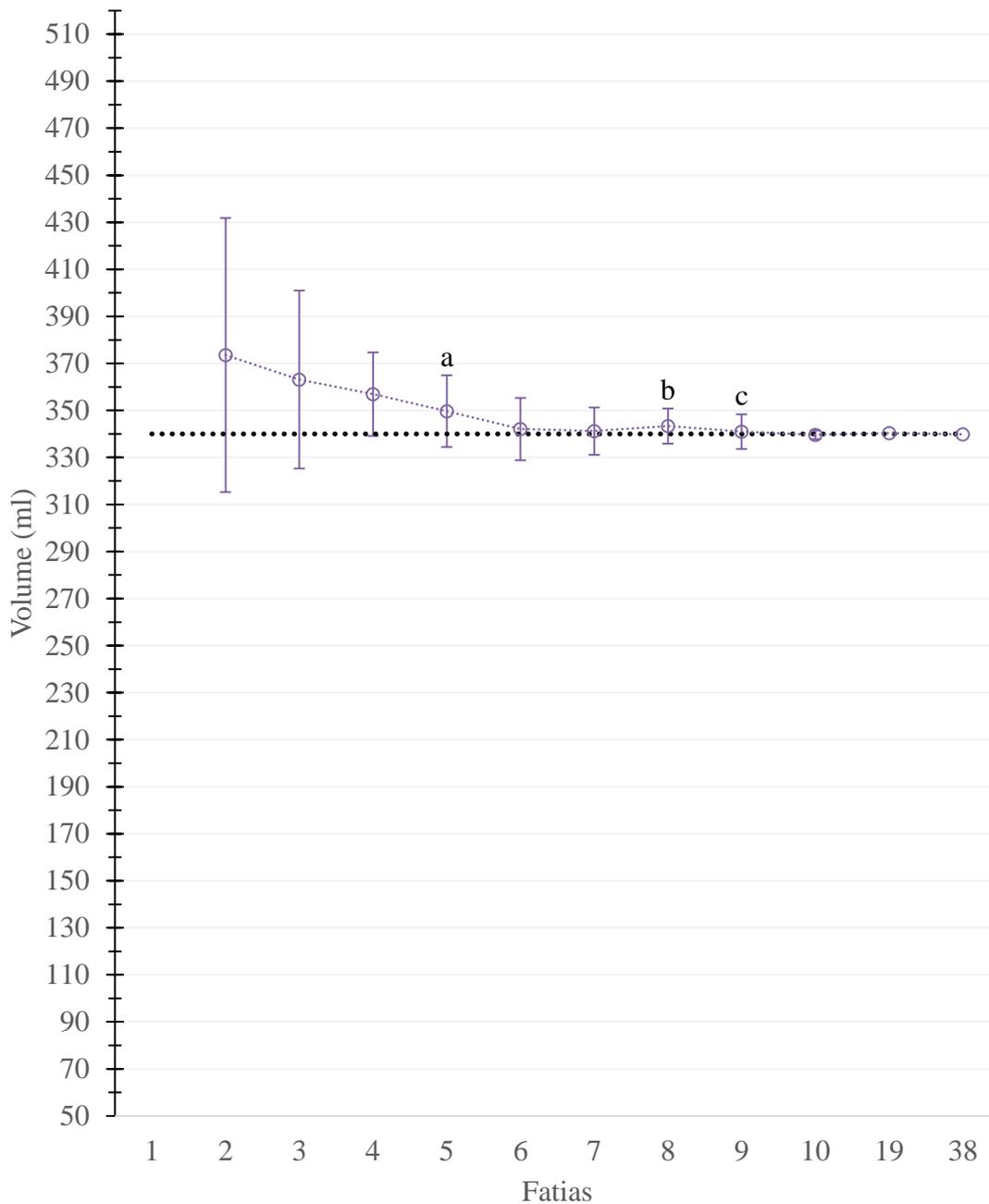


Figura 4.8: Estimativa do volume (média \pm desvio-padrão) do *phantom* ultrassônico do músculo reto femoral pelo modelo 2COLS_{+CILS} (duas colunas acrescidas dos cilindros das extremidades) em função da quantidade de fatias. A linha preta pontilhada representa o valor de referência medido por deslocamento de coluna de água em proveta graduada (340,0 \pm 2,4 ml). a – sem diferença estatística significativa para 2 fatias, b – sem diferença estatística significativa para 3 fatias, c – sem diferença estatística significativa para 7 fatias. Todas as outras comparações entre números de fatias apresentaram diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

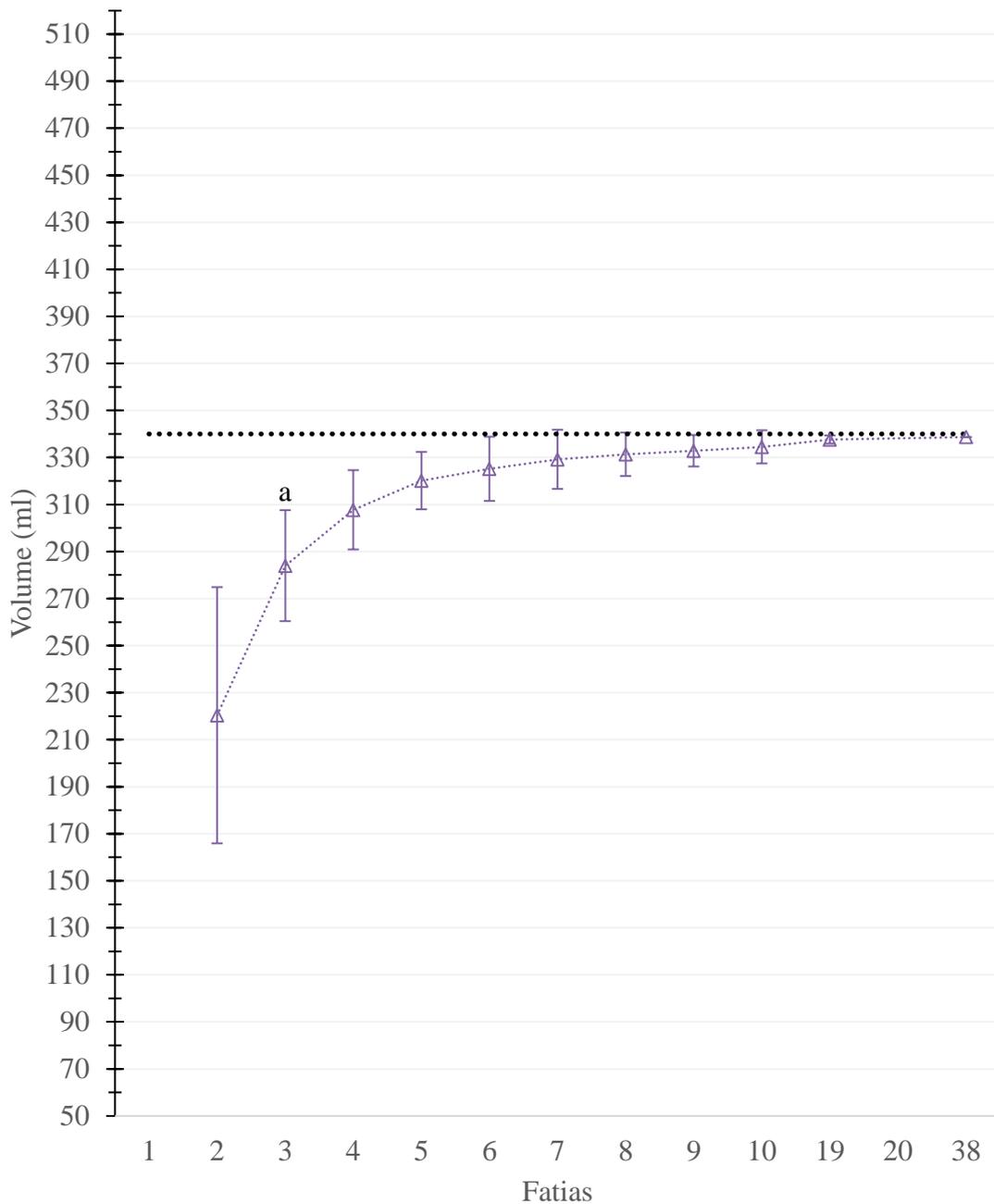


Figura 4.9: Estimativa do volume (média \pm desvio-padrão) do *phantom* ultrassônico do músculo reto femoral pelo modelo 2COLS+CONS (duas colunas acrescidas dos cones das extremidades) em função da quantidade de fatias. A linha preta pontilhada representa o valor de referência medido por deslocamento de coluna de água em proveta graduada ($340,0 \pm 2,4$ ml). a – sem diferença estatística significativa para 2 fatias. Todas as outras comparações entre números de fatias apresentaram diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

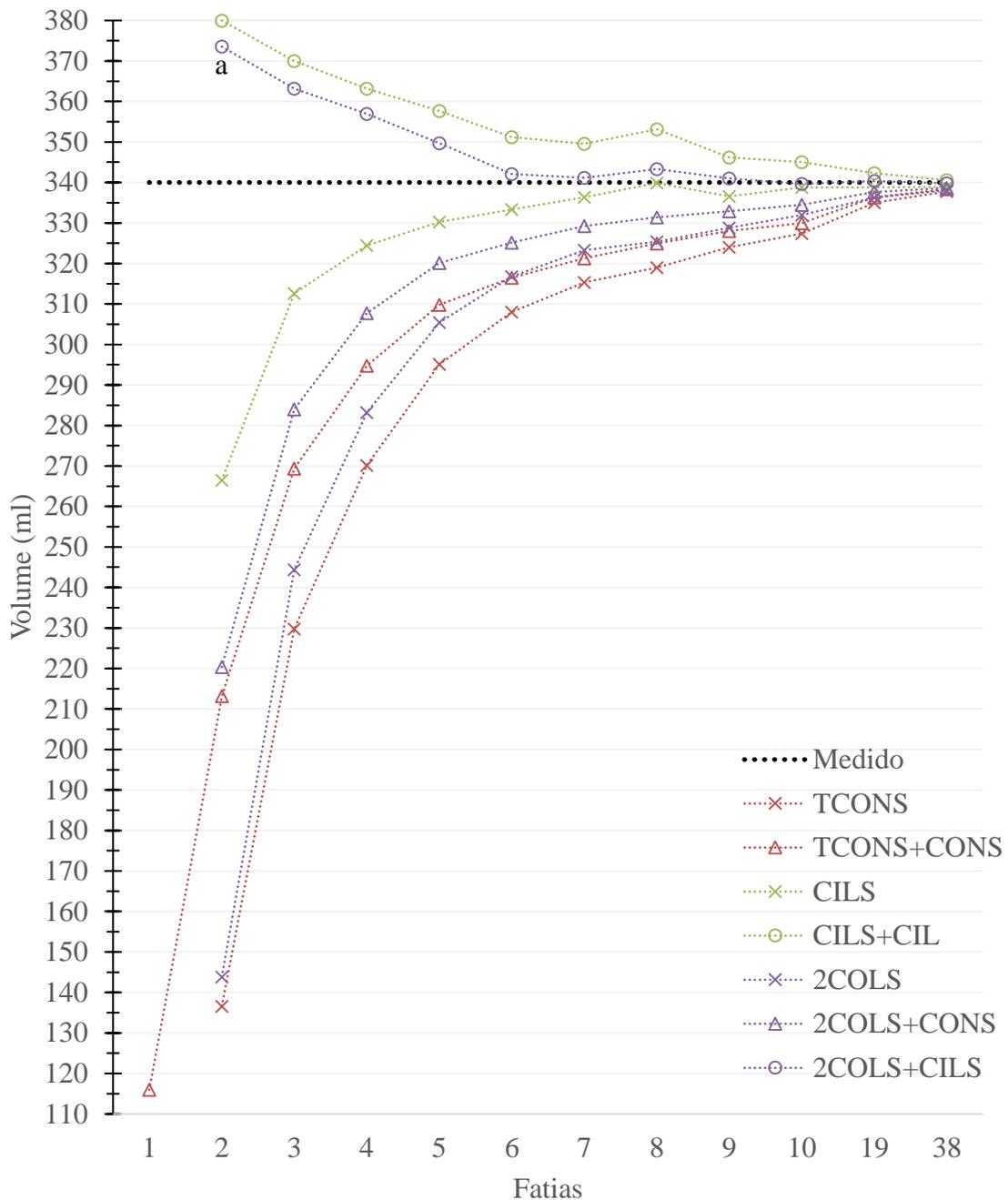


Figura 4.10: Estimativa do volume médio do *phantom* ultrassônico do músculo reto femoral pelos modelos CILS (cilindros), CILS+CIL (cilindros acrescidos do cilindro de uma das extremidades), TCONS (troncos de cone), TCONS+CONS (troncos de cone acrescidos dos cones das duas extremidades), 2COLS (duas colunas), 2COLS+CILS (duas colunas acrescidas dos cilindros das extremidades e 2COLS+CONS (duas colunas acrescidas dos cones das extremidades) em função da quantidade de fatias. a – sem diferença estatística significativa para CILS+CIL no mesmo número de fatias. Todas as outras comparações entre modelos para o mesmo número de fatias apresentaram diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

Tabela 4.1: Erro percentual da estimativa do volume do *phantom* ultrassônico do músculo reto femoral (média \pm desvio-padrão) por diferentes modelos (cilindros – CILS, cilindros acrescidos do cilindro de uma das extremidades – CILS+CIL, troncos de cone – TCONS, por troncos de cone acrescidos dos cones das duas extremidades – TCONS+CONS, duas colunas – 2COLS, duas colunas acrescidas dos cilindros das extremidades – 2COLS+CILS, duas colunas acrescidas dos cones das extremidades – 2COLS+CONS) em função da quantidade de fatias utilizadas na estimativa. O valor de referência foi medido por deslocamento de coluna de água em proveta graduada ($340,0 \pm 2,4$ ml). * – o volume com uma fatia é estimado por dois cones, não há tronco(s) de cone. Em negrito erros menores do que 5%.

Fatias	CILS	CILS+CIL	TCONS	TCONS+CONS	2COLS	2COLS+CILS	2COLS+CONS
1	-	-	-	65,89*	-	-	-
2	21,63	-11,76	59,83	37,31	57,70	-9,86	35,18
3	8,06	-8,83	32,42	20,77	28,11	-6,81	16,47
4	4,58	-6,82	20,54	13,31	16,72	-4,98	9,49
5	2,86	-5,20	13,21	8,87	10,18	-2,86	5,83
6	1,97	-3,29	9,40	6,91	6,84	-0,61	4,36
7	1,08	-2,82	7,26	5,51	4,92	-0,35	3,17
8	0,04	-3,85	6,18	4,43	4,29	-0,98	2,54
9	1,02	-1,81	4,71	3,52	3,29	-0,29	2,10
10	0,36	-1,47	3,71	2,95	2,37	0,11	1,61
19	0,35	-0,68	1,48	1,08	1,09	-0,12	0,69
38	0,31	-0,16	0,66	0,49	0,56	0,05	0,39
Média	3,84	-4,24	14,49	9,56	12,37	-2,43	7,44

CAPÍTULO 5 – DISCUSSÃO

Este estudo teve como objetivo avaliar o comportamento e a aplicabilidade de diferentes modelos para estimativa do volume muscular a partir de medidas ultrassonográficas de área de seção transversa de PH antropomórfico do músculo reto femoral. A repetibilidade e a precisão intermediária de três avaliadores foram testadas em três medições de área em 38 ultrassonografias. Os modelos englobaram diferentes abordagens para estimar o volume, visando definir um protocolo com o número mínimo de imagens para uma estimativa confiável (com erro conhecido e aceitável). A seguir, discutem-se os resultados destas análises.

5.1 PARÂMETROS ACÚSTICOS

A velocidade de propagação do som no PH desenvolvido ($1492,95 \text{ m.s}^{-1}$) é menor do que a que o aparelho de ultrassom utiliza para formar a imagem (1540 m.s^{-1}). Apesar da diferença ser considerada pequena ($47,05 \text{ m.s}^{-1}$), as imagens do PH sofreram distorção (alongadas verticalmente) e conseqüentemente, as medidas de AST foram superestimadas. Este fenômeno pode ser observado em uma imagem transversal do PH cilíndrico (mesma composição do PH antropomórfico) apresentada na Figura 5.1. Esta hipótese também foi testada e confirmada com a comparação entre as estimativas de volume do PH antropomórfico realizadas a partir de medições de AST em ultrassonografias e em fotografias (Figura 4.2).

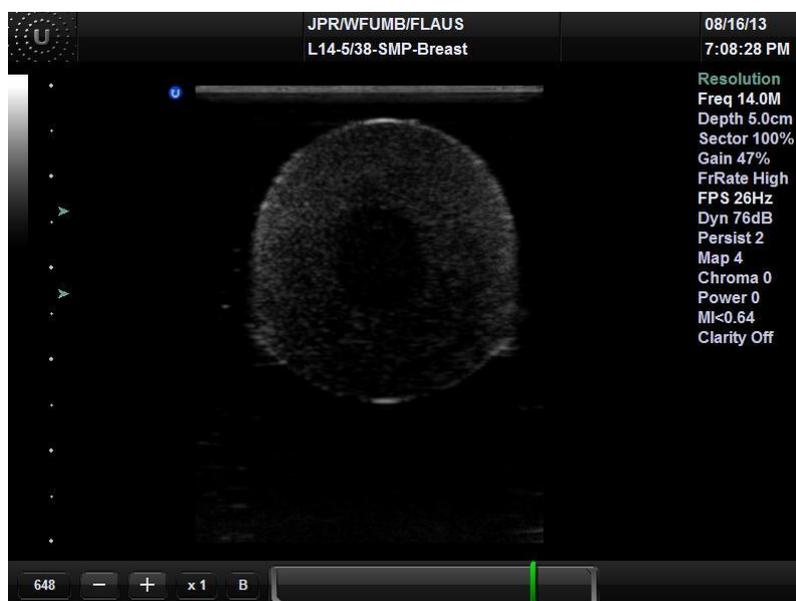


Figura 5.1: Imagem transversal do *phantom* cilíndrico.

Inicialmente, esperava-se que a correção das ASTs pela razão entre a velocidade do som no PH e a velocidade padrão do aparelho ($1492,95 \text{ m.s}^{-1}/1540 \text{ m.s}^{-1} = 0,97$) pudesse ser suficiente. No entanto, a multiplicação das ASTs por este valor, se mostrou ineficiente (Figura 4.2), pois ainda proporcionou volumes superestimados. Este comportamento foi seguido para todas as quantidades de fatias testadas, inclusive 38, onde apenas pequenos erros eram esperados, uma vez que mais imagens fornecem mais informação sobre a forma testada.

Erros em medições de imagens de meios com velocidade de propagação sonora diferente de 1540 m.s^{-1} são relatados na literatura, principalmente quando são realizadas ao longo do feixe ultrassônico (GOLDSTEIN, 2000; WARNER; COTTON; STOKES, 2008). Além disso, segundo WARNER; COTTON; STOKES (2008), com a utilização de transdutores convexos estes erros também podem acontecer em medições perpendiculares ao eixo. Estes pesquisadores relataram diferenças de até $0,33 \text{ cm}^2$ em medições de imagens de área de PHs obtidas com transdutor convexo e com linear (medidas com o convexo aproximadamente 2,5% maiores). Na presente tese, foi adotado o transdutor linear de varredura setorial, para visualização total das ASTs do PH antropomórfico.

Sendo assim, devido aos fatores citados, foi proposto um fator de correção aplicado nas medidas de AST, conforme descrito na Metodologia. Este fator proporcionou estimativas de volume similares aos obtidos por ASTs de fotografias e próximos ao valor medido (Figura 4.2). Já a correção pela razão das velocidades (PH e padrão do aparelho) não foi suficiente. Não é claro o motivo, mas influenciaram os fatores supracitados (diferença de velocidade e uso do transdutor setorial).

5.2 ÁREA DE SEÇÃO TRANSVERSA

No que se refere ao estudo da confiabilidade das medidas de AST, foram encontrados resultados apropriados. O avaliador com maior dispersão das três medidas de área (A_1) obteve CV de apenas 5,87% e CCI maior do que 0,99. Devido a concordância entre as medidas, a média de cada avaliador foi utilizada para as comparações entre os mesmos. Uma pesquisa de confiabilidade de medidas de AST do reto femoral em duas regiões da coxa relatou CCIs de 0,91 a 0,99 e CVs de 4,02 a 6,05% para medidas repetidas em imagens adquiridas no mesmo dia (LIMA; MATTA; OLIVEIRA, 2012). Estes resultados são similares aos encontrados na presente tese (CCI: 0,99-1,00 e CV: 1,48-5,87%). AHTIAINEN *et al.* (2010), em um estudo de confiabilidade e validade das

medições de AST de outro músculo da coxa (vasto lateral) com US panorâmica, também encontraram CCI de 0,99. É importante ressaltar que a metodologia de aquisição e processamento das imagens panorâmicas poderia induzir a um CCI mais baixo. No entanto, os autores descartaram uma das três medidas (a mais discordante) para os cálculos subsequentes, o que pode ter contribuído para o alto coeficiente de correlação. Estudos com metodologias similares que mediram a AST com US de músculos como multifídeos (STOKES; RANKIN; NEWHAM, 2005), supra-espinal (PAPATZIKA *et al.*, 2015), flexores do quadril (MENDIS *et al.*, 2010) e de estruturas como o tendão calcâneo (OBST *et al.*, 2014) relatam CCIs variando de 0,81 a 1,00, o que é condizente com os achados da presente tese e ratificam a confiabilidade e indicação de medição deste parâmetro. Apesar de na presente tese não ter sido aferida a exatidão das medidas de AST, esta é uma medida realizada em US já validada por RM (AHTIAINEN *et al.*, 2010; BARNOUIN *et al.*, 2014; MIYATANI *et al.*, 2004; REEVES; MAGANARIS; NARICI, 2004).

A análise interavaliadores também apresentou CCI excelente (0,99), porém o CV (9,04%) foi um pouco mais alto do que os valores intra-avaliador. BARNOUIN *et al.* (2014) relataram CCI maior do que 0,99 entre dois avaliadores na medição de ASTs dos quatro músculos do quadríceps em imagens de RM. REEVES; MAGANARIS; NARICI (2004) relatam CCI de 0,99 e CV interavaliadores de 2,1% para a AST do vasto lateral realizadas por seis avaliadores em imagens sequenciais de US convencional reconstruídas. Apesar de CCI similar, o presente estudo encontrou um CV interavaliador maior, o que pode ser justificado pelo fato de que a aponeurose que envolve a musculatura gera contornos hiperecóticos mais nítidos do que os das imagens do PH, facilitando a delimitação da AST. Esta mesma linha de raciocínio se aplica na comparação com o estudo de NOORKOIV; NOSAKA; BLAZEVIICH (2010) que relataram CVs intra e interavaliador variando entre 0,6 e 2,7% para medidas de AST do quadríceps com US panorâmica.

5.3 VOLUME

Baseado na precisão encontrada, optou-se por utilizar a média dos três avaliadores para estimar o volume do PH antropomórfico com os diferentes modelos e comparar estas estimativas com o volume medido ($340 \pm 2,4$ ml). ERSKINE *et al.* (2009) estimaram o VM do RF por RM em uma amostra composta por 27 homens com características antropométricas médias (idade $21,3 \pm 3,4$ anos, altura $177,0 \pm 5,8$ cm, massa corporal

76,2 ± 10,1 kg) semelhantes às do voluntário referência para o PH utilizado nesta tese. A comparação de seus resultados (339 ± 61 ml) com os nossos indica a similaridade do PH construído com o músculo estudado. BARNOUIN *et al.* (2014) também estimaram este parâmetro do RF em cinco homens jovens (idade 24,8 ± 2,6 anos, altura 181,0 ± 0,05 cm, massa corporal 72,6 ± 6,0 kg) e encontraram VM de 306,2 ± 61,6 cm³. Este parâmetro depende de diversas características do indivíduo, como o nível de treinamento, gênero, idade etc. O VM do RF de homens idosos, por exemplo, pode ser bem menor do que de jovens, conforme os 188,1 ± 35,4 cm³ (indivíduos com 74,4 ± 4,1 anos) relatados por BARNOUIN *et al.* (2014). Neste mesmo estudo, foi estimado o volume de cinco mulheres jovens com idade média de 24,7 ± 1,9 anos (204,7 ± 24,4 cm³) e seis idosas com 74,6 ± 2,8 anos (120,6 ± 14,9 cm³), confirmando os efeitos esperados do envelhecimento e as diferenças entre gêneros.

5.3.1 Avaliação Individual dos Modelos

Todos os modelos convergiram para o volume medido na medida em que mais fatias foram adicionadas. A maioria dos modelos (CILS, TCONS, TCONS+CONS, 2COLS, 2COLS+CONS) subestimou o volume com poucas fatias, enquanto apenas dois apresentaram comportamento inverso (Figura 4.10). Alguns oscilaram um pouco com o aumento da quantidade de fatias, mas sem se distanciar muito do valor medido (Figura 4.10).

Todas as estimativas (com diferentes números de fatias) do primeiro modelo testado (CILS) apresentaram diferença estatística significativa entre si (Figura 4.3). No entanto, a significância clínica das variações a partir de seis fatias é questionável. Por exemplo, a estimativa com seis fatias foi 333,30 ml (erro médio de 1,97%) e a com 38 fatias foi 338,96 ml (erro médio de 0,31%) (Tabela 4.1). O custo operacional de se adquirir e medir 38 imagens é muito mais alto do que apenas seis, porém o retorno pode ser baixo, dependendo do grau de exatidão necessário. Este modelo é muito utilizado em estimativas de VM por técnicas de imagem (BLAZEVIK *et al.*, 2009; LUND *et al.*, 2002; NORDEZ *et al.*, 2009). Em um deles, LUND *et al.* (2002) analisaram a confiabilidade inter e intra-avaliador de estimativas do volume dos extensores do tornozelo (agrupando os músculos tibial anterior, extensor longo dos dedos e extensor longo do hálux) por meio de dois modelos: um equivalente cônico e um cilíndrico. Os autores utilizaram 50 imagens transversais de RM e compararam os dois modelos, além de determinar o número mínimo de fatias para uma boa estimativa do volume. Com

relação a confiabilidade, os resultados apresentados reportam CCIs de 0,99 (intra-avaliador) e 0,96 (interavaliador), similares aos do presente estudo, apesar de os cálculos terem sido realizados diretamente com as medidas de volume e não com as de área. Diferentemente dos resultados aqui encontrados, tais autores não encontraram diferenças significativas entre os dois modelos empregados (cilindros e cones com 50 fatias) e, portanto, estimaram o número mínimo de fatias necessário para determinar o volume com uma diferença máxima de 10% para o volume de referência apenas com o método de aproximação por cilindros. O resultado desta análise foi a estimativa com oito fatias, que apresentou uma diferença de 0,004% do volume de referência, sendo que este valor aumentou para 15% quando o número de fatias foi reduzido para quatro. No entanto, é importante ressaltar que a utilização de um valor de referência baseado no número máximo de fatias pode induzir a um erro com relação ao valor real, embora este possa ser pequeno, como evidenciado pelos erros calculados entre as estimativas com 38 fatias e o volume real do PH da presente tese (de 0,05 a 0,66% dependendo do modelo).

O segundo modelo aqui apresentado (CILS_{+CIL}) corresponde ao anterior (CILS) adicionado de um segmento cilíndrico em uma das extremidades. Este modelo teve comportamento oposto ao CILS em que os valores iniciais eram subestimados. Isto ocorre em algumas combinações das estimativas com poucas fatias devido à grande participação do cilindro adicionado. Diferentemente da maioria dos modelos, CILS_{+CIL} apresentou pequena amplitude de variação entre as estimativas, não havendo diferença estatística significativa entre duas (380,00 ml) e oito fatias (353,10 ml), por exemplo (Figura 4.4). No entanto, cabe ressaltar que o erro médio cai de 11,76% para 3,85% (Tabela 4.1), redução que pode ser importante em estudos aplicados.

Os modelos TCONS e TCONS_{+CONS} apresentaram o mesmo padrão, tendo este valores mais altos do que aquele, já que além dos troncos de cone de cada segmento formado entre os pares de fatias, foram acrescentados dois cones cujas bases são as fatias extremas. TCONS_{+CONS} foi o único modelo com estimativa por uma fatia, pois todos os outros necessitavam de pares de imagens para compor a forma pretendida. nesta estimativa não foi formado nenhum tronco de cone, somente dois cones cujas bases eram a imagem selecionada. O volume de $115,96 \pm 64,17$ ml, estimado com uma fatia (Figura 4.4), apresentou o maior erro médio (65,89%) entre todas as estimativas de todos os modelos (Tabela 4.1). Aparentemente, a solução para uma boa estimativa com apenas uma imagem é a utilização de equações de regressão que incluem outras variáveis além da AST. Um exemplo é o trabalho de MORSE; DEGENS; JONES (2007), que utilizaram

regressões polinomiais de terceira ordem para avaliar o VM por RM com apenas uma medida de área e o comprimento muscular, relatando coeficiente de determinação de 0,90 com o valor de referência obtido com uma série de RMs. No entanto, extrapolar estas equações para populações distintas daquelas dos estudos pode levar a erros ainda maiores do que os relatados pelos autores (NAKATANI *et al.*, 2016). Alguns estudos com US também utilizaram equações de regressão para estimar o VM do quadríceps, como o de MIYATANI *et al.* (2004). Estes autores investigaram a precisão e a confiabilidade do VM obtido a partir de medições de espessura dos músculos extensores do joelho. Para tanto, compararam o VM estimado por US com o por RM. As equações apresentaram coeficiente de determinação de 0,787. Para obtenção do VM apenas do reto femoral (um dos quatro músculos componentes deste grupamento), mais uma estimativa ainda é necessária (o percentual deste compartimento), o que pode acarretar em erros além dos 11,1% de erro padrão da estimativa relatado pelos autores.

Utilizando o mesmo modelo (TCONS), porém com mais imagens, TRACY *et al.* (2003) calcularam o VM do quadríceps femoral reconstruído com imagens de RM, usando seções com 2, 4, 6, 8 e 10 cm de espaçamento. Eles concluíram que um intervalo de 4 cm, ou seja, aproximadamente 11 ou 12 fatias, fornecia uma estimativa de VM com exatidão de aproximadamente 99%. Nesta tese, para uma estimativa com 10 fatias usando o mesmo método de cones truncados, foi encontrado erro um pouco maior (3,71%), provavelmente devido ao uso de US de PH, o que significa menor contraste e nitidez dos contornos quando comparados a imagens de músculos reais (com aponeuroses delimitando seus limites) obtidas por RM. ESFORMES; NARICI; MAGANARIS (2002) compararam o volume obtido por este modelo em imagens de US e RM. Para 11 imagens transversais do músculo tibial anterior, os autores relatam uma diferença de 7% do volume por US em relação ao por RM, evidenciando a diferença no delineamento da AST e sua repercussão na estimativa do volume. Outro estudo aplicou este mesmo modelo de troncos de cone em imagens de US para determinar o volume do músculo vasto lateral de sete cadáveres, comparando com o volume obtido por pesagem hidrostática (INFANTOLINO *et al.*, 2007). Esta abordagem, com muitas similaridades a da presente tese, resultou em um erro de $0,4 \pm 6,9\%$ para 2 cm de distância entre fatias. Isto equivaleria à estimativa com 19 fatias aqui apresentada, em que o erro foi de 1,48%. Esta diferença de 1% entre os erros dos dois estudos representa apenas 3ml do volume absoluto do PH, valor que, na maioria dos casos, pode ser considerado insignificante sob o ponto

de vista clínico e aplicado. Esta diferença pode se justificar novamente pelo fato de os contornos musculares serem mais evidentes devido às aponeuroses do que os do PH.

A diferença entre TCONS e TCONS+CONS se repetiu entre 2COLS e o 2COLS+CONS. Nestes quatro modelos e no CILS+CIL, as estimativas com duas imagens foram estatisticamente iguais às de algumas imediatamente seguintes (três e/ou quatro), mesmo apresentando médias bem distintas. Isto ocorre devido à grande dispersão dos valores com poucas fatias.

O 2COLS+CILS (2COLS com a adição de um cilindro em cada extremidade) superestimou o volume quando utilizou menos fatias, assim como o CILS+CIL. Entretanto, com apenas 2 fatias já apresentou erro menor do que 10% e com 6, menor do que 1%.

Com o número máximo de imagens (38), todos os modelos apresentaram erro abaixo de 0,6%. No entanto, alguns modelos se aproximaram do valor de referência mais rápido do que outros, ou seja, utilizando menos fatias.

5.3.2 Avaliação entre os Modelos

Segundo SHEN *et al.* (2003), estudos que utilizam a estimativa de VM parecem basear a escolha do modelo principalmente na preferência do investigador e não em dados experimentais. Um dos principais passos para tornar métodos de imagem referência nesta estimativa é estabelecer a abordagem mais precisa para derivar o volume a partir de medidas de AST. A presente tese caminhou neste sentido ao comparar diferentes modelos com o valor real, medido em um PH antropomórfico, objetivando a aproximação mais fidedigna do formato real do músculo e analisando como isto se reflete nas estimativas de volume.

Os resultados indicam o melhor desempenho do modelo 2COLS+cils para a estimativa do VM do RF por US, pois apresentou menor erro médio em nove das onze quantidades de fatias testadas (2, 3, 5, 6, 7, 9, 10, 19 e 38 fatias). A utilização deste modelo com apenas duas fatias resultou em um volume de 373,54 cm³ (erro de 9,87%), diferente estatisticamente de todos os outros, exceto CILS+cils (378,00 cm³, erro de 11,76%) (Figura 4.10). Estes dois modelos têm similaridades geométricas, porém as estimativas com os cilindros são sistematicamente maiores (CILS > 2COLS e CILS+cils > 2COLS+cils) devido à natureza das formas empregadas nos modelos (Figura 4.10).

Hipoteticamente, a escolha do modelo deveria estar associada com a maior similaridade de formato entre o músculo e seu equivalente, como sugere BELAVÝ *et al.* (2011). No entanto, isto não foi confirmado na presente tese, pois o modelo de troncos de

cone (TCONS), apesar de aparentemente representar bem o formato do PH e, conseqüentemente o músculo RF, apresentou piores resultados para todas as quantidades de fatias testadas quando comparado aos outros (Tabela 4.1).

No que diz respeito a comparação entre modelos que utilizam diferentes equivalentes, a literatura reporta as estimativas e diferenças principalmente entre os que assumem que as mudanças na AST entre duas fatias adjacentes são lineares e que as formas irregulares dos tecidos em cada imagem transversal podem ser representadas por um quadrado (modelo de pirâmides truncadas), círculo (modelos de cones truncados ou cilindros) ou trapézio paralelo (modelo de trapézio paralelo). No entanto, SHEN *et al.* (2003) questionam uma das limitações destes modelos, que é o fato de os mesmos assumirem formatos geometricamente regulares para tecidos irregulares. Portanto, tais autores compararam alguns dos modelos citados acima com o 2COLS, em que se assume que a geometria do compartimento de interesse pode ser representada por duas colunas, ambas com o formato original transversal do tecido e uma altura de metade da distância entre as fatias. Todas as estimativas de volume (de regiões do corpo de um cadáver feminino) foram realizadas variando o número de fatias e a combinação destas e, posteriormente foram comparadas a um valor de referência estimado pelo modelo de cilindros em imagens consecutivas de RM e TC com apenas 0,1 cm de distância entre fatias. Eles reportam um aumento progressivo do CV inversamente proporcional ao número de fatias usadas na estimativa, independente do modelo empregado. Este comportamento pode ser comparado à redução do erro proporcional ao aumento da quantidade de fatias demonstrada na presente tese. Além disso, SHEN *et al.* (2003) relatam que o modelo de duas colunas/trapézio paralelo (mesma equação) tem maior exatidão do que o de cones/pirâmides truncados(as) (mesma equação), apresentando resultados consistentemente superiores. Sendo assim, recomendam os modelos duas colunas/trapézio para estudos futuros de estimativa de VM a partir de medidas de AST. Estes achados corroboram o da presente tese, onde 2COLS apresentou menor erro do que TCONS e 2COLS_{+cons} menor erro do que TCONS_{+cons}.

A proposta da tese de inclusão de cones nas extremidades (+CONS) aprimorou TCONS e 2COLS, reduzindo em média 4,93% do erro médio, em ambos os modelos. Esta melhora, apesar de não ser utilizada em outros estudos, era esperada, já que desta forma, a geometria do PH/músculo é melhor reproduzida, além de não serem desprezados os volumes segmentares das extremidades do PH. Já a proposta de adição de cilindros (+CILS) aumentou expressivamente a exatidão do 2COLS (reduziu em média 14,80% do

erro médio), fazendo de 2COLS_{+CILS} o melhor modelo, conforme descrito anteriormente. Adicionar os cilindros (_{+CILS}) ao invés dos cones (_{+CONS}) parece ser a melhor estratégia, já que 2COLS_{+CONS} teve pior desempenho do que 2COLS_{+CILS}.

Alguns autores estimam o VM excluindo as partes distais dos músculos por representarem um consumo de tempo elevado de análise, principalmente com a RM. Isto justificaria a igualdade entre os valores encontrados pelos métodos comparados por LUND *et al.* (2002) (cilindros x cones), pois a região muscular analisada (ventre) pode ser bem representada por um cilindro ideal, mas não todo o músculo. Além disso, o fato de terem sido encontradas diferenças significativas entre as estimativas de todos os modelos aqui apresentados contrasta com a igualdade dos dois modelos dos autores, provavelmente devido à aplicação de testes estatísticos distintos. A quantidade de dados gerada para as muitas possíveis combinações de fatias permitiu a aplicação de um teste de análise de variância, enquanto LUND *et al.* (2002) executaram um teste de limite de concordância com apenas uma amostra de cada modelo.

É necessário pontuar ainda que músculos com características distintas podem apresentar resultados muito diferentes. Por exemplo, músculos com formatos diferentes ou ainda, de indivíduos com características específicas, como grande quantidade de tecido adiposo circunjacente, poderiam resultar em imagens com contornos menos nítidos e, conseqüentemente, medidas menos exatas, requerendo, portanto, um maior número de fatias para uma representação confiável do volume. Logo, os resultados aqui apresentados não devem ser extrapolados para músculos morfologicamente distintos. Sugere-se então, a ampliação do estudo destes modelos com PHs de diferentes músculos para que orientações sejam criadas em relação à escolha do modelo e da quantidade de fatias em função do erro que se pretende aceitar em pesquisas aplicadas de VM.

5.4 IMPACTO DO ERRO EM ESTUDOS APLICADOS

A escolha e aplicação do modelo para estimativa do VM não é só dependente do músculo analisado, mas do efeito esperado com a intervenção proposta, já que a adaptação do tecido muscular não pode ser mascarada pelos erros inerentes ao método. Ou seja, é imprescindível conhecer o erro associado a cada estimativa para delimitar os valores aceitáveis em estudos aplicados, para a interpretação correta, por exemplo, do nível de degeneração muscular associado ao envelhecimento (YOUNG; STOKES; CROWE, 1985) ou dos efeitos catabólicos de doenças (ARBEILLE *et al.*, 2009; BARBER *et al.*, 2011; BARRETT; LICHTWARK, 2010) na medicina clínica; e dos efeitos anabólicos do

treinamento físico na ciência do exercício (AAGAARD *et al.*, 2001; GACESA *et al.*, 2009; SPINETTI *et al.*, 2010). No entanto, as condições descritas acima apresentam amplitudes de adaptação do VM distintas, logo a avaliação do erro aceitável deve ser caso-dependente.

Grandes variações absolutas do volume muscular foram observadas, por exemplo, em estudos com crianças acometidas por paralisia cerebral. BARBER *et al.* (2011) relataram redução de 22% do volume do gastrocnêmio medial em comparação ao controle, enquanto BARRETT; LICHTWARK (2010) demonstraram reduções variando de 10 a 58% dependendo do músculo avaliado em crianças espásticas com paralisia cerebral. Nestes tipos de estudos, em que a diferença esperada nos valores de volume é alta, um protocolo com um número menor de fatias pode ser recomendado, minimizando o tempo de aquisição e medição. Não foi computado o tempo de medição das ASTs no presente estudo, mas segundo BELAVÝ *et al.* (2011), a medição de 65 RMs transversais de músculos da perna de apenas um indivíduo demanda aproximadamente dez horas de trabalho. No que diz respeito a indivíduos acamados, a variação do VM dos vastos medial e intermédio, segundo ARBEILLE *et al.* (2009), é de 17 a 21% de redução após 55 dias de imobilização, logo também não requer um número grande de fatias para estimar o volume. Pois, conforme demonstrado na presente tese, somente estimativas com 2 a 4 fatias iriam mascarar adaptações dessa magnitude (considerando todos os modelos testados, inclusive o pior).

No entanto, a variação de VM depende, entre outras, do tempo de imobilização e das intervenções realizadas durante este período. Ou seja, se a intenção é comparar diferentes intervenções para minimizar a perda de massa muscular durante o período de imobilização, o modelo escolhido deve apresentar erro e variabilidade menores para que as diferenças sejam mais facilmente detectáveis, sendo recomendado um maior número de fatias. No estudo de ARBEILLE *et al.* (2009), indivíduos acamados foram classificados em três grupos (controle, submetidos a uma dieta e submetidos a exercícios), não sendo encontradas diferenças significativas entre as reduções de volume dos grupos controle e dieta. No entanto, a diferença percentual máxima entre estas variações foi de 2%, ou seja, o modelo de estimativa de volume utilizado neste caso deveria ter o menor erro possível. Os autores ressaltam ainda a importância da quantificação da perda de volume muscular para o tratamento da sarcopenia, que ocorre com o envelhecimento, e para a avaliação da recuperação da hipotrofia muscular induzida por imobilização após trauma ou cirurgia.

Com relação a adaptação do tamanho do músculo induzida por treinamento físico, há evidências de aumentos crônicos de volume entre 5 e 15%, dependendo da duração, intensidade ou tipo do estímulo aplicado (AAGAARD *et al.*, 2001; GACESA *et al.*, 2009; POPADIC GACESA *et al.*, 2011; SPINETTI *et al.*, 2010). GACESA *et al.* (2009) relatam aumento de 5% no volume do tríceps braquial, após seis semanas de treinamento de força, estimado por cones truncados em imagens de RM (1 cm de espessura da fatia e 0,3 cm de espaçamento entre fatias), enquanto POPADIC GACESA *et al.* (2011) encontraram variação de 12% deste mesmo músculo após 12 semanas de treinamento de força usando a mesma metodologia. Ou seja, para intervalos mais curtos de intervenção, nos quais a adaptação esperada pode ser menor do que 5%, são necessários protocolos cujos erros estejam abaixo deste valor para que a significância clínica das modificações teciduais não seja encoberta. Este é o caso de um estudo que reportou um aumento de apenas 3% no volume muscular do quadríceps após seis dias de treinamento de força de baixa intensidade com restrição do fluxo sanguíneo (FUJITA *et al.*, 2008). Em outro trabalho, este de membros inferiores, AAGAARD *et al.* (2001) reportam aumento médio relativo de $10,3 \pm 2,2\%$ do volume do quadríceps de indivíduos submetidos a 14 semanas de treinamento de força de alta intensidade. Os autores estimaram o volume pelo modelo de cilindros em sete imagens transversais de RM o que, comparativamente aos resultados aqui apresentados, estaria associado a um erro de apenas 1,08%.

Se o objetivo do estudo for a comparação entre diferentes tipos de treinamento, assim como no exemplo dos indivíduos acamados, a preocupação com o erro associado ao modelo também deve ser maior. Este fato é corroborado pelo estudo de SPINETTI *et al.* (2010) que relatou diferenças nas variações de volume de apenas 2 a 3% entre grupos que treinaram com sequências de exercício diferentes. Os autores estimaram o volume dos flexores e extensores do cotovelo a partir de equações de regressão que usam a EM como variável de entrada (FUKUNAGA *et al.*, 2001), cujo erro padrão descrito foi de 6 a 8%. Ou seja, possíveis diferenças entre os grupos podem ter sido indetectáveis devido ao erro associado ao método utilizado.

CAPÍTULO 6 – CONCLUSÃO

O presente estudo avaliou diferentes modelos de estimativa de volume muscular por medição de áreas de seção transversa em ultrassonografias de um *phantom* do músculo reto femoral. Foi analisado o comportamento dos modelos em função da quantidade de imagens utilizadas nas estimativas, sendo estas comparadas com o volume medido por deslocamento de coluna de água.

Foi encontrada boa precisão das medidas de área entre os 3 avaliadores. Embora os resultados tenham sido satisfatórios, deve-se considerar o fato de que o contraste em imagens *in vivo* entre o tecido conjuntivo que envolve o músculo e o tecido muscular propriamente dito, possibilitam melhor visualização e demarcação dos limites da estrutura analisada do que no *phantom*.

Em relação às estimativas do volume, a exatidão de todos os modelos foi alta quando se utilizou mais fatias. Alguns modelos, como o 2COLS_{+CILS} (duas colunas acrescidas dos cilindros das extremidades) e CILS_{+CIL} (cilindros acrescidos do cilindro de uma das extremidades) apresentaram bons resultados mesmo com duas ou três imagens, enquanto outros, como TCONS (trancos de cone) e 2COLS (duas colunas), somente a partir de quantidades intermediárias de imagens.

A inclusão dos volumes segmentares das extremidades (+CILS e +CONS) proposta pela presente tese parece ser uma boa estratégia para aumentar a exatidão dos modelos, pois aprimorou as estimativas por cones truncados e por duas colunas.

De uma forma geral, o modelo mais indicado seria o 2COLS_{+CILS} com pelo menos quatro imagens, pois apresentou erro inferior a 5%. No entanto, a escolha de um dos modelos testados para utilização em estudos aplicados, deve ser avaliada caso a caso, pois a intervenção/enfermidade investigada pode proporcionar variações de volume menores do que o erro do modelo sugerido.

Além disso, para escolha do modelo mais adequado, deve-se considerar também características do músculo estudado, pois podem levar à diferentes comportamentos das estimativas. Logo, é recomendável que estes ou outros modelos sejam testados em *phantoms* de outros músculos e em tecido muscular *in vivo*.

Referências Bibliográficas

- AAGAARD, P. *et al.* A mechanism for increased contractile strength of human pennate muscle in response to strength training: changes in muscle architecture. **Journal of Physiology**, v. 534, n. 2, p. 613–623, 15 jul. 2001.
- AHTIAINEN, J. P. *et al.* Panoramic ultrasonography is a valid method to measure changes in skeletal muscle cross-sectional area. **European Journal of Applied Physiology**, v. 108, n. 2, p. 273–279, jan. 2010.
- AKAGI, R. *et al.* Muscle volume compared to cross-sectional area is more appropriate for evaluating muscle strength in young and elderly individuals. **Age and Ageing**, v. 38, n. 5, p. 564–569, set. 2009.
- AKAGI, R. *et al.* Size-strength relationships of the elbow flexors and extensors are not affected by age or gender. **European Journal of Sport Science**, v. 11, n. 4, p. 277–282, 2011.
- ALVES, D. DE S.; OLIVEIRA, L. F. DE; PEREIRA, W. C. DE A. **Rectus femoris muscle volume estimate by ultrasonography**. Proceedings of The XXIV Congress of The International Society of Biomechanics. **Anais...Natal**: 2013a
- ALVES, D. DE S.; OLIVEIRA, L. F. DE; PEREIRA, W. C. DE A. **Rectus Femoris Muscle Phantom Volume Estimate by Ultrasonography**. Proceedings of the 1st Biomedical Signal Analysis. **Anais...Rio de Janeiro**: 2013b
- ALVES, D. S. *et al.* **Método para quantificação do deslocamento da junção miotendínea em imagens ultrassônicas**. Anais do XXII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica. **Anais...Tiradentes**: 2010
- ALVES, D. S. *et al.* **Estimativa do volume do músculo reto femoral por ultrassonografia**. Anais do XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica. **Anais...Porto de Galinhas**: 2012
- ALVES, D. S.; OLIVEIRA, L. F.; PEREIRA, W. C. A. **Volume of rectus femoris muscle phantom by ultrasonography**. Proceedings of 7th World Congress of Biomechanics (WCB 2014). **Anais...Boston**: World Congress of Biomechanics, 2014
- ARBEILLE, P. *et al.* Quantification of muscle volume by echography: comparison with MRI data on subjects in long-term bed rest. **Ultrasound in Medicine & Biology**, v. 35, n. 7, p. 1092–1097, jul. 2009.
- BAMMAN, M. M. *et al.* Evaluation of the strength-size relationship in vivo using various muscle size indices. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 32, n. 7, p. 1307–

1313, 2000.

BANKOFF, A. D. P. **Morfologia e Cinesiologia Aplicada ao Movimento Humano**. 1. ed. [s.l.] Guanabara Koogan, 2007.

BARBER, L. *et al.* Medial gastrocnemius muscle volume and fascicle length in children aged 2 to 5 years with cerebral palsy. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v. 53, n. 6, p. 543–548, jun. 2011.

BARNOUIN, Y. *et al.* Manual segmentation of individual muscles of the quadriceps femoris using MRI: A reappraisal. **Journal of Magnetic Resonance Imaging**, v. 40, n. 1, p. 239–247, 2014.

BARRETT, R. S.; LICHTWARK, G. A. Gross muscle morphology and structure in spastic cerebral palsy: a systematic review. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v. 52, n. 9, p. 794–804, set. 2010.

BASTO, R. L. Q. **Construção de um phantom sintético com propriedades termofísicas e ultrassônicas similares às dos tecidos biológicos humano em 1, 0 e 2, 8 MHz**. [s.l.] Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2007.

BELAVÝ, D. L. *et al.* Estimation of changes in volume of individual lower-limb muscles using magnetic resonance imaging (during bed-rest). **Physiological Measurement**, v. 32, n. 1, p. 35–50, jan. 2011.

BEMBEN, M. G. Use of diagnostic ultrasound for assessing muscle size. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 16, n. 1, p. 103–108, fev. 2002.

BENEKE, R.; NEUERBURG, J.; BOHNDORF, K. Muscle cross-section measurement by magnetic resonance imaging. **European Journal of Applied Physiology**, v. 63, p. 424–429, 1991.

BLAZEVICH, A. J. *et al.* Anatomical predictors of maximum isometric and concentric knee extensor moment. **European Journal of Applied Physiology**, v. 105, n. 6, p. 869–878, abr. 2009.

BRUIN, P. F. DE *et al.* Size and strength of the respiratory and quadriceps muscles in patients with chronic asthma. **European Respiratory Journal**, v. 10, n. 1, p. 59–64, 1 jan. 1997.

BUNN, P. DOS S. **Phantom termo-cromático com propriedades ultra-sônicas e termofísicas similares às dos tecidos moles humanos em 1 MHz**. Rio de Janeiro: UFRJ, 2009.

CARVALHO, I. M. *et al.* **Estudo comparativo de três tipos de pó de grafite para confecção de phantoms simuladores de tecido mamário**. Anais do XXIII Congresso

Brasileiro de Engenharia Biomédica. **Anais...**Porto de Galinhas: 2012

CHEN, B.-B. *et al.* Thigh muscle volume predicted by anthropometric measurements and correlated with physical function in the older adults. **The Journal of Nutrition, Health & Aging**, v. 15, n. 6, p. 433–438, 2011.

DE CARVALHO, I. M. *et al.* Polyvinyl chloride plastisol breast phantoms for ultrasound imaging. **Ultrasonics**, v. 70, p. 98–106, 2016.

ENGSTROM, C. M. *et al.* Morphometry of the human thigh muscles. A comparison between anatomical sections and computer tomographic and magnetic resonance images. **Journal of Anatomy**, v. 176, p. 139–156, jun. 1991.

ERSKINE, R. M. *et al.* In vivo specific tension of the human quadriceps femoris muscle. **European Journal of Applied Physiology**, v. 106, n. 6, p. 827–838, ago. 2009.

ERTEKIN, T. *et al.* Estimation of the total brain volume using semi-automatic segmentation and stereology of the newborns' brain MRI. **NeuroQuantology**, v. 11, n. 2, p. 181–188, 2013.

ESFORMES, J. I.; NARICI, M. V.; MAGANARIS, C. N. Measurement of human muscle volume using ultrasonography. **European Journal of Applied Physiology**, v. 87, n. 1, p. 90–92, maio 2002.

FISH, P. **Physics and instrumentation of diagnostic medical ultrasound**. [s.l.] Wiley, 1990.

FRIEDERICH, J. A.; BRAND, R. A. Muscle fiber architecture in the human lower limb. **Journal of Biomechanics**, v. 23, n. 1, p. 91–95, 1990.

FRONTERA, W. R. *et al.* Strength conditioning in older men: skeletal muscle hypertrophy and improved function. **Journal of Applied Physiology**, v. 64, n. 3, p. 1038–1044, mar. 1988.

FUJITA, T. *et al.* Increased muscle volume and strength following six days of low-intensity resistance training with restricted muscle blood flow. **International Journal of KAATSU Training Research**, v. 4, n. 1, p. 1–8, 2008.

FUKUNAGA, T. *et al.* Muscle volume is a major determinant of joint torque in humans. **Acta Physiologica Scandinavica**, v. 172, n. 4, p. 249–255, ago. 2001.

GACESA, J. Z. P. *et al.* Changes of functional status and volume of triceps brachii measured by magnetic resonance imaging after maximal resistance training. **Journal of Magnetic Resonance Imaging**, v. 29, n. 3, p. 671–676, mar. 2009.

GARFINKEL, S.; CAFARELLI, E. Relative changes in maximal force, EMG, and muscle cross-sectional area after isometric training. **Medicine & Science in Sports &**

- Exercise**, v. 24, n. 11, p. 1220–1227, 1992.
- GOLDSTEIN, A. The effect of acoustic velocity on phantom measurements. **Ultrasound in Medicine & Biology**, v. 26, n. 7, p. 1133–1143, 2000.
- HÄKKINEN, K. *et al.* Selective muscle hypertrophy, changes in EMG and force, and serum hormones during strength training in older women. **Journal of Applied Physiology**, v. 91, n. 2, p. 569–580, ago. 2001.
- HÄKKINEN, K.; KESKINEN, K. L. Muscle cross-sectional area and voluntary force production characteristics in elite strength- and endurance-trained athletes and sprinters. **European Journal of Applied Physiology**, v. 59, n. 3, p. 215–220, 1989.
- HAN, P. *et al.* Automatic thickness estimation for skeletal muscle in ultrasonography: evaluation of two enhancement methods. **BioMedical Engineering OnLine**, v. 12, n. 6, p. 1–13, 2013.
- HANGAI, M. *et al.* Relationships between lumbar intervertebral disc degeneration and muscle volumes of the extremities and trunk in the elderly. **International Journal of Sport and Health Science**, v. 4, p. 414–421, 2006.
- HUDELMAIER, M. *et al.* Effect of exercise intervention on thigh muscle volume and anatomical cross-sectional areas - quantitative assessment using MRI. **Magnetic Resonance in Medicine**, v. 64, n. 6, p. 1713–1720, dez. 2010.
- INFANTOLINO, B. W. *et al.* The validity of ultrasound estimation of muscle volumes. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 23, n. 3, p. 213–217, ago. 2007.
- INFANTOLINO, B. W.; CHALLIS, J. H. Estimating the volume of the first dorsal interosseus using ultrasound. **Medical Engineering & Physics**, v. 33, n. 3, p. 391–394, abr. 2011.
- JANSEN, M. *et al.* Quantitative muscle ultrasound is a promising longitudinal follow-up tool in Duchenne muscular dystrophy. **Neuromuscular Disorders**, v. 22, n. 4, p. 306–317, abr. 2012.
- JONES, E. J. *et al.* Cross-sectional area and muscular strength: A brief review. **Sports Medicine**, v. 38, n. 12, p. 987–994, 2008.
- JUUL-KRISTENSEN, B. *et al.* Comparison of muscle sizes and moment arms of two rotator cuff muscles measured by ultrasonography and magnetic resonance imaging. **European Journal of Ultrasound**, v. 11, n. 3, p. 161–173, jun. 2000.
- KANEHISA, H.; IKEGAWA, S.; FUKUNAGA, T. Comparison of muscle cross-sectional area and strength between untrained women and men. **European Journal of Applied Physiology**, v. 68, n. 2, p. 148–154, 1994.

- KAWAKAMI, Y. *et al.* Training-induced changes in muscle architecture and specific tension. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 72, n. 1–2, p. 37–43, 1995.
- KONISHI, Y. *et al.* Relationship between muscle volume and muscle torque of the hamstrings after anterior cruciate ligament lesion. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v. 20, n. 11, p. 2270–2274, nov. 2012a.
- KONISHI, Y. *et al.* Relationship between quadriceps femoris muscle volume and muscle torque at least 18 months after anterior cruciate ligament reconstruction. **Scandinavian journal of medicine & science in sports**, v. 22, n. 6, p. 791–796, dez. 2012b.
- KOO, T. K.; LI, M. Y. A guideline of selecting and reporting intraclass correlation coefficients for reliability research. **Journal of Chiropractic Medicine**, v. 15, n. 2, p. 155–163, 2016.
- LAYEC, G. *et al.* The validity of anthropometric leg muscle volume estimation across a wide spectrum: from able-bodied adults to individuals with a spinal cord injury. **Journal of Applied Physiology**, v. 116, n. 9, p. 1142–1147, 2014.
- LEOTTA, D. F.; MARTIN, R. W. Three-dimensional ultrasound imaging of the rotator cuff: spatial compounding and tendon thickness measurement. **Ultrasound in Medicine & Biology**, v. 26, n. 4, p. 509–525, 2000.
- LIEBER, R. L. **Skeletal Muscle, Structure, Function and Plasticity: The Physiological Basis of Rehabilitation**. 3rd. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2002.
- LIMA, K. M. M. E; MATTA, T. T. DA; OLIVEIRA, L. F. DE. Reliability of the rectus femoris muscle cross-sectional area measurements by ultrasonography. **Clinical Physiology and Functional Imaging**, v. 32, n. 3, p. 221–6, maio 2012.
- LING, S. *et al.* Automatic tracking of aponeuroses and estimation of muscle thickness in ultrasonography: A feasibility study. **IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics**, v. 17, n. 6, p. 1031–1038, 2013.
- LUND, H. *et al.* Volume estimation of extensor muscles of the lower leg based on MR imaging. **European Radiology**, v. 12, n. 12, p. 2982–2987, dez. 2002.
- MADSEN, E. L.; FRANK, G. R.; DONG, F. Liquid or solid ultrasonically tissue-mimicking materials with very low scatter. **Ultrasound in Medicine & Biology**, v. 24, n. 4, p. 535–42, maio 1998.
- MAGGI, L. E. *et al.* **Desenvolvimento de materiais mimetizadores das propriedades acústicas de tecidos biológicos, à base de silicone**. Anais do XXI Congresso Brasileiro

de Engenharia Biomédica. **Anais...**Salvador: 2008

MAGGI, L. E. **Caracterização das propriedades acústicas de novos materiais visando a confecção de phantoms ultrassônicos**. Rio de Janeiro: Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2011.

MAGNUS, C. R. A. *et al.* Effects of cross-education on the muscle after a period of unilateral limb immobilization using a shoulder sling and swathe. **Journal of Applied Physiology**, v. 109, n. 6, p. 1887–1894, dez. 2010.

MARTINSON, H.; STOKES, M. J. Measurement of anterior tibial muscle size using real-time ultrasound imaging. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 63, n. 3–4, p. 250–254, 1991.

MATTA, T. T. *et al.* Índice de tensão específica dos flexores do cotovelo em homens treinados e não treinados. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v. 12, n. 1, p. 66–71, 2009.

MAUGHAN, R. J.; WATSON, J. S.; WEIR, J. Relationships between muscle strength and muscle cross-sectional area in male sprinters and endurance runners. **European Journal of Applied Physiology**, v. 50, n. 3, p. 309–318, 1983.

MCNEE, A. E. *et al.* Increases in muscle volume after plantarflexor strength training in children with spastic cerebral palsy. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v. 51, n. 6, p. 429–435, jun. 2009.

MENDIS, M. D. *et al.* Validity of real-time ultrasound imaging to measure anterior hip muscle size: a comparison with magnetic resonance imaging. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 40, n. 9, p. 577–581, set. 2010.

MENEGALDO, L. L.; OLIVEIRA, L. F. An EMG-driven model to evaluate quadriceps strengthening after an isokinetic training. **Procedia IUTAM**, v. 2, n. 11, p. 131–141, jan. 2011.

MEYER, D. C.; GERBER, C.; FARSHAD, M. Negative muscle pennation angle as a sign of massive musculotendinous retraction after tendon tear: paradoxical function of the vastus lateralis muscle. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v. 19, n. 9, p. 1536–1539, set. 2011.

MITSIPOULOS, N. *et al.* Cadaver validation of skeletal muscle measurement by magnetic resonance imaging and computerized tomography. **Journal of Applied Physiology**, v. 85, n. 1, p. 115–122, 1998.

MIYATANI, M. *et al.* Validity of ultrasonograph muscle thickness measurements for estimating muscle volume of knee extensors in humans. **European Journal of Applied**

Physiology, v. 86, n. 3, p. 203–208, 2002.

MIYATANI, M. *et al.* The accuracy of volume estimates using ultrasound muscle thickness measurements in different muscle groups. **European Journal of Applied Physiology**, v. 91, n. 2–3, p. 264–272, 2004.

MIYATANI, M.; KANEHISA, H.; FUKUNAGA, T. Validity of bioelectrical impedance and ultrasonographic methods for estimating the muscle volume of the upper arm. **European Journal of Applied Physiology**, v. 82, n. 5–6, p. 391–396, ago. 2000.

MORSE, C. I. *et al.* In vivo physiological cross-sectional area and specific force are reduced in the gastrocnemius of elderly men. **Journal of Applied Physiology**, v. 99, n. 3, p. 1050–1055, set. 2005.

MORSE, C. I.; DEGENS, H.; JONES, D. A. The validity of estimating quadriceps volume from single MRI cross-sections in young men. **European Journal of Applied Physiology**, v. 100, n. 3, p. 267–274, jun. 2007.

NAKATANI, M. *et al.* Validity of muscle thickness-based prediction equation for quadriceps femoris volume in middle-aged and older men and women. **European Journal of Applied Physiology**, 2 set. 2016.

NARICI, M. V.; LANDONI, L.; MINETTI, A. E. Assessment of human knee extensor muscles stress from in vivo physiological cross-sectional area and strength measurements. **European Journal of Applied Physiology**, v. 65, p. 438–444, 1992.

NARICI, M. V. *et al.* In vivo human gastrocnemius architecture with changing joint angle at rest and during graded isometric contraction. **The Journal of physiology**, v. 496 (Pt 1, p. 287–97, 1 out. 1996.

NOORKOIV, M.; NOSAKA, K.; BLAZEVIČ, A. J. Assessment of quadriceps muscle cross-sectional area by ultrasound extended-field-of-view imaging. **European Journal of Applied Physiology**, v. 109, n. 4, p. 631–639, jul. 2010.

NORDEZ, A. *et al.* Comparison of methods to assess quadriceps muscle volume using magnetic resonance imaging. **Journal of Magnetic Resonance Imaging**, v. 30, n. 5, p. 1116–1123, nov. 2009.

O'BRIEN, T. D. *et al.* In vivo measurements of muscle specific tension in adults and children. **Experimental Physiology**, v. 95, n. 1, p. 202–210, jan. 2010.

OBST, S. J. *et al.* Three-dimensional deformation and transverse rotation of the human free Achilles tendon in vivo during isometric plantarflexion contraction. **Journal of Applied Physiology**, v. 116, n. 4, p. 376–384, 2014.

OGAWA, M. *et al.* Ultrasound assessment of adductor muscle size using muscle

thickness of the thigh. **Journal of Sport Rehabilitation**, v. 21, n. 3, p. 244–2448, 2012.

PAPATZIKA, F. *et al.* Reliability and limits of agreement of the supraspinatus muscle anatomical cross-sectional area assessment by ultrasonography. **Ultrasound in Medicine & Biology**, v. 41, n. 7, p. 1821–1826, 2015.

POPADIC GACESA, J. *et al.* The validity of estimating triceps brachii volume from single MRI cross-sectional area before and after resistance training. **Journal of Sports Sciences**, v. 29, n. 6, p. 635–641, 2011.

REEVES, N. D.; MAGANARIS, C. N.; NARICI, M. V. Ultrasonographic assessment of human skeletal muscle size. **European Journal of Applied Physiology**, v. 91, n. 1, p. 116–118, jan. 2004.

REEVES, N. D.; NARICI, M. V.; MAGANARIS, C. N. Effect of resistance training on skeletal muscle-specific force in elderly humans. **Journal of Applied Physiology**, v. 96, n. 3, p. 885–892, mar. 2004.

ROSS, R. *et al.* Adipose tissue volume measured by magnetic resonance imaging and computerized tomography in rats. **Journal of Applied Physiology**, v. 70, n. 5, p. 2164–2172, maio 1991.

SALE, D. G.; MARTIN, J. E.; MOROZ, D. E. Hypertrophy without increased isometric strength after weight training. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 64, n. 1, p. 51–55, 1992.

SEYNNES, O. R.; DE BOER, M.; NARICI, M. V. Early skeletal muscle hypertrophy and architectural changes in response to high-intensity resistance training. **Journal of Applied Physiology**, v. 102, n. 1, p. 368–373, jan. 2007.

SHEN, W. *et al.* Volume estimates by imaging methods: model comparisons with visible woman as the reference. **Obesity Research**, v. 11, n. 2, p. 217–225, 2003.

SPINETTI, J. *et al.* Influence of exercise order on maximum strength and muscle volume in nonlinear periodized resistance training. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 24, n. 11, p. 2962–2969, 2010.

STOKES, M.; RANKIN, G.; NEWHAM, D. J. Ultrasound imaging of lumbar multifidus muscle: normal reference ranges for measurements and practical guidance on the technique. **Manual Therapy**, v. 10, n. 2, p. 116–126, maio 2005.

TRACY, B. L. *et al.* A more efficient magnetic resonance imaging-based strategy for measuring quadriceps muscle volume. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 35, n. 3, p. 425–433, 2003.

VIDT, M. E. *et al.* Characterizing upper limb muscle volume and strength in older adults:

a comparison with young adults. **Journal of Biomechanics**, v. 45, n. 2, p. 334–341, 10 jan. 2012.

WARNER, M. B.; COTTON, A. M.; STOKES, M. J. Comparison of curvilinear and linear ultrasound imaging probes for measuring cross-sectional area and linear dimensions. **Journal of Medical Engineering & Technology**, v. 32, n. 6, p. 498–504, 2008.

WELLER, R. *et al.* The determination of muscle volume with a freehand 3D ultrasonography system. **Ultrasound in Medicine & Biology**, v. 33, n. 3, p. 402–407, mar. 2007.

WILLIAMS, G. N. *et al.* Quadriceps femoris muscle morphology and function after ACL injury: a differential response in copers versus non-copers. **Journal of Biomechanics**, v. 38, n. 4, p. 685–693, abr. 2005.

YOUNG, A. *et al.* The effect of high-resistance training on the strength and cross-sectional area of the human quadriceps. **European Journal of Clinical Investigation**, v. 13, p. 411–417, 1983.

YOUNG, A.; STOKES, M.; CROWE, M. Size and strength of the quadriceps muscles of old and young women. **European Journal of Clinical Investigation**, v. 14, p. 282–287, 1984.

YOUNG, A.; STOKES, M.; CROWE, M. The size and strength of the quadriceps muscles of old and young women. **Clinical Physiology**, v. 5, n. 2, p. 145–154, 1985.