



## CONFIABILIDADE DE MEDIDAS DE TEXTURA DE ULTRASSONOGRÁFIAS DOS MÚSCULOS BÍCEPS BRAQUIAL E GASTROCNÊMIO LATERAL SADIOS

Newton da Silva Pereira Júnior

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

Orientador(es): Liliam Fernandes de Oliveira  
Wagner Coelho de Albuquerque  
Pereira

Rio de Janeiro  
Janeiro de 2015

CONFIABILIDADE DE MEDIDAS DE TEXTURA DE ULTRASSONOGRAFIAS  
DOS MÚSCULOS BÍCEPS BRAQUIAL E GASTROCNÊMIO LATERAL SADIOS

Newton da Silva Pereira Júnior

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

Examinada por:

---

Prof. Liliam Fernandes de Oliveira, D.Sc.

---

Prof. Roberto Macoto Ichinose, D.Sc.

---

Prof. André Victor Alvarenga, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

JANEIRO DE 2015

Pereira Júnior, Newton da Silva

Confiabilidade de medidas de textura de ultrassonografias dos músculos Bíceps Braquial e Gastrocnêmio Lateral sadios / Newton da Silva Pereira Júnior – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2015.

XV, 43 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Liliam Fernandes de Oliveira

Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2015.

Referências Bibliográficas: p. 39-43.

1. Confiabilidade. 2. Textura. 3. Ultrassom.  
4. Musculoesquelético. I. Oliveira, Liliam Fernandes de *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

## *Dedicatória*

Dedico este trabalho especialmente à minha mãe, por todo o carinho e confiança depositados em mim neste período da minha vida.

## *Agradecimentos*

Agradeço primeiramente a Deus e Tua onipresença durante esta caminhada. A Ele toda honra e glória por ter me sustentado durante a realização deste sonho.

Mãe, não tenho palavras para expressar o quanto me sinto orgulhoso de ser teu filho. Hoje eu quero mais do que nunca agradecê-la por toda a sabedoria, ensinamentos e dignidade que me proporcionou durante minha vida. Obrigado por cada palavra de conforto nas horas difíceis, por cada abraço sincero em minhas chegadas e por se fazer forte em cada despedida, tudo isso foi fundamental para que eu chegasse até aqui.

A todos os familiares que sempre torcem pelo meu sucesso, em especial ao meu irmão Phillipe que fez a maior falta durante este período em que estive distante, às tias Lena, Néia e Dinha e minha avó Manhê por todas as orações nos momentos ideais, aos tios Dmundo e Valdete, ao padraсто Denilson, a todos os primos e primas e aos demais tios e tias. Gostaria de agradecer em particular à Tia Irene e ao primo Mateus que oraram por mim em um momento importante e se preocuparam comigo nesta jornada. O meu muito obrigado a todos vocês familiares, pilares que me sustentam.

Gostaria de agradecer ao grande amigo-irmão que ganhei neste período, Tiago Rocha, muito obrigado por todo companheirismo. Também gostaria de agradecer a outra pessoa importante, pelo carinho e confiança depositados em mim, obrigado Suzana Griffó. Ao amigo Gustavo Finotti pelo apoio incondicional e por não medir esforços em ajudar, muito obrigado! A duas amigas que sempre tiveram à disposição e que contribuíram muito para este trabalho, Marcelle Rodrigues e Viviane Bastos. E a todos os outros amigos que fiz no PEB, do grupo de Textura, aos membros do LUS e do LAMFE.

Muito obrigado ao amigo certo das horas incertas Thiago Leandro por todos os conselhos e direcionamento, obrigado por se fazer guia neste difícil trajeto que enfrentei. Obrigado também a todos os amigos que torceram de verdade para que esta vitória acontecesse.

Agradeço também aos mestres por transmitirem todo conhecimento durante esta trajetória, em especial à professora orientadora Liliam Fernandes. Ao meu outro orientador, professor Wagner Coelho, agradeço pela preocupação e carinho nas formas descontraídas de me abordar, contribuindo fundamentalmente para meu crescimento

enquanto aluno e pessoa. Ao professor Roberto Macoto pelos ensinamentos e direcionamento que me ajudaram principalmente no primeiro ano desta batalha. E a todos os outros que fizeram parte desta história. Obrigado também, Alexandre Jacobina, pela eficiência ao resolver todos os problemas existentes.

E a todas as outras pessoas que de alguma forma se fizeram presente, mesmo que distante, que oraram e torceram para que este meu sonho se realizasse, muito obrigado. Essa vitória também é de vocês!

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

CONFIABILIDADE DE MEDIDAS DE TEXTURA DE ULTRASSONOGRAFIAS  
DOS MÚSCULOS BÍCEPS BRAQUIAL E GASTROCNÊMIO LATERAL SADIOS

Newton da Silva Pereira Júnior

Janeiro/2015

Orientadores: Liliam Fernandes de Oliveira

Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Programa: Engenharia Biomédica

O Ultrassom modo-B tem sido reconhecido como uma importante ferramenta para o diagnóstico de muitas doenças do tecido músculo-esquelético. Uma estratégia para sua caracterização é a análise pela textura de imagem. No entanto, a confiabilidade das medidas de textura de ultrassonografias do tecido muscular ainda não está descrita na literatura. O objetivo desse estudo foi avaliar a confiabilidade das medidas de parâmetros de textura pelas técnicas de Matriz de Co-ocorrência (GLCM) e Curva de Complexidade (CC) de imagens de ultrassom dos músculos Bíceps Braquial (BB) e Gastrocnêmio Lateral (GL) saudáveis, obtidas em dois dias diferentes. Oito imagens por participante, uma para cada orientação do transdutor (longitudinal e transversal), em cada músculo, foram analisadas. Através de uma região de interesse, valores de média, desvio padrão, coeficiente de variação e coeficiente de correlação intraclasse dos parâmetros de GLCM e CC foram calculados. Os resultados deste estudo mostraram que a maioria dos parâmetros de GLCM em varredura longitudinal (BB inferior e GL superior) e CC na varredura transversal (BB superior e inferior) e varredura longitudinal (GL superior) apresentaram confiabilidade satisfatória ( $r > 0,7$ ) entre dois dias. Maior confiabilidade e menor variabilidade foram encontradas para os parâmetros da CC; no músculo BB na orientação transversal para *av*, *ssd* e *ent* e para o músculo GL com orientação longitudinal para *mv*, *av*, *ssd* e *ent*.

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

RELIABILITY OF ULTRASOUND TEXTURE MEASURES OF HEALTHY BICEPS  
BRACHIALIS AND GASTROCNEMIUS LATERALIS MUSCLES

Newton da Silva Pereira Júnior

January/2015

Advisors: Liliam Fernandes de Oliveira

Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Department: Biomedical Engineering

B-mode Ultrasound has been recognized as an important tool for the diagnosis of many conditions in musculoskeletal tissue. A strategy for its characterization is the texture analysis. However, the reliability of texture measures extracted from the muscle ultrasound images is not described in literature yet. The aim of the study was to evaluate the reliability of the measures of texture parameters by the Gray Level Co-occurrence Matrix (GLCM) and Complexity Curve (CC) techniques of ultrasound images of the healthy Biceps Brachialis (BB) and Gastrocnemius Lateralis (GL) muscles obtained in two different days. Eight images per subject, one for each transducer scan (longitudinal and transverse) in each muscle, were analyzed. Values of mean, standard deviation, coefficient of variation and intraclass correlation coefficient of parameters of GLCM and CC were calculated for a selected region of interest. The results of this study showed that most GLCM parameters in longitudinal scan (lower BB and upper GL) and CC in the transverse scan (upper and lower BB) and longitudinal scan (upper GL) showed good reliability ( $r > 0,7$ ) between two days. High reliability and lower variability were found for the CC parameters; for BB muscle in transverse orientation for *av*, *ssd* and *ent* and for GL muscle with longitudinal orientation for *mv*, *av*, *ssd* and *ent*.



## ***Sumário***

1	Introdução .....	1
2	Objetivos.....	3
2.1	Objetivo Geral .....	3
2.2	Objetivos Específicos .....	3
3	Revisão .....	4
3.1	Arquitetura muscular, US muscular e confiabilidade de medidas de arquitetura ...	4
3.2	Análise de Textura.....	7
3.3	Variabilidade e Confiabilidade .....	10
4	Materiais e Métodos .....	12
4.1	Amostra .....	12
4.2	Instrumentação.....	12
4.3	Protocolos para aquisição das imagens .....	13
4.4	Análise de parâmetros de textura das imagens .....	15
4.5	Análise estatística: Variabilidade e Confiabilidade.....	23
5	Resultados.....	24
5.1	CV e ICC do músculo BB para GLCM – região superior.....	24
5.2	CV e ICC do músculo GL para GLCM – região superior.....	25
5.3	CV e ICC do músculo BB para CC – região superior .....	26
5.4	CV e ICC do músculo GL para CC – região superior .....	28
5.5	CV e ICC do músculo BB para GLCM – região inferior .....	29
5.6	CV e ICC do músculo GL para GLCM – região inferior .....	30
5.7	CV e ICC do músculo BB para CC – região inferior .....	31
5.8	CV e ICC do músculo GL para CC – região inferior .....	32
6	Discussão .....	34
7	Conclusão .....	38
	Referências Bibliográficas.....	39

## *Lista de Figuras*

Figura 1 – (A) Exemplo do músculo Bíceps Braquial como um músculo fusiforme; (B) Exemplo do músculo GL como um músculo penado .....	4
Figura 2 – (A) Relação do músculo esquelético com os ossos e tecidos conjuntivos fibrosos dos tendões e (B) imagem ultrassônica (7,5MHz) de tecido muscular esquelético do Gastrocnêmio Medial .....	5
Figura 3 – (A) Ultrassonografia do músculo BB na orientação longitudinal; (B) Ultrassonografia do músculo GL na orientação longitudinal .....	6
Figura 4 – Imagens de ressonância magnética de tecidos moles da coxa. (A) Região mais proximal da coxa, com identificação da ROI em 7 estruturas diferentes; (B) Região mais distal da coxa, com identificação da ROI em 7 estruturas diferentes .....	9
Figura 5 – Representação das regiões do músculo Trapézio Superior e uma respectiva ultrassonografia no modo-B apresentando as estruturas anatômicas na imagem .....	10
Figura 6 – (A) Imagem longitudinal do músculo BB; (B) Imagem transversal do músculo BB .....	12
Figura 7 – (A) Imagem longitudinal do músculo GL; (B) Imagem transversal do músculo GL .....	13
Figura 8 – Orientação longitudinal e transversal do transdutor respectivamente no músculo BB .....	14
Figura 9 – Orientação longitudinal e transversal do transdutor respectivamente no músculo GL .....	14
Figura 10 – Esquema representativo do funcionamento da rotina criada em Matlab para cálculo dos parâmetros da GLCM e CC .....	15

Figura 11 – Exemplos da área de interesse adotada priorizando a região do músculo. (A) ROI na área superior da imagem longitudinal do músculo BB; (B) ROI na área superior da imagem transversal do músculo BB; (C) ROI na área inferior da imagem longitudinal do músculo BB; (B) ROI na área inferior da imagem transversal do músculo BB..... 16

Figura 12 – Exemplos da área de interesse adotada priorizando a região do músculo. (A) ROI na área superior da imagem longitudinal do músculo GL; (B) ROI na área superior da imagem transversal do músculo GL; (C) ROI na área inferior da imagem longitudinal do músculo GL; (B) ROI na área inferior da imagem transversal do músculo GL..... 17

Figura 13 – Exemplos da ROI. (A) ROI escolhida a partir de uma imagem de US do músculo BB na orientação transversal na região superior da imagem; (B) ROI escolhida a partir de uma imagem de US do músculo BB na orientação longitudinal na região superior da imagem ..... 21

Figura 14 – Exemplos da GLCM. (A) GLCM gerada a partir de uma imagem de US do músculo BB na orientação transversal na região superior da imagem; (B) GLCM gerada a partir de uma imagem de US do músculo BB na orientação longitudinal na região superior da imagem. Note a diferença entre as imagens, em A existe uma maior concentração em uma região entre os tons de cinza 5 e 12 e em B um maior espalhamento entre os tons de cinza representados no gráfico ..... 22

Figura 15 – Exemplos da CC. (A) CC com um pico marcante, gerada a partir de uma imagem de US do músculo BB na orientação transversal na região superior da imagem; (B) CC apresentando uma curva mais suave, gerada a partir de uma imagem de US do músculo BB na orientação longitudinal na região superior da imagem ..... 22

## *Lista de Tabelas*

Tabela 1: Valores obtidos para os parâmetros da GLCM na orientação longitudinal do músculo BB na região superior .....	24
Tabela 2: Valores obtidos para os parâmetros da GLCM na orientação transversal do músculo BB na região superior .....	25
Tabela 3: Valores obtidos para os parâmetros da GLCM na orientação longitudinal do músculo GL na região superior .....	26
Tabela 4: Valores obtidos para os parâmetros da GLCM na orientação transversal do músculo GL na região superior .....	26
Tabela 5: Valores obtidos para os parâmetros da CC na orientação longitudinal do músculo BB na região superior .....	27
Tabela 6: Valores obtidos para os parâmetros da CC na orientação transversal do músculo BB na região superior .....	27
Tabela 7: Valores obtidos para os parâmetros da CC na orientação longitudinal do músculo GL na região superior .....	28
Tabela 8: Valores obtidos para os parâmetros da CC na orientação transversal do músculo GL na região superior .....	29
Tabela 9: Valores obtidos para os parâmetros da GLCM na orientação longitudinal do músculo BB na região inferior .....	30
Tabela 10: Valores obtidos para os parâmetros da GLCM na orientação transversal do músculo BB na região inferior .....	30
Tabela 11: Valores obtidos para os parâmetros da GLCM na orientação longitudinal do músculo GL na região inferior .....	31

Tabela 12: Valores obtidos para os parâmetros da GLCM na orientação transversal do músculo GL na região inferior .....	31
Tabela 13: Valores obtidos para os parâmetros da CC na orientação longitudinal do músculo BB na região inferior .....	32
Tabela 14: Valores obtidos para os parâmetros da CC na orientação transversal do músculo BB na região inferior .....	32
Tabela 15: Valores obtidos para os parâmetros da CC na orientação longitudinal do músculo GL na região inferior .....	33
Tabela 16: Valores obtidos para os parâmetros da CC na orientação transversal do músculo GL na região inferior .....	33

## *Lista de Símbolos e Siglas*

<i>AP</i>	Ângulo de Penação
<i>asm</i>	Segundo momento angular
<i>AST</i>	Área de Secção Transversa
<i>av</i>	Valor médio das transições na Curva de Complexidade
<i>BB</i>	Bíceps Braquial
<i>CC</i>	Curva de Complexidade
<i>CF</i>	Comprimento de Fibras
<i>CV</i>	Coefficiente de Variação
<i>con</i>	Contraste da Matriz de co-ocorrência
<i>coo</i>	Entropia da Matriz de co-ocorrência
<i>cor</i>	Correlação da Matriz de co-ocorrência
<i>EM</i>	Espessura Muscular
<i>ent</i>	Entropia da Curva de Complexidade
<i>G</i>	Nível de cinza máximo em uma imagem
<i>GL</i>	Gastrocnêmio Lateral
<i>GLCM</i>	Matriz de Co-ocorrência
<i>ICC</i>	Coefficiente de Correlação Intraclasse
<i>ko</i>	Enésimo número de objetos escolhidos para observações múltiplas
<i>m</i>	Média

$m(i,j)$	Matriz de co-ocorrência (função), onde $i$ e $j$ são valores de nível de cinza de dois <i>pixels</i> quaisquer
$mv$	Valor máximo de transições na Curva de Complexidade
$MS_R$	Valor médio quadrado para linhas
$MS_E$	Valor médio quadrado do erro
$MS_C$	Valor médio quadrado para colunas
$n$	Enésimo número de objetos escolhidos aleatoriamente na medição
ROI	Região de Interesse
SD	Desvio Padrão
$sm$	Valor médio dos níveis de cinza promediados pelo número de transições da Curva de Complexidade
$ssd$	Desvio padrão dos níveis de cinza promediado pelo número de transições da Curva de Complexidade
$std$	Desvio padrão da Matriz de co-ocorrência
US	Ultrassom
$\alpha$	Um dado nível de cinza na Curva da Complexidade
$\sigma$	Desvio Padrão
$\bar{x}$	Média

## ***1 Introdução***

O ultrassom (US) tem sido reconhecido como uma importante ferramenta para o diagnóstico de diversas condições no tecido musculoesquelético (ANDREW & ZBOJNIEWICZ, 2014) como contusões, miosites e atrofas, caracterizando com precisão o grau dessas lesões (CAMPBELL *et al.* 2005). No músculo esquelético, as fibras se organizam basicamente em dois tipos, fusiforme e penado. No músculo fusiforme, como o Bíceps Braquial (BB), as fibras são longas e paralelas, conectando o tendão proximal ao distal. O músculo penado possui fibras curtas, como o Gastrocnêmio Lateral (GL), com uma orientação oblíqua entre a aponeurose profunda até a superficial. Estas diferentes geometrias conferem diferentes funções primárias aos músculos, como velocidade de contração (fusiformes) e geração de força (penados), muito estudadas na biomecânica muscular. Para quantificar as diferentes geometrias musculares do corpo humano com US, vários parâmetros chamados de arquitetura muscular são quantificados, como ângulo de penação (AP) da fibra, comprimento de fibra (CF), espessura muscular (EM), área de secção transversa (AST) entre outros (PILLEN *et al.* 2006). Em uma imagem de US, o músculo esquelético pode ser facilmente distinguido de outras estruturas como a gordura subcutânea e o osso (PILLEN *et al.* 2006). O músculo esquelético saudável possui pouco tecido fibroso e isto o caracteriza como uma estrutura hipocóica (PEETRONS, 2002). Para o mesmo músculo, a orientação longitudinal e transversal da sonda resulta em diferentes imagens de US, onde diferentes parâmetros de arquitetura podem ser melhores definidos. A recomendação apropriada para a orientação da sonda que deve ser usada para uma melhor análise de textura das imagens de US de músculos esqueléticos ainda não está estabelecida.

As características morfológicas e de textura das imagens de US são comumente usadas por radiologistas para diagnósticos qualitativos (RAHBAR *et al.* 1999; HUBER *et al.* 2000). Quantitativamente, a análise da textura de imagens é baseada na variação espacial da intensidade de *pixels* e vários parâmetros podem ser calculados através de definições de operações matemáticas da variação na escala de cinza. As principais técnicas aplicadas, em um estudo em tumores mamários (ALVARENGA, 2005) foram: Parâmetros estatísticos do histograma da imagem, *Run-Length Analysis*, Markoviano,



Coeficientes da Autocovariância Bi-dimensional Normalizados, Diferença Mínima Lateral, Matriz de Co-ocorrência (GLCM) e Curva de Complexidade (CC).

A GLCM é um histograma bi-dimensional ( $G \times G$  níveis de cinza) de uma imagem  $f(x,y)$ , de tamanho  $M \times N$ , que descreve a ocorrência de pares de *pixels* de valores  $\{i, j\} \in [0,1,\dots,G-1]$ , separados por uma certa distância  $k$ , numa determinada direção  $\theta$ . Já a CC é uma função cujos valores são indicados pelo número de transições que ocorrem de uma imagem gerada para cada limiar de tom de cinza. Assim, o número de pontos é determinado pelo número de tons de cinza a serem analisados (TOURASSI, 1999; AL-JANOBI, 2001; ALVARENGA *et al.* 2007).

A análise de textura de ultrassonografias de músculo esquelético *in vivo* é escassa. Sikiö *et al.* (2014) analisaram a textura de imagens de ressonância magnética de músculos da coxa, para investigar diferenças de parâmetros da GLCM entre um grupo de atletas e não atletas. Concluíram que a análise de textura provou ser um método potencial para detectar diferenças estruturais nos músculos, tecido adiposo e medula óssea. Turo *et al.* (2013) analisaram o parâmetro entropia da CC em imagens de US do músculo Trapézio Superior para diferenciar pontos gatilho miofasciais sintomáticos do músculo normal. Os resultados apontaram que indivíduos sintomáticos com pontos gatilho ativos, apresentam nódulos com textura diferente do meio circundante. Concluíram que o US pode ser um método promissor para caracterizar anormalidades em tecidos moles.

Muitos dados de confiabilidade têm sido publicados para medidas da arquitetura muscular com US (MIYATANI *et al.* 2002; LEGERLOTZ *et al.* 2010; LIMA *et al.* 2012; MARTINS *et al.* 2012), porém não foram encontrados relatos de confiabilidade de medidas de parâmetros de textura de ultrassonografias musculoesqueléticas. Como esta análise pode ser um avanço para as áreas clínicas, reabilitação e esportiva, se torna importante determinar a confiabilidade de medidas de parâmetros em diferentes arquiteturas musculares e orientações da sonda.

## ***2 Objetivos***

### ***2.1 Objetivo Geral***

Determinar a confiabilidade de medidas de parâmetros de textura pelas técnicas de GLCM e CC de imagens de US dos músculos BB e GL saudáveis.

### ***2.2 Objetivos Específicos***

Definir protocolos para aquisição de imagens do BB e GL com transdutor em orientação transversal e longitudinal.

Analisar parâmetros de textura das ultrassonografias musculares.

Analisar estatísticas de variabilidade e confiabilidade entre os parâmetros obtidos em diferentes imagens e dias.

### 3 Revisão

#### 3.1 Arquitetura muscular, US muscular e confiabilidade de medidas de arquitetura

No músculo esquelético, as fibras se organizam basicamente em dois tipos, fusiforme e penado. No músculo fusiforme, como o BB (Figura 1A), as fibras são longas e paralelas, conectando o tendão proximal ao distal. Além do BB, os músculos Adutor Magno e Sartório, que possuem fascículos longos orientados paralelamente à linha de força, são exemplos de músculos fusiformes. Como principal função biomecânica, estes músculos desenvolvem alta velocidade de contração, sendo mais adaptados para produzir amplitude e velocidade angular. O músculo penado possui fibras curtas, como o GL (Figura 1B), com uma orientação oblíqua entre a aponeurose profunda até a superficial. Os músculos Gastrocnêmio Medial e Sóleo, que apresentam fascículos menores, também são exemplos de músculos penados. Estes músculos apresentam, para um mesmo volume de um fusiforme, maior quantidade de fibras e, por sua vez, maior material contrátil em paralelo. Dessa forma, são músculos capazes de produzir maior força (LIEBER, 2002).

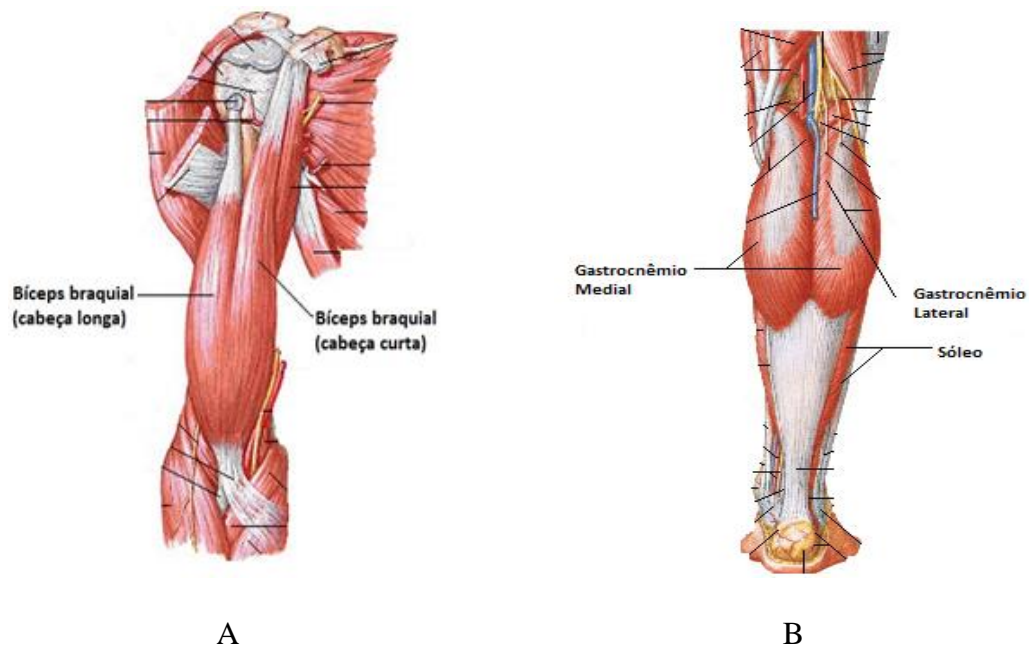


Figura 1 – (A) Exemplo do músculo BB como um músculo fusiforme; (B) Exemplo do músculo GL como um músculo penado (NETTER, 2000)

Para quantificar as diferentes geometrias musculares do corpo humano, vários parâmetros chamados de arquitetura muscular são quantificados, *in vitro* ou *in vivo*, como o AP e o CF (PILLEN *et al.* 2006). O AP se refere ao ângulo agudo que é formado entre as fibras e a aponeurose interna. O AP dos músculos esqueléticos dos membros inferiores pode variar de 1,3° (Sartório) a 29,6° (Vasto medial) (WARD *et al.* 2009). O CF corresponde ao comprimento da fibra, sendo no músculo penado a distância entre as aponeuroses interna e externa (epimísio) e no músculo fusiforme a distância entre as junções miotendíneas proximal e distal. Existe uma grande variação do CF entre músculos fusiformes e penados, como exemplo comparativo, temos o músculo Sartório (fusiforme) com comprimento de 40,3 cm, enquanto o Tibial Posterior (penado) apresenta comprimento de apenas 3,78 cm (WARD *et al.* 2009).

O US modo-B tem provado ser uma importante ferramenta para obtenção de imagens do tecido muscular, apresentando uma alta correlação com outras técnicas de imagem como a ressonância magnética e a tomografia computadorizada (BEMBEM, 2002; MIYATANI *et al.* 2002; ESFORMES *et al.* 2002; REEVES *et al.* 2004; NOORKOIV *et al.* 2010). A Figura 2 apresenta um exemplo de um músculo esquelético, com estruturas bem diferenciadas em imagens ultrassônicas, nas quais os feixes de fibras são visualizados em zonas hipoecóicas e o perimísio como linhas hiperecóicas separando os fascículos.

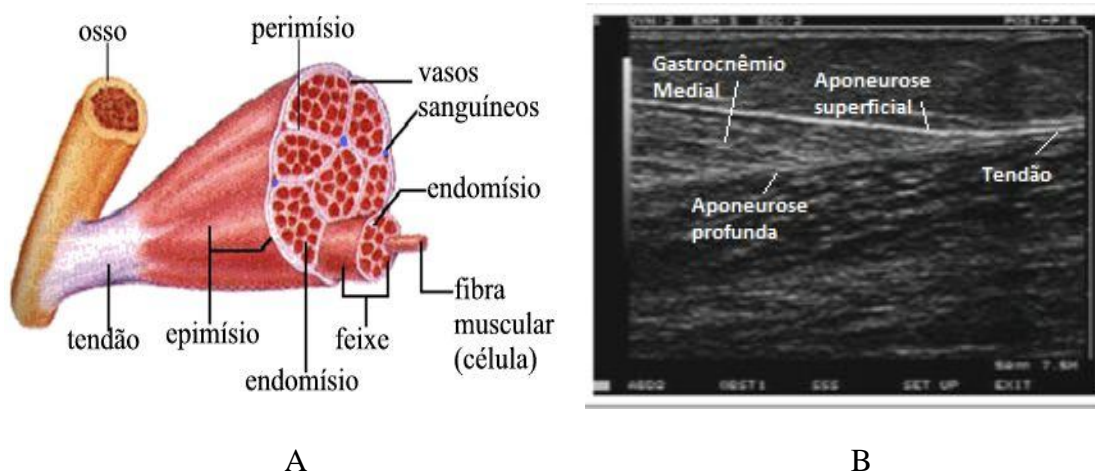


Figura 2 – (A) Relação do músculo esquelético com os ossos e tecidos conjuntivos fibrosos dos tendões e (B) imagem ultrassônica (7,5MHz) de tecido muscular esquelético do Gastrocnêmio Medial (PEIXINHO, 2013)

Numa imagem de US do músculo esquelético, sua arquitetura pode ser bem identificada e alguns parâmetros quantificados como, por exemplo, o AP e o CF (PILLEN *et al.* 2006). A Figura 3 apresenta imagens do BB e GL com orientação longitudinal do transdutor. As diferentes arquiteturas podem ser claramente identificadas.

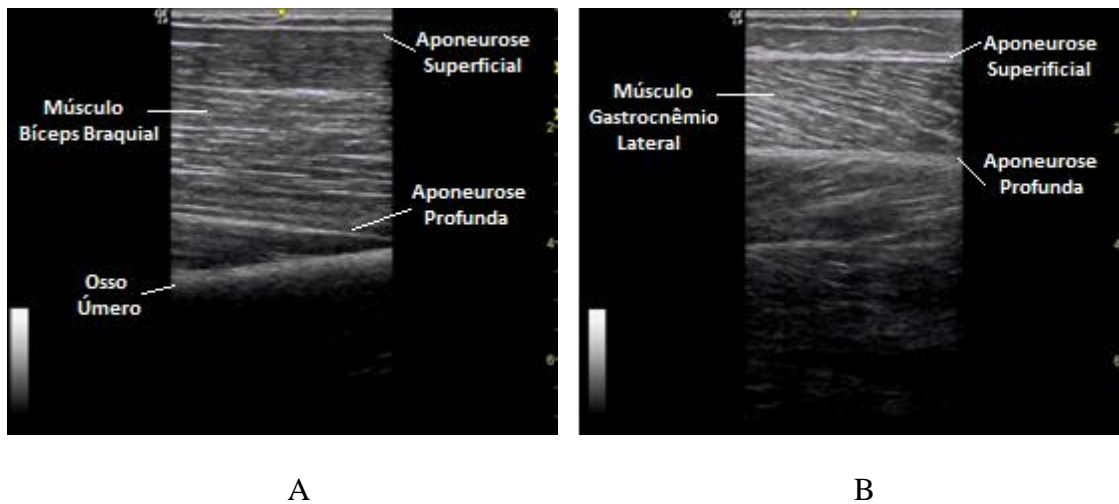


Figura 3 – (A) Ultrassonografia do músculo BB na orientação longitudinal; (B) Ultrassonografia do músculo GL na orientação longitudinal.

Existem vários estudos aplicando o US para estudo da arquitetura muscular. As imagens de US obtidas através da orientação longitudinal do transdutor permitem a análise de algumas propriedades do músculo como o AP e o CF. Chleboun *et al.* (2001) investigaram as medidas do AP e CF da cabeça longa do músculo Bíceps Femoral em diferentes ângulos do quadril e joelho. Kellis *et al.* (2009) compararam medidas de US da EM, AP e CF do Bíceps Femoral e Semitendinoso dissecados. Por outro lado, as imagens de US na orientação transversa permitem analisar a EM e a AST do músculo. Miyatani *et al.* (2002) investigaram a adequação do uso de imagens de EM de US para estimar medidas do volume muscular do Quadríceps Femoral com uma alternativa aproximada para a ressonância magnética, eles indicaram que as medidas de EM do US no meio da coxa são úteis para estimar o volume muscular dos extensores do joelho. Blazeovich *et al.* (2009) estudaram a relação entre a AST anatômica, AST fisiológica, volume muscular, momento muscular, momento muscular do braço e torque da articulação joelho, no músculo Quadríceps em 19 participantes saudáveis usando duas velocidades diferentes. Eles concluíram que a AST anatômica é o segundo melhor preditor para o torque em diferentes velocidades analisadas em um equipamento

isocinético. Chow *et al.* (2000) estabeleceram diferenças na arquitetura muscular entre gêneros nos músculos Sóleo e Gastrocnêmio relaxados de sujeitos normais e eles concluíram que o CF, AP e EM da maior parte dos músculos Gastrocnêmio e Sóleo foram significativamente diferentes em homens e mulheres. Matta *et al.* (2014) determinaram as mudanças na arquitetura muscular do comprimento da coxa em diferentes locais após dois programas diferentes de treinamento de resistência de 14 semanas e encontraram mudanças semelhantes na arquitetura do Reto Femoral com as formas de treinamento e que a magnitude da mudança depende do local da coxa a ser analisado.

Existem muitos estudos na literatura reportando a confiabilidade de medidas de arquitetura muscular através do US, como EM (MIYATANI *et al.* 2002; LEEDS *et al.* 2008), CF e AP (MORSE *et al.* 2005; LEGERLOTZ *et al.* 2010; BALDWIN *et al.* 2011) e estudos de contração muscular, relaxamento e através de medidas repetidas de sessões de imagens, máquinas e avaliadores (LEGERLOTZ *et al.* 2010; LIMA *et al.* 2012; GELLHORN & CARLSON, 2013). Os músculos BB e GL são comumente analisados em estudos de confiabilidade (BEMBEM, 2002; COLLINGER *et al.* 2009; LEGERLOTZ *et al.* 2010; MARTINS *et al.* 2012). Lima *et al.* (2012) estudaram a confiabilidade da AST anatômica de medidas do Reto Femoral, obtidas pelo US, com dois protocolos diferentes. Eles encontraram em cada protocolo, que não havia diferença significativa entre as médias da AST anatômica nas medidas, imagens e dias. As medidas da AST anatômica do Reto Femoral pelo US provaram confiáveis.

### ***3.2 Análise de textura***

A textura da imagem pode apresentar um padrão periódico ou aleatório e ser quantificado pelo cálculo de alguns parâmetros que se baseiam na extração de informação da imagem através dos valores da intensidade dos *pixels*. Geralmente, a informação é representada através de um valor que quantifica alguma característica referente à variação dos níveis de cinza e à posição relativa dos *pixels* (TOURASSI, 1999).

A GLCM é um histograma bidimensional (matriz de dimensões  $G \times G$  níveis de cinza) de uma imagem  $f(x,y)$  que descreve a ocorrência de pares de *pixels* de valores  $i$  e  $j$ , separados por uma dada distância  $k$ , numa determinada direção  $\theta$ , sendo os *pixels* da imagem analisados aos pares (AL-JANOBI, 2001). A CC é obtida contando-se o

número de transições (de 1 para 0 ou de 0 para 1) que ocorrem em uma imagem binária construída a partir da imagem original para cada nível de cinza presente na mesma (BAHEERATHAN *et al.* 1999).

Para caracterizar textura em análises de ressonância magnética de câncer ductal e lobulares de mama, Holli *et al.* (2010) estudaram as características de textura baseadas no histograma das imagens para: GLCM, matriz *run-length*, gradiente absoluto, modelo auto-regressivo e a transformada *wavelet* e encontraram que a análise de textura aplicadas em ressonância magnética de mama mostraram diferentes características de textura principalmente entre os parâmetros: segundo momento angular, contraste, correlação, soma dos quadrados, momento inverso da diferença, soma das médias, soma da variância, soma da entropia, entropia, diferença da variância e diferença da entropia, todos da GLCM, para o tecido com câncer e o tecido de mama saudável. Sikiö *et al.* (2014) investigaram o valor da análise quantitativa dos parâmetros segundo momento angular, momento inverso da diferença, entropia e diferença da entropia pelo método da textura de imagens no diagnóstico e acompanhamento de pacientes com Doença de Parkinson e os resultados da análise de textura ofereceram um método quantitativo para a detecção de mudanças estruturais no cérebro nas imagens de ressonância magnética. Alvarenga *et al.* (2007) investigaram parâmetros de textura da GLCM e CC na distinção entre tumores de mama malignos e benignos em imagens de US.

Sikiö *et al.* (2014) estudaram os parâmetros de segundo momento angular, momento inverso da diferença, entropia e diferença de entropia da GLCM para análise de textura em imagens ressonância magnética em tecidos moles da coxa (músculos, tecido adiposo e medula óssea) (Figura 4) em um grupo de atletas e não atletas com o intuito de identificar diferenças existentes entre exercícios de carga. O grupo controle apresentou diferenças nos parâmetros, principalmente em relação ao grupo de alto impacto. Na análise à textura do tecido adiposo, foi encontrada diferença entre o grupo de baixo impacto e a análise da medula óssea apresentou diferenças entre o grupo de alto impacto, quando comparados com o controle. O estudo mostrou que a análise de textura provou ser um método potencial para a detecção de aparentes diferenças estruturais no músculo, tecido adiposo e medula óssea.

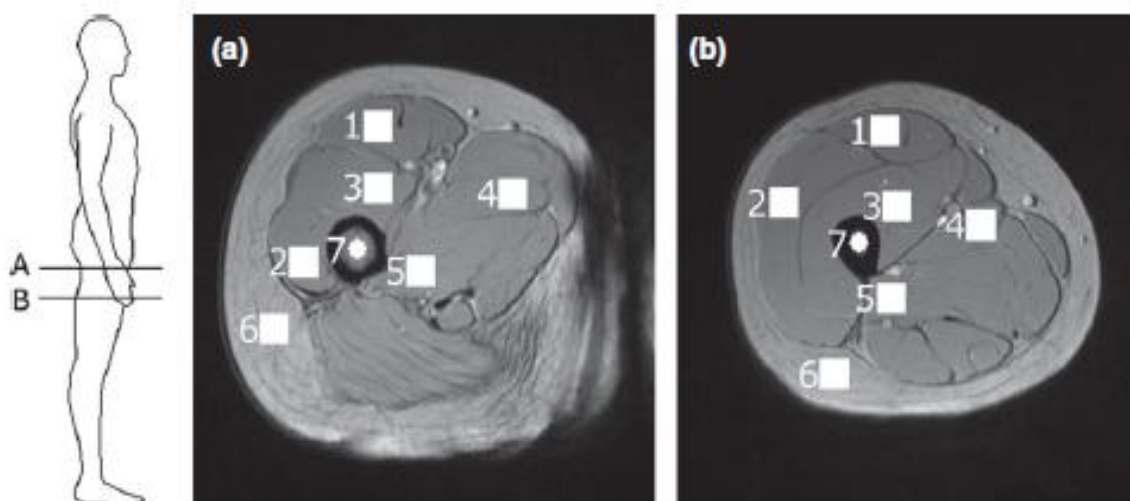


Figura 4 – Imagens de ressonância magnética de tecidos moles da coxa. (A) Região mais proximal da coxa, com identificação da ROI em 7 estruturas diferentes; (B) Região mais distal da coxa, com identificação da ROI em 7 estruturas diferentes (SIKIÖ *et al.* 2014)

Turo *et al.* (2013) avaliaram se as imagens de US e elastografia poderiam diferenciar pontos de gatilho miofasciais sintomáticos do músculo normal. Foram obtidas imagens de US do músculo trapézio superior em todos participantes (Figura 5) e a ecotextura foi analisada usando o parâmetro entropia no modo-B da imagem. Eles encontraram que os resultados indicam que em sujeitos com dor crônica no pescoço e pontos de gatilho miofasciais ativos, as anormalidades não se limitam a discretos nódulos isolados, mas afetam o meio do músculo com pontos de gatilhos miofasciais circundantes palpáveis.



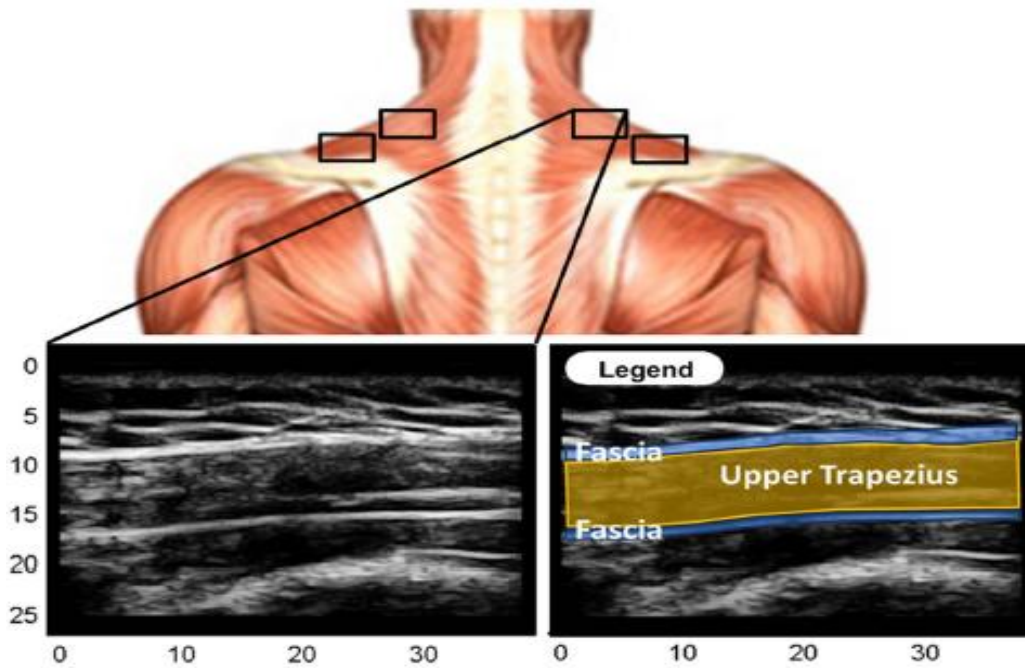


Figura 5 – Representação das regiões do músculo Trapézio Superior e uma respectiva ultrassonografia no modo-B apresentando as estruturas anatômicas na imagem (TURO *et al.* 2013)

### ***3.3 Variabilidade e Confiabilidade***

Em estatística, medidas de variabilidade descrevem os dados no sentido de informar o grau de dispersão ou afastamento dos valores observados em torno de um valor central representativo chamado de média. A variabilidade de uma medida informa se um conjunto de dados é homogêneo (apresenta pouca variabilidade) ou heterogêneo (apresenta muita variabilidade) (FRICKE, 2002). O Coeficiente de Variação (CV) é uma medida de dispersão relativa definida como o desvio-padrão expresso em porcentagem de média, é a medida mais utilizada para medir a instabilidade relativa de uma característica ou variável (SAMPAIO, 1998). Considera-se que quanto menor o CV, maior será a homogeneidade dos dados e menor a variação do acaso (GARCIA, 1989).

A confiabilidade é um conceito estatístico que define a consistência de medições ou desempenho individual em um teste. Normalmente, certa quantidade de erros está sempre presente em medições contínuas, sendo uma ferramenta de análise eficaz (MARTINS, 2006). As medidas de confiabilidade de um instrumento referem-se ao grau em que sua repetida aplicação ao mesmo indivíduo ou objeto, produz resultados iguais. Isto se torna importante, pois medidas confiáveis são replicáveis e consistentes,

isto é, geram os mesmos resultados (HUBER *et al.* 2000). O Coeficiente de Correlação Intraclasse (ICC) é uma ferramenta fundamental para avaliar a confiabilidade de medidas, sendo adequado para análise da homogeneidade de duas ou mais medidas. O ICC interpreta a proporção da variabilidade total atribuída ao objeto medido (SHROUT & FLEISS, 1979). Além do ICC, existem outras maneiras de avaliar a confiabilidade de medidas (MARTINS, 2006). De acordo com McGraw & Wong (1996), existem cinco diferentes formas para o cálculo do ICC que dependem do objetivo do estudo, seu desenho e o tipo de medidas realizadas. O modo *two-way mixed* é aquele em que cada indivíduo é avaliado por um examinador que é selecionado. A equação 1 representa como o modo *two-way mixed* [3,1] é calculado:

$$\frac{MS_R - MS_E}{MS_R + (ko - 1)MS_E + \frac{ko}{n}(MS_C - MS_E)} \quad (1)$$

Onde:

MS<sub>R</sub> - Valor médio quadrado para linhas

MS<sub>E</sub> - Valor médio quadrado do erro

MS<sub>C</sub> - Valor médio quadrado para colunas

ko - Enésimo número de objetos escolhidos para observações múltiplas

n - Enésimo número de objetos escolhidos aleatoriamente na medição

O tipo de concordância absoluta deve ser utilizado para que os avaliadores forneçam níveis que são semelhantes em valores absolutos, diferente do tipo consistência em que os avaliadores fornecem pontos que são similares a uma ordem de classificação. Os valores de ICC são representados pela letra “r” (referente à palavra *reliability*).

Cicchetti & Sparrow (1981) propuseram e classificaram valores para análise de confiabilidade através do ICC (<0.40 baixo, 0.40 – 0.59 razoável, 0.60 – 0.74 bom, 0.75 – 1.00 excelente). Entretanto, de acordo com Vincent (1994), várias categorias de concordância baseada na análise de ICC, vão desde ‘questionáveis’ (r = 0.7 a 0.8) até ‘alta’ (r > 0.9), independente do tipo de ICC calculado e sugere que o ICC próximo de 1 indica confiabilidade excelente.

## 4 *Materiais e Métodos*

### 4.1 *Amostra*

Trinta homens adultos saudáveis, não praticantes de atividades físicas regulares formaram o grupo do estudo ( $28.9 \pm 7.1$  anos,  $78.4 \pm 11.1$  kg e  $1.75 \pm 0.07$  m). Todos assinaram o termo de consentimento antes e o protocolo foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho – UFRJ (30990314.8.0000.5257).

### 4.2 *Instrumentação*

Um equipamento de US (*GE Healthcare LOGIQ and BT12*) com transdutor linear de 4 cm e frequência de 8 MHz foi utilizado para aquisição de imagens nas orientações longitudinal e transversal dos músculos BB e GL. A profundidade adotada para aquisição das imagens foi de 7 cm. As Figuras 6 e 7 apresentam exemplos de imagens de US das quatro situações, para indivíduos diferentes.

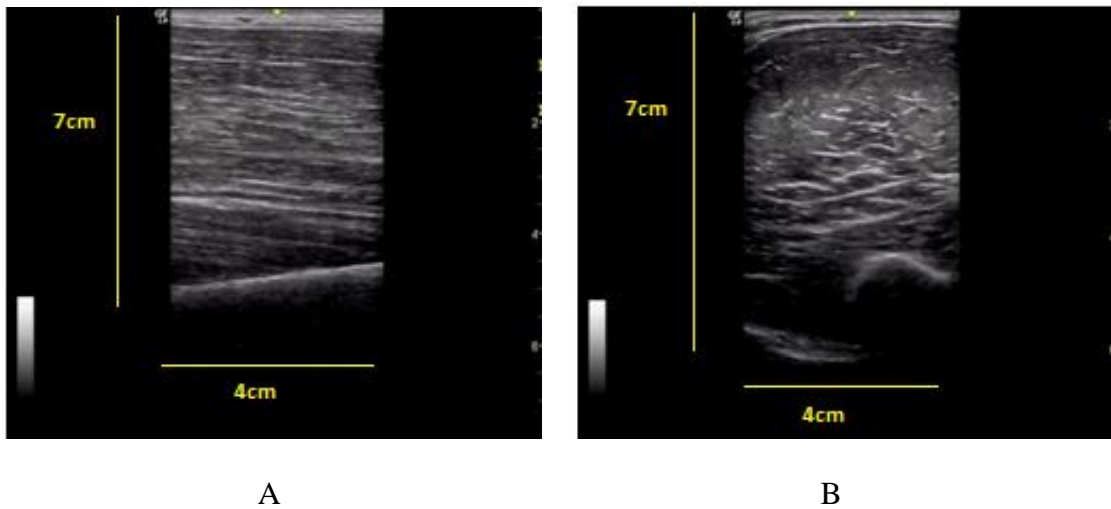


Figura 6 – (A) Imagem longitudinal do músculo BB; (B) Imagem transversal do músculo BB

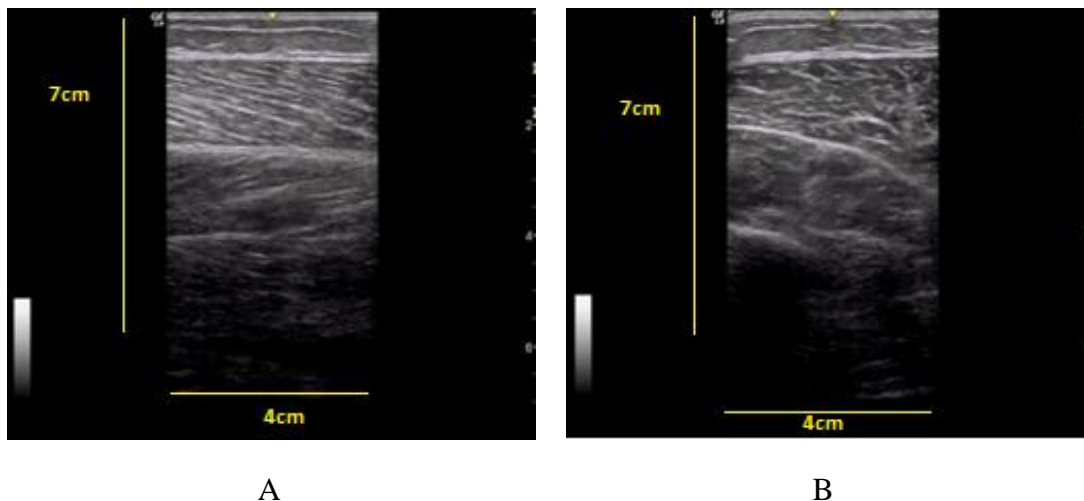


Figura 7 – (A) Imagem longitudinal do músculo GL; (B) Imagem transversal do músculo GL

#### ***4.3 Protocolos para aquisição das imagens***

As imagens do BB foram adquiridas a 60% da distância entre a crista posterior do acrômio e o olécrano do braço direito com o indivíduo sentado com os membros superiores relaxados ao longo do corpo (MATTA *et al.* 2011). Para aquisição das imagens do GL foi adotado o seguinte protocolo: com o indivíduo na posição ortostática, foi marcado o local correspondente a 30% proximal do comprimento da perna (distância entre o maléolo medial e a interlinha articular do joelho), conforme protocolo de Miyatani *et al.* (2004). Em decúbito ventral, foi identificada a junção do GL e suas bordas para localização da linha média do músculo. Em seguida, o transdutor foi posicionado em relação ao segmento na região marcada na perna para aquisição da imagem. As Figuras 8 e 9 apresentam exemplos de aquisição de imagens de US para cada músculo.



A



B

Figura 8 – (A) Orientação longitudinal do transdutor no músculo BB e (B) orientação transversal do transdutor no músculo BB



A



B

Figura 9 – (A) Orientação longitudinal do transdutor no músculo GL e (B) orientação transversal do transdutor no músculo GL

#### 4.4 Análise de parâmetros de textura das imagens

Um total de duzentos e quarenta imagens foram obtidas no modo-B no estudo. As configurações do US foram mantidas durante a aquisição das imagens, que foram repetidas em dois dias com um intervalo de sete dias entre as aquisições. Oito imagens por participante foram obtidas: duas orientações do transdutor, em dois músculos e dois dias.

A quantificação das características de textura das imagens de US do músculo se basearam nos conceitos matemáticos descritos na literatura para GLCM e CC (BAHEERATHAN *et al.*, 1999). Uma rotina desenvolvida em Matlab (*The MathWorks*, Massachusetts USA) foi aplicada para cálculo dos parâmetros de textura de acordo com os passos do esquema representado na Figura 10.

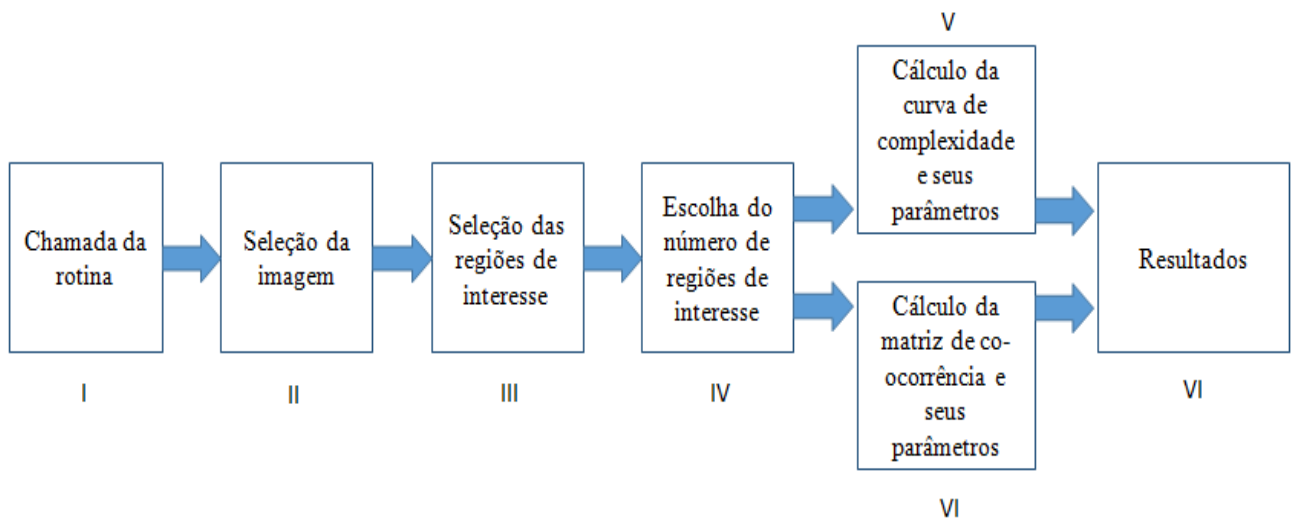
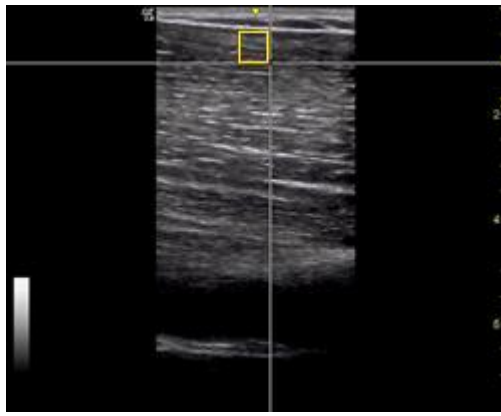
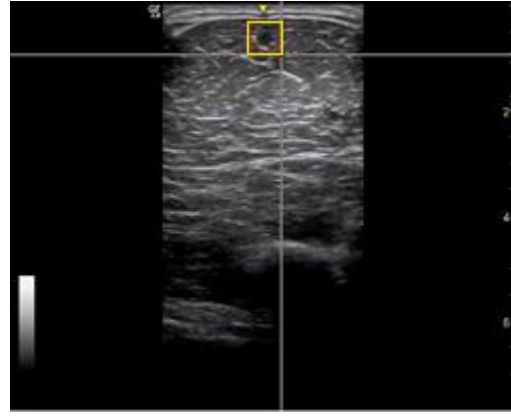


Figura 10 – Esquema representativo do funcionamento da rotina criada em Matlab para cálculo dos parâmetros da GLCM e CC

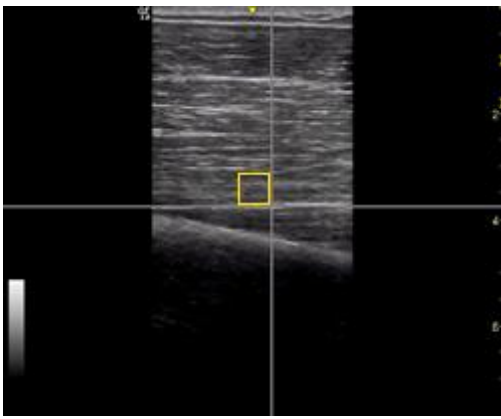
No bloco II do esquema, foi selecionada uma região de interesse (ROI) de 20 x 20 *pixels* de área 0,196 x 0,202 mm<sup>2</sup> na região mais superior e mais inferior de cada músculo (Figura 11 para o músculo BB e Figura 12 para o músculo GL, respectivamente).



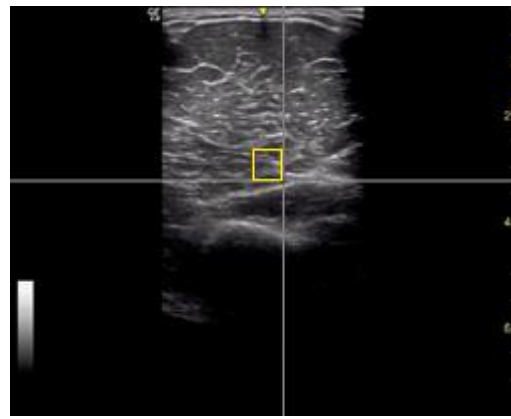
A



B



C



D

Figura 11 – Exemplos da área de interesse adotada priorizando a região do músculo. (A) ROI na área superior da imagem longitudinal do músculo BB; (B) ROI na área superior da imagem transversal do músculo BB; (C) ROI na área inferior da imagem longitudinal do músculo BB; (D) ROI na área inferior da imagem transversal do músculo BB.

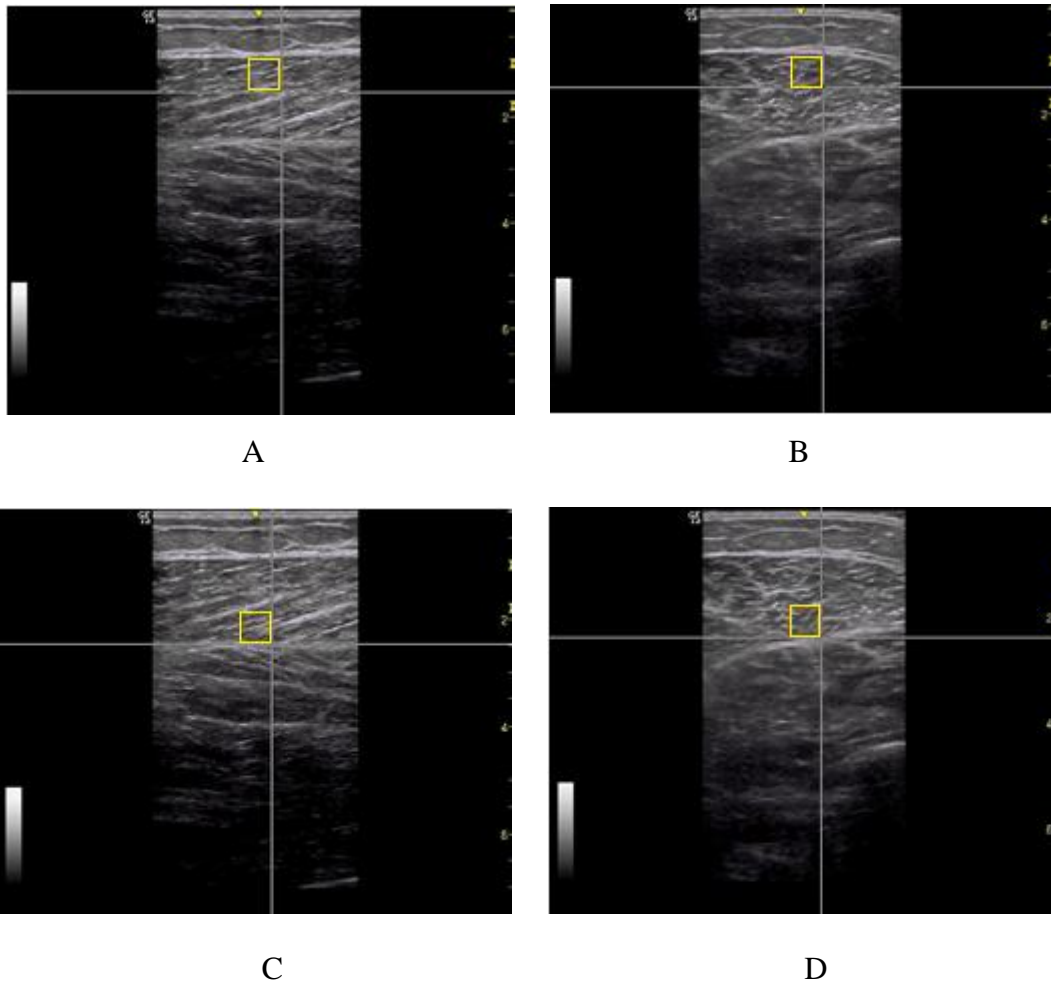


Figura 12 – Exemplos da área de interesse adotada priorizando a região do músculo. (A) ROI na área superior da imagem longitudinal do músculo GL; (B) ROI na área superior da imagem transversal do músculo GL; (C) ROI na área inferior da imagem longitudinal do músculo GL; (D) ROI na área inferior da imagem transversal do músculo GL

No bloco I do esquema representado pela Figura 10, trinta e dois tons de cinza são selecionados para análise da imagem e para calcular os parâmetros da GLCM (como mostra o bloco VI) em blocos verticais de três *pixels*. Este procedimento foi adotado conforme trabalho de Alvarenga (2005).

Os parâmetros de GLCM calculados foram (ALVARENGA, 2007):



1) *Entropia (coo)*:

A *coo* mede quão aleatória é a textura da imagem. Valores elevados de *coo* indicam uma distribuição aleatória de níveis de cinza da GLCM. A *coo* pode ser expressa por:

$$coo = \sum_{i,j} m(i,j) \cdot \log[m(i,j)] \quad (2)$$

2) *Segundo momento angular (asm)*:

O *asm* mede a homogeneidade na transição entre níveis de cinza na textura da imagem. Uma maior homogeneidade ou um padrão regular de textura implica geralmente valores elevados de *asm*. A medida do *asm* é realizada por:

$$asm = \sum_{i,j} m(i,j)^2 \quad (3)$$

3) *Desvio Padrão (std)*:

O *std*, também chamado de grau de espalhamento dos níveis de cinza entre pares de *pixels* é dado por:

$$std = \sqrt{\frac{1}{G-1} \sum_{i,j} (m(i,j) - \bar{m})^2} \quad (4)$$

onde *G* é o número de níveis de cinza presentes na imagem e *m* o valor médio da matriz *m(i,j)*.

4) *Contraste (con)*:

O *con* é a medida da dispersão ou da variabilidade local da imagem. Imagens com muitas variações locais de níveis de cinza tendem a fornecer valores elevados de contraste. A medida do *con* é dada por:

$$con = \sum_{i,j} (i - j)^2 \cdot m(i,j) \quad (5)$$

### 5) Correlação (*cor*):

A *cor* é a medida da dependência local entre os níveis de cinza em uma textura. Valores elevados de *cor* são obtidos para regiões com elevada similaridade entre os níveis de cinza. A *cor* pode ser expressa por:

$$cor = \frac{\sum_{i,j} i \cdot j \cdot m(i,j) - m_x \cdot m_y}{\sqrt{\sigma_x \cdot \sigma_y}} \quad (6)$$

Onde,

$$\begin{aligned} \bar{m}_x &= \sum_i i * (\sum_j m(i, j) |_{i=0, \dots, G-1}) \quad e \\ \bar{m}_y &= \sum_j j * (\sum_i m(i, j) |_{j=0, \dots, G-1}) \\ \sigma_x^2 &= \sum_i (\sum_j m(i, j) |_{i=0, \dots, G-1}) * (i - \bar{m}_x)^2 \quad e \\ \sigma_y^2 &= \sum_j (\sum_i m(i, j) |_{j=0, \dots, G-1}) * (j - \bar{m}_y)^2 \end{aligned}$$

As variáveis das equações da GLCM estão representadas abaixo:

$m(i,j)$  – matriz de co-ocorrência (função), onde  $i$  e  $j$  são valores de nível de cinza de dois *pixels* quaisquer;

$G$  – Nível de cinza máximo em uma imagem;

$\sigma$  – Desvio Padrão

$m$  – média

Os parâmetros utilizados para a CC foram:

#### 1) Valor máximo de transições (*mv*):

Este parâmetro tende a apresentar valores elevados para texturas homogêneas, devido à existência de um grande número transições para uma pequena variação de níveis de cinza. O valor de *mv* é expresso por:

$$mv = \max(C(\alpha)), 0 \leq \alpha \leq G - 1 \quad (7)$$

2) *Valor médio de transições (av):*

Fornece o valor médio da distribuição das transições sobre o espectro de níveis de cinza. Valores elevados tendem a indicar a presença de muitas transições sobre todo o espectro, caracterizando texturas heterogêneas. A medida do *av* é dada por:

$$av = \frac{\sum_{\alpha=0}^{G-1} C(\alpha)}{G-1} \quad (8)$$

3) *Valor médio dos níveis de cinza ponderados pelo número de transições (sm):*

Este parâmetro tende a privilegiar níveis de cinza para os quais ocorreu um maior número de transições. Imagens heterogêneas tendem a possuir inúmeras transições por todo o espectro resultando em valores elevados de *sm*, que é expresso por:

$$sm = \frac{1}{\sum_{\alpha=0}^{G-1} C(\alpha)} \cdot \sum_{\alpha=0}^{G-1} \alpha \cdot C(\alpha) \quad (9)$$

4) *Desvio padrão dos níveis de cinza ponderados pelo número de transições (ssd):*

Valores elevados de *ssd* tendem a indicar variação elevada entre os níveis de cinza presentes na imagem, privilegiando aqueles para os quais ocorre o maior número de transições. Este comportamento caracteriza texturas heterogêneas. O valor de *ssd* é dado por:

$$ssd = \sqrt{\frac{1}{\sum_{\alpha=0}^{G-1} C(\alpha)} \cdot \sum_{\alpha=0}^{G-1} (\alpha - sm)^2 \cdot C(\alpha)} \quad (10)$$

5) *Entropia do número de transições (ent):*

Constitui-se em uma medida do grau aleatoriedade das transições ocorridas na imagem. Texturas heterogêneas tendem a resultar em valores elevados. A *ent* é representada por:

$$ent = \sum_{\alpha=0}^{G-1} C(\alpha) \cdot \log_2[C(\alpha)], C(\alpha) > 0 \quad (11)$$

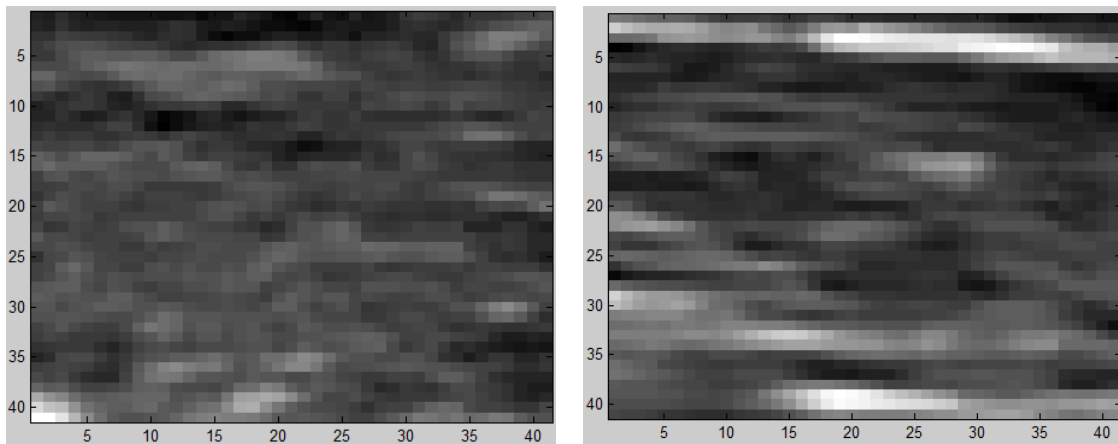
As variáveis das equações da CC estão representadas abaixo:

$C(\alpha)$  – Função da CC

$\alpha$  – Um dado nível de cinza na CC

$G$  – Nível de cinza máximo em uma imagem

A Figura 13 representa a ROI de imagens do músculo BB. As Figuras 14 e 15 representam exemplos de gráficos gerados para a GLCM e CC, respectivamente.



A

B

Figura 13 – Exemplos da ROI. (A) ROI escolhida a partir de uma imagem de US do músculo BB na orientação transversal na região superior da imagem; (B) ROI escolhida a partir de uma imagem de US do músculo BB na orientação longitudinal na região superior da imagem.

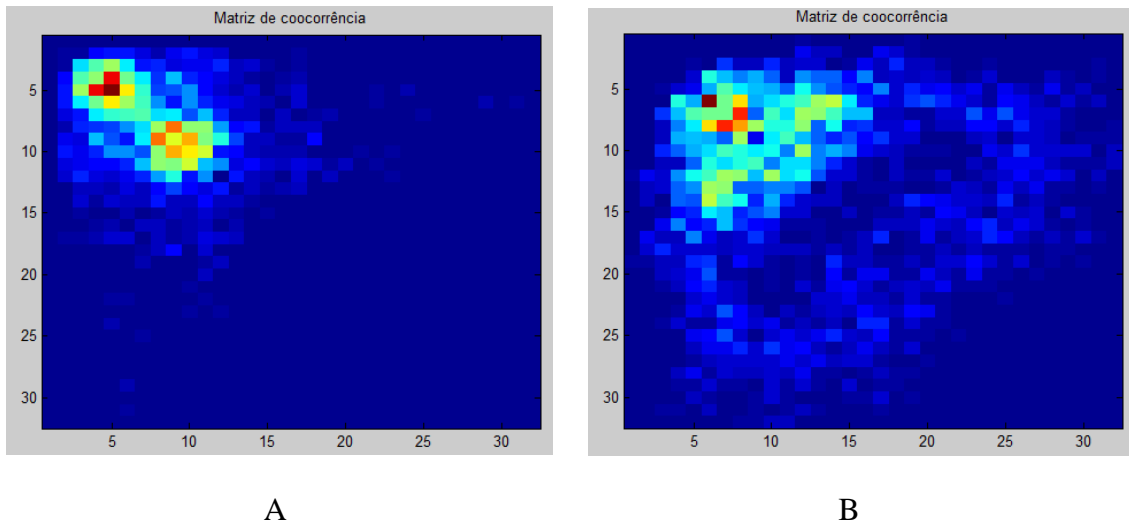


Figura 14 – Exemplos da GLCM. (A) GLCM gerada a partir de uma imagem de US do músculo BB na orientação transversal na região superior da imagem; (B) GLCM gerada a partir de uma imagem de US do músculo BB na orientação longitudinal na região superior da imagem. Note a diferença entre as imagens, em A existe uma maior concentração em uma região entre os tons de cinza 5 e 12 e em B um maior espalhamento entre os tons de cinza representados no gráfico

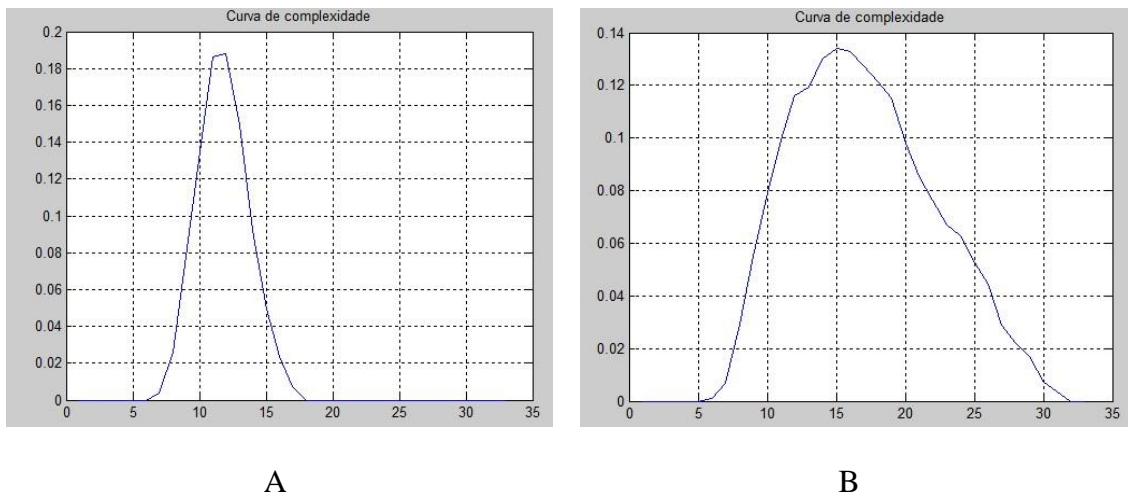


Figura 15 – Exemplos da CC. (A) CC com um pico marcante, gerada a partir de uma imagem de US do músculo BB na orientação transversal na região superior da imagem; (B) CC apresentando uma curva mais suave, gerada a partir de uma imagem de US do músculo BB na orientação longitudinal na região superior da imagem

#### ***4.5 Análise Estatística: Variabilidade e Confiabilidade***

Para a análise da variabilidade das medidas, o coeficiente de variação (CV = desvio padrão/média) foi calculado para cada indivíduo e a média dos CVs foi estabelecida para determinar a variabilidade das medidas entre os dias.

A confiabilidade foi calculada pelo ICC entre os dias, adotando o modo *two-way mixed single measure* [ICC (3,1)] e tipo de concordância absoluta, onde a confiabilidade é calculada através de uma única medição (MCGRAW & WONG, 1996). O aplicativo utilizado foi o Statistic versão 17.0. (Statsoft Inc., Tulsa, OK, USA) e o nível de significância foi de  $\alpha \leq 0,05$  para o intervalo de confiança calculado com entre os dias para cada uma das variáveis da GLCM e da CC (HOPKINS, 2000). Nós optamos pela classificação dos resultados do ICC seguindo Cicchetti & Sparrow (1981) devido a um maior *range* para classificar a confiabilidade.

## 5 Resultados

### 5.1 CV e ICC do músculo BB para a GLCM – região superior

As tabelas 1 e 2 mostram os resultados de variabilidade e confiabilidade para os parâmetros da GLCM obtidos nas orientações longitudinal e transversal do transdutor para o músculo BB na região superior, os valores variaram entre 0,1 e 0,29. De uma forma geral, os CVs do músculo BB na orientação transversal demonstraram menor variabilidade do que na longitudinal. O parâmetro que apresentou maior variabilidade foi o *coo* (CV = 0,29) na orientação longitudinal. Na orientação transversal, este mesmo parâmetro também apresentou a maior variabilidade *coo* (CV = 0,21). Por outro lado, o *std*, em ambas as orientações foi o que apresentou menor variabilidade, na longitudinal (CV = 0,13) e na transversal (CV = 0,1).

As medidas do ICC na orientação transversal apresentaram resultados mais satisfatórios quando comparados aos da longitudinal. O parâmetro *cor* ( $r = 0,47$ ) na orientação transversal foi o único que apresentou resultado inferior aos parâmetros da longitudinal, os demais foram superiores. Na orientação transversal, os parâmetros *coo*, *asm*, *std* e *con* apresentaram boa confiabilidade ( $r = 0,63, 0,63, 0,65, 0,75$  respectivamente), e o parâmetro *cor* demonstrou confiabilidade razoável ( $r = 0,47$ ).

Tabela 1: Valores obtidos para os parâmetros da GLCM na orientação longitudinal do músculo BB na região superior

	<b>coo</b>		<b>asm</b>		<b>std</b>		<b>con</b>		<b>cor</b>	
<b>Dias</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>2</b>
$\bar{x}$	-44,3	-46,4	6,5	6,7	7,2	7,2	11,9	11,2	-7,5	-7,8
SD	24,6	31,2	2,6	3,3	1,6	1,9	3,8	3,9	2,2	2,6
CV	0,29		0,22		0,13		0,21		0,19	
(max/min)	(0,9 / 0,007)		(0,7 / 0,002)		(0,3 / 0,001)		(0,6 / 0,004)		(0,6 / 0,008)	
ICC	0,54		0,54		0,51		0,61		0,52	
Intervalo de Confiança	0,020 . 0,782		0,010 . 0,781		-0,050 . 0,768		0,184 . 0,812		-0,010 . 0,772	

Para os valores de  $\bar{x}$  e SD, os parâmetros de *coo*, *asm* e *con* se encontram em  $\times 10^4$ . O valor de *cor* se encontra em  $\times 10^2$ .

Tabela 2: Valores obtidos para os parâmetros da GLCM na orientação transversal do músculo BB na região superior

Dias	coo		asm		std		con		cor	
	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2
$\bar{x}$	-67,3	-68,8	9,0	9,2	8,7	8,8	8,7	8,5	-5,9	-6,1
SD	24,1	29,1	2,6	3,0	1,5	1,6	2,8	3,4	1,7	2,9
CV (max/min)	0,21 (0,6 / 0,002)		0,17 (0,4 / 0,007)		0,10 (0,3 / 0,004)		0,21 (0,5 / 0,02)		0,17 (0,7 / 0,009)	
ICC	0,63		0,63		0,65		0,75		0,47	
Intervalo de Confiança	0,204 . 0,823		0,219 . 0,826		0,258 . 0,835		0,464 . 0,880		-0,126 . 0,750	

Para os valores de  $\bar{x}$  e SD, os parâmetros de *coo*, *asm* e *con* se encontram em  $\times 10^4$ . O valor de *cor* se encontra em  $\times 10^2$ .

### 5.2 CV e ICC do músculo GL para a GLCM – região superior

As tabelas 3 e 4 apresentam os valores de variabilidade e confiabilidade dos parâmetros da GLCM obtidos nas orientações longitudinal e transversal do transdutor para o músculo GL na região superior, os valores variaram entre 0,09 e 0,26. O parâmetro *coo* foi o que apresentou maior variabilidade, na orientação longitudinal (CV = 0,19) e na orientação transversal (CV = 0,26). E ainda, da mesma forma que para o músculo BB, o parâmetro *std* foi o que apresentou menor variabilidade em ambas as orientações, na longitudinal (CV = 0,09) e transversal (CV = 0,13).

Os resultados de ICC para os parâmetros da GLCM do GL na orientação longitudinal apresentaram boa confiabilidade para todos os parâmetros: *coo* (r = 0,74), *asm* (r = 0,74), *std* (r = 0,73), *con* (r = 0,65) e *cor* (r = 0,62). Em compensação, com exceção do *con* (r = 0,53), os demais parâmetros da GLCM na orientação transversal apresentaram baixa confiabilidade: *coo* (r = 0,27), *asm* (r = 0,29), *std* (r = 0,32) e *cor* (r = 0,01).



Tabela 3: Valores obtidos para os parâmetros da GLCM na orientação longitudinal do músculo GL na região superior

Dias	coo		asm		std		con		cor	
	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2
$\bar{x}$	-29,8	-25,6	4,9	4,4	6,1	5,7	16,7	18,3	-9,6	-10,3
SD	12,1	10,2	1,5	1,2	1,2	1,0	5,7	5,9	3,7	3,2
CV (max/min)	0,19 (0,5 / 0,0)		0,14 (0,4 / 0,0)		0,09 (0,3 / 0,0)		0,16 (0,6 / 0,0)		0,17 (0,5 / 0,0)	
ICC	0,74		0,74		0,73		0,65		0,62	
Intervalo de Confiança	0,451 . 0,878		0,441 . 0,875		0,437 . 0,872		0,278 . 0,831		0,217 . 0,819	

Para os valores de  $\bar{x}$  e SD, os parâmetros de *coo*, *asm* e *con* se encontram em  $\times 10^4$ . O valor de *cor* se encontra em  $\times 10^2$ .

Tabela 4: Valores obtidos para os parâmetros da GLCM na orientação transversal do músculo GL na região superior

Dias	coo		asm		std		con		cor	
	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2
$\bar{x}$	-29,3	-35,9	4,8	5,5	6,0	6,5	14,5	13,5	-9,9	-9,7
SD	9,7	24,6	1,2	2,6	1,0	1,6	4,7	4,9	3,0	3,2
CV (max/min)	0,26 (0,8 / 0,009)		0,20 (0,6 / 0,009)		0,13 (0,4 / 0,007)		0,21 (0,6 / 0,007)		0,23 (0,6 / 0,01)	
ICC	0,27		0,29		0,32		0,53		0,01	
Intervalo de Confiança	-0,472 . 0,647		-0,448 . 0,655		0,399 . 0,671		0,015 . 0,744		-1,162 . 0,533	

Para os valores de  $\bar{x}$  e SD, os parâmetros de *coo*, *asm* e *con* se encontram em  $\times 10^4$ . O valor de *cor* se encontra em  $\times 10^2$ .

### 5.3 CV e ICC do músculo BB para a CC – região superior

As tabelas 5 e 6 apresentam os resultados de variabilidade e confiabilidade para os parâmetros da CC obtidos nas orientações longitudinal e transversal do transdutor para o músculo BB na região superior. Os CVs do músculo BB para os parâmetros da CC apresentaram menores valores quando comparados aos da GLCM. Os parâmetros da CC na orientação transversal para o músculo BB mostraram melhores resultados para os CVs, que variaram de 0,1 a 0,13, quando comparados aos resultados da orientação longitudinal. Para este músculo, o parâmetro que apresentou o valor mais alto para o CV foi o *ssd* (CV = 0,19) que indica variação entre os níveis de cinza na imagem, enfatizando aqueles que ocorrem com mais frequência. Entretanto, o CV mais baixo encontrado foi para o *mv* (CV = 0,7) que mede o número de transições de pequenas

variações do níveis de cinza. Ambos os resultados são da orientação longitudinal do CV.

As medidas de ICC para os parâmetros da CC com a orientação transversal do transdutor mostraram, em geral, resultados mais satisfatórios ( $r > 0,8$  para *av*, *ssd* e *ent*) do que os obtidos com a orientação longitudinal. Os resultados apresentados para a orientação longitudinal foram  $r < 0,5$  com exceção do *mv* ( $r = 0,58$ ), demonstrando uma baixa confiabilidade para esses parâmetros com esta orientação do transdutor. Para o músculo BB, na orientação transversal, os parâmetros *av*, *ssd* e *ent* mostraram confiabilidade excelente ( $r = 0,84, 0,82, 0,83$  respectivamente), o *sm* foi bom ( $r = 0,67$ ) e o *mv* foi baixo ( $r = 0,22$ ). Entretanto, na orientação longitudinal, os parâmetros *av*, *ssd* e *ent* mostraram baixa confiabilidade ( $r = 0,39, 0,28, 0,39$ , respectivamente), enquanto *mv* e *sm* mostraram confiabilidade razoável ( $r = 0,58, 0,46$ , respectivamente).

Tabela 5: Valores obtidos para os parâmetros da CC na orientação longitudinal do músculo BB na região superior

	<b>mv</b>		<b>av</b>		<b>sm</b>		<b>ssd</b>		<b>ent</b>	
<b>Dias</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>2</b>
$\bar{x}$	0,17	0,17	0,03	0,03	8,91	8,73	3,07	2,85	-1,57	-1,44
SD	0,02	0,02	0,01	0,004	1,66	1,42	0,83	0,92	0,24	0,22
CV	0,07		0,11		0,11		0,19		0,12	
(max/min)	(0,26 / 0,0)		(0,25 / 0,005)		(0,28 / 0,005)		(0,57 / 0,001)		(0,31 / 0,005)	
ICC	0,58		0,39		0,46		0,28		0,39	
Intervalo de Confiança	0,118 . 0,802		-0,170 . 0,697		-0,143 . 0,796		-0,498 . 0,657		-0,172 . 0,696	

Tabela 6: Valores obtidos para os parâmetros da CC na orientação transversal do músculo BB na região superior

	<b>mv</b>		<b>av</b>		<b>sm</b>		<b>ssd</b>		<b>ent</b>	
<b>Dias</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>2</b>
$\bar{x}$	0,16	0,17	0,03	0,03	8,26	8,47	3,08	3,1	-1,43	-1,44
SD	0,02	0,03	0,01	0,01	1,68	1,72	0,84	1,07	0,31	0,41
CV	0,12		0,10		0,11		0,13		0,10	
(max/min)	(0,36 / 0,0)		(0,24 / 0,001)		(0,47 / 0,001)		(0,47 / 0,004)		(0,25 / 0,002)	
ICC	0,22		0,84		0,67		0,82		0,83	
Intervalo de Confiança	-0,682 . 0,633		0,658 . 0,923		0,299 . 0,842		0,616 . 0,914		0,649 . 0,921	

#### 5.4 CV e ICC do músculo GL para a CC – região superior

As tabelas 7 e 8 mostram os resultados de variabilidade e confiabilidade para os parâmetros da CC obtidos nas orientações longitudinal e transversal do transdutor para o músculo GL na região superior. Os CVs do músculo GL para os parâmetros da CC apresentaram menores valores quando comparados aos da GLCM. Para o músculo GL, o valor do CV mais alto encontrado entre todos os valores foi de 0,12 para três parâmetros (*av*, *ssd*, *ent*) na orientação transversal do transdutor. O valor mais baixo para este músculo foi o parâmetro *mv* (CV = 0,06) na orientação longitudinal. De uma forma geral, o músculo GL apresentou valores mais baixos de CV na orientação longitudinal.

A orientação longitudinal mostrou melhor confiabilidade das medidas do que a transversal para as imagens do músculo GL. Com exceção do *sm* ( $r = 0,69$ ), o ICC apresentou resultados satisfatórios ( $r > 0,7$ ). Em contrapartida, a orientação transversal apresentou resultados mais baixos, com apenas dois parâmetros acima de  $r = 0,5$ : *av* ( $r = 0,58$ ) e *ent* ( $r = 0,58$ ). Na orientação transversal, o músculo GL mostrou para os parâmetros *av*, *sm*, *ssd* e *ent* razoável confiabilidade ( $r = 0,58, 0,46, 0,41, 0,58$ ) e o *mv* baixa confiabilidade ( $r = 0,38$ ). Na orientação longitudinal, os parâmetros *av* e *ent* mostraram excelente confiabilidade ( $r = 0,79$  para ambos), enquanto o *mv*, *sm* e *ssd* mostraram boa confiabilidade ( $r = 0,73, 0,69, 0,75$ ).

Tabela 7: Valores obtidos para os parâmetros da CC na orientação longitudinal do músculo GL na região superior

	<b>mv</b>		<b>av</b>		<b>sm</b>		<b>ssd</b>		<b>ent</b>	
<b>Dias</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>2</b>
$\bar{x}$	0,18	0,17	0,04	0,04	12,62	12,9	3,51	3,6	-2,13	-2,19
SD	0,02	0,02	0,01	0,01	1,79	1,82	0,71	0,54	0,47	0,41
CV	0,06		0,09		0,08		0,10		0,09	
(max/min)	(0,12 / 0,0)		(0,33 / 0,0)		(0,27 / 0,0)		(0,27 / 0,0)		(0,33 / 0,0)	
ICC	0,73		0,79		0,69		0,75		0,79	
Intervalo de Confiança	0,431 . 0,870		0,699 . 0,899		0,347 . 0,851		0,470 . 0,879		0,558 . 0,899	

Tabela 8: Valores obtidos para os parâmetros da CC na orientação transversal do músculo GL na região superior

	<b>mv</b>		<b>av</b>		<b>sm</b>		<b>ssd</b>		<b>ent</b>	
<b>Dias</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>2</b>
$\bar{x}$	0,16	0,15	0,04	0,04	11,31	11,64	3,51	3,65	-1,9	-1,89
SD	0,02	0,02	0,01	0,01	1,62	1,39	0,57	0,66	0,36	0,38
CV	0,08		0,12		0,09		0,12		0,12	
(max/min)	(0,28 / 0,0)		(0,4 / 0,002)		(0,34 / 0,002)		(0,35 / 0,005)		(0,4 / 0,001)	
ICC	0,38		0,58		0,46		0,41		0,58	
Intervalo de Confiança	-0,323 . 0,706		0,102 . 0,801		-0,118 . 0,744		-0,293 . 0,706		0,108 . 0,803	

### **5.5 CV e ICC do músculo BB para a GLCM - região inferior**

As tabelas 9 e 10 mostram os resultados de variabilidade e confiabilidade para os parâmetros da GLCM obtidos nas orientações longitudinal e transversal do transdutor para o músculo BB na região inferior. Os CVs na região inferior do BB apresentaram resultados elevados para a GLCM, de modo que o BB na orientação transversal apresentou maior variabilidade para todos os parâmetros em relação a orientação longitudinal, com exceção apenas do *con* (transversal CV = 0,17 e longitudinal CV = 0,22). O parâmetro que apresentou menor variabilidade em ambas as orientações foi o *std*, na orientação longitudinal CV = 0,10 e para a orientação transversal CV = 0,12. O parâmetro que apresentou a maior variabilidade dentre todos foi o *coo* da orientação transversal com CV = 0,24.

Os ICCs da GLCM para o BB apresentaram melhores resultados na orientação longitudinal. Apenas o parâmetro *con* apresentou ICC baixo ( $r = 0,17$ ), esse parâmetro foi o mesmo que apresentou a maior variabilidade para a orientação longitudinal do BB (CV = 0,22), indicando que este não se apresentou como uma medida confiável. Os demais parâmetros na orientação longitudinal apresentaram boa confiabilidade: *coo* ( $r = 0,73$ ), *asm* ( $r = 0,73$ ), *std* ( $r = 0,72$ ) e *cor* ( $r = 0,6$ ). Diferentemente da região superior do músculo, onde a melhor confiabilidade apresentada foi para a orientação transversal do transdutor.

Tabela 9: Valores obtidos para os parâmetros da GLCM na orientação longitudinal do músculo BB na região inferior

	<b>coo</b>		<b>asm</b>		<b>std</b>		<b>con</b>		<b>cor</b>	
<b>Dias</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>2</b>
$\bar{x}$	-31,4	-31,2	5,0	5,0	6,2	6,1	13,4	14,1	-1,0	-1,1
SD	13,5	15,2	1,6	1,8	1,2	1,4	3,6	4,0	3,6	4,1
CV	0,21		0,16		0,10		0,22		0,19	
(max/min)	(0,7 / 0,007)		(0,5 / 0,009)		(0,3 / 0,006)		(0,5 / 0,01)		(0,7 / 0,02)	
ICC	0,73		0,73		0,72		0,17		0,60	
Intervalo de Confiança	0,436 . 0,874		0,418 . 0,870		0,414 . 0,869		-0,711 . 0,605		0,152 . 0,810	

Para os valores de  $\bar{x}$  e SD, os parâmetros de *coo*, *asm* e *con* se encontram em  $\times 10^4$ . O valor de *cor* se encontra em  $\times 10^2$ .

Tabela 10: Valores obtidos para os parâmetros da GLCM na orientação transversal do músculo BB na região inferior

	<b>coo</b>		<b>asm</b>		<b>std</b>		<b>con</b>		<b>cor</b>	
<b>Dias</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>2</b>
$\bar{x}$	-41,4	-40,0	6,1	6,0	7,0	6,9	10,6	10,5	-8,8	-9,0
SD	18,8	16,9	2,1	1,9	1,4	1,3	2,5	3,0	3,4	3,5
CV	0,24		0,18		0,12		0,17		0,21	
(max/min)	(0,9 / 0,006)		(0,8 / 0,006)		(0,5 / 0,004)		(0,6 / 0,004)		(0,8 / 0,005)	
ICC	0,54		0,52		0,45		0,53		0,29	
Intervalo de Confiança	0,029 . 0,784		-0,017 . 0,775		-0,188 . 0,739		-0,005 . 0,778		-0,644 . 0,642	

Para os valores de  $\bar{x}$  e SD, os parâmetros de *coo*, *asm* e *con* se encontram em  $\times 10^4$ . O valor de *cor* se encontra em  $\times 10^2$ .

### 5.6 CV e ICC do músculo GL para a GLCM - região inferior

As tabelas 11 e 12 apresentam os resultados de variabilidade e confiabilidade para os parâmetros da GLCM obtidos nas orientações longitudinal e transversal do transdutor para o músculo GL na região inferior. Os CVs para a GLCM na região inferior do GL apresentaram maior variabilidade na orientação transversal, da mesma forma que na região superior do músculo. Apenas o parâmetro *cor* apresentou menor variabilidade na orientação transversal (transversal CV = 0,23 e longitudinal CV = 0,24). Os maiores CVs foram para o parâmetro de *coo* em ambas as orientações (longitudinal CV = 0,27 e transversal CV = 0,28) e os menores CVs encontrados foram para os parâmetros de *std* (longitudinal CV = 0,13 e transversal CV = 0,14).

Os ICCs para os parâmetros da GLCM na região inferior do GL não apresentaram bons resultados para confiabilidade. Apenas o parâmetro *con* na orientação longitudinal apresentou boa confiabilidade ( $r = 0,7$ ). Todos os outros parâmetros em ambas as orientações apresentaram baixa confiabilidade ( $r < 0,4$ ),

indicando que a região inferior do músculo GL não apresenta medidas confiáveis para análise de parâmetros da GLCM.

Tabela 11: Valores obtidos para os parâmetros da GLCM na orientação longitudinal do músculo GL na região inferior

	coo		asm		std		con		cor	
Dias	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2
$\bar{x}$	-22,2	-21,6	4,0	3,8	5,3	5,2	18,5	18,1	-11,7	-12,1
SD	9,4	8,2	1,2	1,0	1,0	1,0	5,5	4,6	3,7	3,8
CV	0,27		0,19		0,13		0,16		0,24	
(max/min)	(0,7 / 0,0)		(0,4 / 0,0)		(0,4 / 0,0)		(0,4 / 0,0)		(0,6 / 0,0)	
ICC	0,27		0,28		0,27		0,70		0,07	
Intervalo de Confiança	-0,567 . 0,657		-0,547 . 0,661		-0,574 . 0,656		0,366 . 0,858		-1,022 . 0,561	

Para os valores de  $\bar{x}$  e SD, os parâmetros de *coo*, *asm* e *con* se encontram em  $\times 10^4$ . O valor de *cor* se encontra em  $\times 10^2$ .

Tabela 12: Valores obtidos para os parâmetros da GLCM na orientação transversal do músculo GL na região inferior

	coo		asm		std		con		cor	
Dias	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2
$\bar{x}$	-24,0	-32,5	4,2	4,9	5,5	6,0	15,1	15,7	-11,1	-10,8
SD	7,3	4,0	0,9	3,6	0,8	1,9	4,1	4,5	3,7	4,4
CV	0,28		0,21		0,14		0,22		0,23	
(max/min)	(0,8 / 0,003)		(1,0 / 0,06)		(0,7 / 0,003)		(0,6 / 0,009)		(0,9 / 0,01)	
ICC	0,08		0,10		0,17		0,04		0,30	
Intervalo de Confiança	-1,252 . 0,484		-1,302 . 0,473		-1,453 . 0,444		-1,057 . 0,550		-1,865 . 0,394	

Para os valores de  $\bar{x}$  e SD, os parâmetros de *coo*, *asm* e *con* se encontram em  $\times 10^4$ . O valor de *cor* se encontra em  $\times 10^2$ .

### 5.7 CV e ICC do músculo BB para a CC - região inferior

As tabelas 13 e 14 mostram os resultados de variabilidade e confiabilidade para os parâmetros da CC obtidos nas orientações longitudinal e transversal do transdutor para o músculo BB na região inferior. Os CVs da orientação longitudinal do BB para os parâmetros da CC variaram de 0,1 (*mv*) a 0,14 (*ssd*) e de uma forma geral apresentaram maior variabilidade quando comparados a orientação transversal. Para a orientação longitudinal o parâmetro que apresentou maior variabilidade foi o *ssd* (CV = 0,14) e na orientação transversal o *sm* (CV = 0,14). O parâmetro que apresentou menor variabilidade na orientação longitudinal foi o *mv* (CV = 0,1) e na orientação transversal o *ent* (CV = 0,08).

Os ICCs para os parâmetros da CC no músculo BB na orientação transversal apresentaram boa confiabilidade para a maior parte dos parâmetros: *av* ( $r = 0,75$ ), *sm* ( $r = 0,68$ ), *ssd* ( $r = 0,76$ ) e *ent* ( $r = 0,74$ ). O parâmetro *mv* apresentou confiabilidade razoável ( $r = 0,52$ ). Na orientação longitudinal apenas dois parâmetros apresentaram boa confiabilidade: *sm* ( $r = 0,62$ ) e *ssd* ( $r = 0,67$ ). Os parâmetros *av* ( $r = 0,56$ ) e *ent* ( $r = 0,55$ ) apresentaram confiabilidade razoável e o *mv* baixa confiabilidade ( $r = 0,34$ ). Da mesma forma que na região superior do músculo, os melhores resultados para confiabilidade foram encontrados na orientação transversal.

Tabela 13: Valores obtidos para os parâmetros da CC na orientação longitudinal do músculo BB na região inferior

	<b>mv</b>		<b>av</b>		<b>sm</b>		<b>ssd</b>		<b>ent</b>	
<b>Dias</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>2</b>
$\bar{x}$	0,14	0,14	0,03	0,03	10,74	10,52	3,29	3,24	-1,48	-1,51
SD	0,02	0,02	0,007	0,005	2,27	2,33	1,05	0,75	0,36	0,25
CV	0,10		0,12		0,12		0,14		0,12	
(max/min)	(0,3 / 0,008)		(0,5 / 0,005)		(0,6 / 0,004)		(0,5 / 0,005)		(0,2 / 0,004)	
ICC	0,34		0,56		0,62		0,67		0,55	
Intervalo de Confiança	-0,414 . 0,690		0,067 . 0,792		0,188 . 0,819		0,304 . 0,845		0,033 . 0,785	

Tabela 14: Valores obtidos para os parâmetros da CC na orientação transversal do músculo BB na região inferior

	<b>mv</b>		<b>av</b>		<b>sm</b>		<b>ssd</b>		<b>ent</b>	
<b>Dias</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>2</b>
$\bar{x}$	0,14	0,14	0,03	0,03	10,06	11,15	3,36	3,52	-1,45	-1,55
SD	0,03	0,02	0,005	0,006	2,5	2,7	0,82	0,75	0,27	0,32
CV	0,11		0,09		0,14		0,10		0,08	
(max/min)	(0,3 / 0,009)		(0,4 / 0,001)		(0,5 / 0,004)		(0,4 / 0,004)		(0,2 / 0,002)	
ICC	0,52		0,75		0,68		0,76		0,74	
Intervalo de Confiança	-0,013 . 0,770		0,460 . 0,879		0,330 . 0,847		0,511 . 0,887		0,458 . 0,878	

### 5.8 CV e ICC do músculo GL para a CC - região inferior

As tabelas 15 e 16 mostram os resultados de variabilidade e confiabilidade para os parâmetros da CC obtidos nas orientações longitudinal e transversal do transdutor para o músculo GL na região inferior. Os resultados para os CVs dos parâmetros da CC no músculo GL apresentaram resultados semelhantes entre si, tanto na orientação longitudinal, quanto na orientação transversal. Para a orientação longitudinal, com exceção do *ssd* ( $CV = 0,13$ ), todos os outros parâmetros apresentaram  $CV = 0,1$ . Na

orientação transversal os resultados variaram de 0,08 a 0,1, apresentando melhores resultados.

Os ICCs para a CC do músculo GL na orientação transversal apresentaram confiabilidade mais satisfatória quando comparados a orientação longitudinal. Os parâmetros *av* ( $r = 0,73$ ) e *ent* ( $r = 0,73$ ) apresentaram boa confiabilidade e o *ssd* ( $r = 0,77$ ) excelente confiabilidade. Entretanto, o *sm* e o *mv* não apresentaram boa confiabilidade, apresentando um  $r < 0,5$ . Na orientação longitudinal, três parâmetros apresentaram confiabilidade razoável: *mv* ( $r = 0,43$ ), *av* ( $r = 0,44$ ) e *ent* ( $r = 0,45$ ). Os parâmetros *sm* e *ssd* apresentaram  $r < 0,4$ , demonstrando baixa confiabilidade.

Tabela 15: Valores obtidos para os parâmetros da CC na orientação longitudinal do músculo GL na região inferior

	<b>mv</b>		<b>av</b>		<b>sm</b>		<b>ssd</b>		<b>ent</b>	
	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>2</b>
<b>Dias</b>										
$\bar{x}$	0,17	0,16	0,04	0,04	13,69	13,83	3,4	3,53	-2,04	-2,09
SD	0,019	0,018	0,007	0,006	2,2	2,1	0,62	0,51	0,35	0,28
CV	0,10		0,10		0,10		0,13		0,10	
(max/min)	(0,4 / 0,0)		(0,3 / 0,0)		(0,6 / 0,0)		(0,4 / 0,0)		(0,2 / 0,0)	
ICC	0,43		0,44		0,04		0,34		0,45	
Intervalo de Confiança	-1,057 . 0,023		-0,189 . 0,732		-1,080 . 0,552		-1,866 . 0,369		-0,156 . 0,740	

Tabela 16: Valores obtidos para os parâmetros da CC na orientação transversal do músculo GL na região inferior

	<b>mv</b>		<b>av</b>		<b>sm</b>		<b>ssd</b>		<b>ent</b>	
	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>2</b>
<b>Dias</b>										
$\bar{x}$	0,16	0,15	0,04	0,04	12,47	12,76	3,31	3,46	-1,82	-1,9
SD	0,02	0,02	0,006	0,007	1,63	2,39	0,66	0,59	0,31	0,37
CV	0,08		0,09		0,10		0,10		0,09	
(max/min)	(0,3 / 0,008)		(0,3 / 0,009)		(0,8 / 0,0)		(0,4 / 0,002)		(0,3 / 0,004)	
ICC	0,33		0,73		0,46		0,77		0,73	
Intervalo de Confiança	-0,430 . 0,686		0,446 . 0,871		-0,139 . 0,745		0,470 . 0,877		0,440 . 0,870	



## 6 Discussão

Dados referentes à análise da textura em músculos esqueléticos saudáveis ainda não estão disponíveis na literatura. Este trabalho apresenta valores médios para dez parâmetros de textura calculados por duas técnicas em músculos esqueléticos saudáveis, que podem servir de referência para futuros estudos na área de análise de textura muscular (tabelas de 1 a 16). Turo *et al.*, (2013) encontraram valores de entropia da CC mais baixos para nódulos de tensão miofasciais ativos em ultrassonografias do músculo Trapézio Superior. Estes nódulos apresentam textura mais homogênea quando comparados com a região muscular não afetada. Ao contrário disso, para uma região do tecido com imagem heterogênea, os valores de entropia são mais altos e o espalhamento está uniformemente distribuído dentro da ROI. Já a ecotextura homogênea, como no caso dos nódulos de tensão, mostra baixa entropia, podendo indicar uma distribuição de espalhamento mais dispersa (SHUNG & THIEME, 1993).

O parâmetro que mostrou o CV mais baixo em todas as situações foi o *mv* da CC, exceto para o músculo BB na região superior na orientação transversal, onde o *av*, *sm* e *ent* da CC e o *std* da GLCM foram os menores valores e para o músculo BB na região inferior na orientação transversal os parâmetros *av*, *ssd* e *ent* da CC se apresentaram como os menores valores. O parâmetro *mv*, diferente dos outros quatro da CC, apresenta altos valores para texturas homogêneas devido à existência de um grande número de transições para uma baixa variação de níveis de cinza. Uma região localizada de distribuição da dispersão e hipocogenicidade pode ser causada pelo acúmulo de fluidos ou um aumento do volume sanguíneo (KHOURY *et al.*, 2008). Os participantes de nosso estudo eram indivíduos saudáveis e não apresentavam lesões ou algum tipo de desordem muscular que pudessem levar a uma hipocogenicidade na imagem de US, apresentando uma característica com uma ecogenicidade normal nas ultrassonografias obtidas e valores mais baixos para o *mv*. Na GLCM, o parâmetro *std* demonstrou os menores valores para o CV em todas as situações. Esse parâmetro indica o grau de espalhamento dos níveis de cinza entre pares de *pixels*. Por outro lado, o valor que se configura entre os mais altos do CV é dado pelo parâmetro *coo* da GLCM, que mede a aleatoriedade da textura da imagem. Esse parâmetro indica a distribuição aleatória de níveis de cinza da GLCM. Como as imagens de US muscular apresentam inúmeras variações nesses níveis de cinza e existe uma grande variação biológica do tecido

muscular entre diferentes indivíduos, a aleatoriedade desses níveis mostra valores elevados de CV para a *coo* que mede justamente essa característica. Em contrapartida, estas mesmas ultrassonografias não apresentam alto grau de espalhamento entre os níveis de cinza, justificando os menores valores de CV para o *std*.

Os parâmetros que apresentaram melhores resultados para ICC no músculo BB em varredura transversal (*av* - que mede a distribuição de transições; *ssd* - que fornece os valores das variações existente entre os níveis de cinza; *ent* - mede a aleatoriedade das transições) foram os mesmos que apresentaram os piores ICC na direção longitudinal, analisando tanto a região superior quanto a inferior do músculo, estes parâmetros pertencem à CC. As características do número de transições na orientação transversal para as imagens do músculo BB demonstraram melhor confiabilidade. Entretanto, o ICC para o *mv* na orientação transversal para o músculo BB foi o único que apresentou resultado muito inferior aos outros, uma vez que este parâmetro caracteriza textura homogênea, diferente dos outros. Na varredura longitudinal, o mesmo parâmetro mostrou o melhor resultado.

Da mesma forma, analisando o músculo GL, os resultados são semelhantes aos da análise do músculo BB. Os melhores resultados para o ICC, que estão na direção longitudinal da região superior (*mv*, *av*, *ssd* e *ent*), foram configurados como baixos resultados de confiabilidade na varredura transversal superior. Na orientação longitudinal do músculo GL, as fibras apresentam um arranjo penado que pode ser considerado padrão numa imagem de US. Esse padrão das fibras na orientação longitudinal torna a imagem mais homogênea quando comparado a imagem na orientação transversal, fazendo com que as transições que geram a CC apresentem resultados mais sensíveis para a análise da textura usando a região superior desse músculo.

Para a GLCM no músculo BB na região superior na orientação longitudinal, todos os parâmetros apresentaram confiabilidade razoável e na orientação transversal na região superior, com exceção do *cor* ( $r = 0.47$ ), todos os demais apresentaram boa confiabilidade, com valores semelhantes. No músculo BB superior, os parâmetros *av*, *ssd* e *ent* da CC na varredura transversal, mostraram os melhores resultados para análise de textura, uma vez que estes parâmetros apresentaram maior confiabilidade nas suas medidas ( $r > 0.8$ ). No músculo GL superior na orientação longitudinal, todos os parâmetros apresentaram boa confiabilidade ( $0.60 < r > 0.74$ ). Em compensação, na orientação transversal superior desse músculo, apenas o *con* ( $r = 0.53$ ) apresentou

confiabilidade razoável, os demais parâmetros apresentaram baixa confiabilidade ( $r < 0.4$ ). Os parâmetros *mv*, *av*, *ssd* e *ent* foram os que apresentaram confiabilidade mais satisfatória ( $r > 0.7$ ) na varredura longitudinal do músculo GL. A seleção da ROI na região superior dessas imagens é mais fácil de ser realizada. Em ambas as imagens dos dois músculos (BB superior orientação transversal e GL superior orientação longitudinal), uma área maior para ser demarcada sem que atinja tecidos adjacentes que possam interferir nos resultados e delimitação de tecidos conjuntivos. Assim, para a aplicação relacionada a lesões dos músculos BB e GL, sugere-se a adoção da orientação transversal para o músculo BB e a varredura longitudinal para o músculo GL na região superior desses músculos.

Os valores de ICC representam o quanto as medidas de um parâmetro se assemelham entre os dias, enquanto o CV reflete a variação média do grupo (média da variação individual destas medidas entre os dias). Nós observamos que, embora dois grupos de dados possam apresentar médias e desvios padrão similares, os ICCs podem ser muito diferentes. No nosso estudo, este evento aconteceu principalmente nos parâmetros da CC. É o caso do parâmetro *av* da CC na região superior do músculo BB (tabelas 5 e 6) que apresentou resultados aproximados para média, desvio padrão e CV, mas ICCs diferentes para a orientação longitudinal ( $r = 0.39$ ) e transversal ( $r = 0.84$ ). Neste caso, analisando o resultado de cada participante obtido para este parâmetro, na orientação longitudinal eles se diferem mais uns dos outros entre os dois dias.

Embora o US tenha provado ser um método eficaz para análise de tecido muscular, alguns fatores devem ser considerados na aquisição de imagens, como: posicionamento impróprio da sonda em relação ao eixo perpendicular do membro, compressão excessiva da sonda na pele, diferentes locais na varredura da imagem entre dias. A seleção da ROI entre dias também caracteriza fonte de erro. Estes problemas podem ter impacto na confiabilidade das medidas dos parâmetros da GLCM e da CC. A configuração adotada no equipamento foi cuidadosamente controlada assim como a identificação dos pontos anatômicos.

Estudos futuros para testar a confiabilidade inter-avaliadores, com seleção da ROI dependente do avaliador, explorando diferentes grupamentos musculares, bem como outras arquiteturas devem ser realizados. A GLCM pode ter apresentado menores resultados de confiabilidade devido a adoção de apenas uma direção (vertical). A análise de outras direções diferentes da vertical, bem como a seleção de outros passos podem melhorar a confiabilidade dos parâmetros desta técnica. Dessa forma, a análise

de textura pode ser utilizada de uma forma confiável para o diagnóstico e acompanhamento de diferentes condições musculares, assim como na regeneração de lesões e acompanhamento de desordens musculares como a dor muscular tardia.

## ***7 Conclusão***

O presente estudo descreveu a confiabilidade de cinco parâmetros das técnicas de GLCM utilizando o processamento em apenas uma direção e um passo fixo, e da CC para análise de textura dos músculos BB e GL. Alta confiabilidade e menor variabilidade foram verificadas para parâmetros da CC sendo *av*, *ssd* e *ent* para o músculo BB na orientação transversal e *mv*, *av*, *ssd* e *ent* para o músculo GL com orientação longitudinal. Dessa forma, os resultados sugerem que essas orientações e esses parâmetros da técnica de CC, de acordo com nossa aplicação, podem ser utilizados em exames de arquitetura muscular para estudos do tecido musculoesquelético.

## ***8 Referências Bibliográficas***

AL-JANOBI, A. “Performance Evaluation of Cross-Diagonal Texture Matrix Method of Texture Analysis” *Pattern Recognition*, v.34, pp.171-180, 2001.

ALVARENGA, A. “Quantificação das Características Morfométricas e de Textura de Tumores de Mama em Imagens por Ultra-som e a Avaliação da sua Contribuição Diagnóstica” Tese de D.Sc., *Programa de Engenharia Biomédica*, COPPE/UFRJ 2005.

ALVARENGA, A.; PEREIRA, W.; INFANTOSI, A., *et al.* “Complexity curve and grey level co-occurrence matrix in the texture evaluation of breast tumor on ultrasound images” *American Association of Physicists in Medicine*, v.34, pp. 379-387, 2007.

ANDREW, M.; ZBOJNIEWICZ, M. “US for diagnosis of musculoskeletal conditions in the young athlete: emphasis on dynamic assessment” *Radiographics*, v.5, pp. 1145-1162, 2014.

BAHEERATHAN, S.; ALBREGTSEN, F.; DANIELSEN, H., “New texture features based on the complexity curve” *Pattern Recognition*, v.32, pp. 605–618, 1999.

BALDWIN, C.; PARATZ, J.; BERSTEN, A. “Diaphragm and peripheral muscle thickness on ultrasound: Intra-rater reliability and variability of a methodology using non-standard recumbent positions” *Respirology*, v.16, pp.1136–1143, 2011.

BEMBEM, M. “Use of diagnostic ultrasound for assessing muscle size” *Journal of Strength and Conditioning Research*, v.16, pp.103-108, 2002.

BLAZEVICH, A.; COLEMAN, D.; HORNE, S., *et al.*, “Anatomical predictors of maximum isometric and concentric knee extensor moment” *Eur. J. Appl. Physiol.*, v.105, pp. 869–878, 2009.

CAMPBELL, S.; ADLER, R.; SOFKA, C. “Ultrasound of muscle abnormalities” *Ultrasound Q*, v.21: 87- 94, 2005.

CICCHETTI, D.; SPARROW, S. “Developing criteria for establishing interrater reliability of specific items: Applications to assessment of adaptive behavior” *Am J Ment Deficiency*, v.86, pp.127–137, 1981.

CHLEBOUN, G.; FRANCE, R.; CRILL, M., *et al.*, “In vivo measurement of fascicle length and pennation angle of the human biceps femoris muscle” *Cells, tissues, organs*, v.169, pp.401-9, 2001.

CHOW, R.; MEDRI, M.; MARTIN, D., *et al.*, “Sonographic studies of human soleus and gastrocnemius muscle architecture: gender variability” *European journal of applied physiology*, v.82, pp.236-244, 2000.

COLLINGER, J.; GAGNON, D.; JACOBSON, J., *et al.*, “Reliability of Quantitative Ultrasound Measures of the Biceps and Supraspinatus Tendons” *Acad. Radiol.*, v.11, pp. 1424–1432, 2009.

ESFORMES, J.; NARICI, M.; MAGANARIS, C. “Measurement of human muscle using ultrasonography” *Eur. J. Appl. Physiol.* v.87, pp. 90–92, 2002.

FRICKE, R. *Padrões estatísticos para descrição de dados : medidas de tendência central e de variabilidade*, Ed. Unijuí. Ijuí. 2002.

GARCIA, C. *Tabelas para classificação de coeficientes de variação*. IPEF. Piracicaba. 1989.

GELLHORN, A.; CARLSON, M. “Inter-rater, intra-rater, and inter-machine reliability of quantitative ultrasound measurements of the patellar tendon” *Ultrasound in medicine & biology*, v.39, pp.791-796, 2013.

HOLLI, K.; LÄÄPERI, A.; HARRISON, L., *et al.*, “Characterization of Breast Cancer Types by Texture Analysis of Magnetic Resonance Images”. *Acad. Radiol.*, v.17, pp. 135–141, 2010.

HOPKINS, W. “Measures of Reliability in Sports Medicine and Science” *Sports Med.*, v.30, pp.1–15, 2000.

HUBER, S.; DANES, J.; ZUNA, I., *et al.*, “Relevance of sonographic B-mode criteria and computer-aided ultrasonic tissue characterization in differential diagnosis of solid breast masses” *Ultrasound Med. Biol.*, v.26, pp.1243–1252, 2000.

KELLIS, E.; GALANIS, N.; NATSIS, K., *et al.*, “Validity of architectural properties of the hamstring muscles: correlation of ultrasound findings with cadaveric dissection” *Journal of biomechanics*, v.42, pp.2549-54, 2009.

KHOURY, V.; CARDINAL, E.; BRASSARD, P. “Atrophy and fatty infiltration of the supraspinatus muscle: sonography versus MRI” *AJR. Am. J Roentgenol.*, v.190, pp. 1105-11, 2008.

LEEDS, T.; MOUSEL, M.; NOTTER, D., *et al.*, “B-mode, real-time ultrasound for estimating carcass measures in live sheep: accuracy of ultrasound measures and their relationships with carcass yield and value” *J. Anim. Sci.*, v.86, pp.3203–3214, 2008.

LEGERLOTZ, K.; SMITH, H.; HING, W., “Variation and reliability of ultrasonographic quantification of the architecture of the medial gastrocnemius muscle in young children” *Clin. Physiol. Funct. Imaging*, v.30, pp.198–205, 2010.

LIEBER, R. *Skeletal muscle structure, function, & plasticity – The physiological basis of rehabilitation*, 2<sup>a</sup> Ed. Ed. Lippincott Williams & Wilkins. Philadelphia. 2002.

LIMA, K.; MATTA, T.; OLIVEIRA, L. “Reliability of the rectus femoris muscle cross-sectional area measurements by ultrasonography” *Clin. Physiol. Funct. Imaging*, v.32, pp.221-226, 2012.

MCGRAW, K.; WONG, S. “Forming inferences about some intraclass correlation coefficients” *Psychological Methods*, v.1, pp.30-46, 1996.

MARTINS, G. “Sobre Confiabilidade e Validade” *RBGN*, v.8, pp. 1-12, 2006.

MARTINS, N.; PEIXINHO, C.; OLIVEIRA, L. “Confiabilidade de medidas de arquitetura muscular do tríceps sural por ultrassonografia de imagem” *Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano*, v.14, pp.212-20, 2012.



MATTA, T.; SIMAO, R.; SALLES, B., *et al.*, “Strength training’s chronic effects on Muscle architecture parameters of different Arm sites” *Journal of Strength and Conditioning Research*, v.25: 1711-1717, 2011.

MATTA, T.; NASCIMENTO, F.; FERNANDES, I., *et al.*, “Heterogeneity of rectus femoris muscle architectural adaptations after two different 14-week resistance training programmes” *Clin. Physiol. Funct. Imaging*, pp.1-6, 2014.

MIYATANI, M.; KANEHISA, H.; KUNO, S., *et al.*, “Validity of ultrasonograph muscle thickness measurements for estimating muscle volume of knee extensors in humans” *Eur. J. Appl. Physiol.*, v.86, pp.203–208, 2002.

MIYATANI, M.; KANEHISA, H.; ITO, M., *et al.*, “The accuracy of volume estimates using ultrasound muscle thickness measurements in different muscle groups” *European Journal of Applied Physiology*, v.91, pp.264-272, 2004.

MORSE, C.; THOM, J.; BIRCH, K., *et al.*, “Changes in triceps surae architecture with sarcopenia” *Acta Physiol. Scand.*, v.183, pp.291–298, 2005.

NETTER, F. *Atlas de Anatomia Humana*. 2.Ed. Artmed. Porto Alegre. 2000.

NOORKOIV, M.; NOSAKA, K.; BLAZEVIČH, A. “Assessment of quadriceps muscle cross-sectional area by ultrasound extended-field-of-view imaging” *Eur. J. Appl. Physiol.*, v.109, pp.631–639, 2010.

PEETRONIS, P. “Ultrasound of muscles” *Eur Radiol.*, v.12, pp.35-43, 2002.

PEIXINHO, C. “Adaptações do tecido musculoesquelético de ratos e humanos submetido a estímulo de alongamento: acompanhamento longitudinal com a técnica ultrassônica”, Tese de D.Sc., *Programa de Engenharia Biomédica*, COPPE/UFRJ, 2013.

PILLEN, S.; KEIMPEMA, M.; NIEVELSTEIN, A., *et al.*, “Skeletal muscle ultrasonography in children with a dysfunction in the oxidative phosphorylation system” *Neuropediatrics*, v.3, pp.142-147, 2006.

RAHBAR, G.; SIE, A.; HANSEN, G., *et al.*, “Benign versus malignant solid breast masses: US differentiation” *Radiology*, v.213, pp. 889– 894, 1999.

REEVES, N.; MAGANARIS, C.; NARICI, M. “Ultrasonography assessment of human skeletal muscle size” *Eur J Appl Physiol.*, v.91, pp.116-118, 2004.

SAMPAIO, I. *Estatística aplicada à experimentação animal*. Fundação de Ensino e Pesquisa em Medicina Veterinária e Zootecnia. Belo Horizonte. 1998.

SHROUT, P.; FLEISS, J. “Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability” *Psychological Bulletin*, v.86, pp.420-428, 1979.

SHUNG, K.; THIEME, G. *Ultrasonic scattering in biological tissue*. CRC Press Inc. Boca Raton. 1993.

SIKIÖ, M.; HARRISON, L.; NIKANDER, R., *et al.*, “Influence of exercise loading on magnetic resonance image texture of thigh soft tissues” *Clin. Physiol. Funct. Imaging*, v.34, pp.370–376, 2014.

SIKIÖ, M.; HOLLI-HELENIUS, K.; HARRISON, L., *et al.*, “MR image texture in Parkinson’s disease: a longitudinal study” *Acta. Radiol.*, pp.1-8, 2014.

TOURASSI, G. “Journey toward computer-aided diagnosis: role of image texture analysis” *Radiology*, v.213, pp.317-320, 1999.

TURO, D.; OTTO, P.; SHAH, J., *et al.*, “Ultrasonic characterization of the upper Trapezius muscle in patients with chronic neck pain” *Ultras. Imag.*, v.2, pp.172-187, 2013.

VINCENT, J. *Statistics in kinesiology*. Human Kinetics Books. Champaign. 1994.

WARD, S.; ENG, C.; SMALLWOOD, L., *et al.*, “Are Current Measurements of Lower Extremity Muscle Architecture Accurate?” *Clinical Orthopaedics and Related Research*, v.467, pp.1074-1082, 2009.