

## CONFIABILIDADE DA TEXTURA DE ULTRASSONOGRÁFIAS DO MÚSCULO ESQUELÉTICO SADIO

N.S. Pereira-Júnior, T.T. Matta, D.M. Lobo, W.C.A. Pereira, L.F. Oliveira\*

\*Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

ft.jr@hotmail.com

**Resumo:** O Ultrassom modo-B tem se mostrado uma ferramenta útil para avaliar imagens musculares. Uma estratégia para caracterizar ultrassonografias é a análise pela textura da imagem. Entretanto, ainda não está descrita na literatura a confiabilidade de medidas extraídas da textura de ultrassonografias musculares. O objetivo do estudo foi avaliar a confiabilidade das medidas de parâmetros de textura de imagens do músculo Reto Femoral sadio. Foi analisada uma imagem por dia de sete atletas profissionais de futebol. Através da região de interesse foram calculados valores de média, desvio padrão, coeficiente de variação e o coeficiente de correlação intraclasse de parâmetros da Matriz de Co-ocorrência (GLCM) e Curva de Complexidade (CC). Os resultados desse estudo demonstraram que a maior parte dos parâmetros da GLCM e CC apresentaram confiabilidade satisfatória ( $r > 0,8$ ) entre os dias.

**Palavras-chave:** ultrassonografia, musculoesquelético, textura, matriz de co-ocorrência, curva de complexidade.

**Abstract:** *B-mode Ultrasound has proven to be a useful tool to evaluate muscle condition. A strategy for its characterization is the analysis by image texture. However, the reliability of measures extracted from the texture of muscle ultrasound is not yet described in literature. The aim of the study was to evaluate the reliability of the measurements of texture parameters from healthy muscles rectus femoris. One image per day was analyzed for each of seven professional soccer players. Through the region of interest values of mean, standard deviation, coefficient of variation and intraclass correlation coefficient of parameters of Gray-Level Co-occurrence Matrix (GLCM) and Complexity Curve (CC) were calculated. The results of this study showed that most of the parameters GLCM and CC had satisfactory reliability ( $r > 0.8$ ) between two days.*

**Keywords:** *ultrasonography, musculoskeletal, texture, grey-level co-occurrence matrix, complexity curve.*

### Introdução

O Ultrassom (US) modo-B tem se mostrado uma ferramenta útil, menos onerosa, não invasiva e de mais fácil acesso do que outras técnicas de diagnóstico por imagem [1,2]. Uma imagem de US é composta a partir dos ecos que são refletidos nas interfaces entre tecidos diferentes e dos ecos espalhados pelas partículas no

meio de propagação. A amplitude dos ecos refletidos e espalhados é transformada em escala de cinza que vai compor a imagem final [3]. No músculo esquelético saudável, existe tecido fibroso e algumas reflexões ocorrem resultando em uma imagem composta de pontos cinzas tendendo para o escuro, pois o tecido muscular é hipocóico [3].

Uma possível estratégia para caracterizar quantitativamente a ultrassonografia é a análise pela textura da imagem [4], que se baseia em uma função da variação espacial na intensidade dos *pixels* e pode ser quantificada através do cálculo de diversos parâmetros [5]. A determinação destes parâmetros é baseada na extração de informação da imagem por meio de definições de operações matemáticas sobre os *pixels*, com o objetivo de quantificar alguma característica referente à variação nos níveis da escala de cinza [6]. A Matriz de Co-ocorrência (GLCM – *Grey Level Co-occurrence Matrix*) representa as combinações diferentes de valores de intensidades dos *pixels* que podem ocorrer em uma imagem. O cálculo da GLCM é utilizado para informar a posição relativa entre os *pixels* da imagem e inseri-los na análise estatística. Já a Curva de Complexidade (CC) é obtida contando-se o número de transições (de 1 para 0 ou 0 para 1) que ocorrem em uma imagem binária, construída a partir da imagem original para cada nível de cinza presente na mesma. O gráfico do número de transições para cada nível de cinza determina a CC [5].

A confiabilidade é um conceito estatístico que define a consistência de medições ou desempenho individual em um teste. Normalmente, uma certa quantidade de erros está sempre presente em medições contínuas, sendo assim, a confiabilidade pode ser considerada como um valor de erro de medição aceitável, sendo uma ferramenta de análise eficaz [7]. 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 [7].

Portanto, o objetivo deste estudo foi avaliar a confiabilidade das medidas de parâmetros de textura pela GLCM e CC de ultrassonografias do músculo Reto Femoral (RF) saudável obtidas em dois dias diferentes.

## Materiais e métodos

Para a realização do estudo, foram selecionados sete atletas de futebol do sexo masculino (idade  $17,25 \pm 0,85$  anos, massa corporal  $71,13 \pm 8,69$ kg, estatura  $179,97 \pm 8,45$ cm) da categoria de base de um clube de futebol do Rio de Janeiro.

Foram adquiridas quatorze imagens de US no modo-B, sendo duas para cada atleta com intervalo de dois dias entre as aquisições. Foi utilizado um aparelho de ultrassonografia (MyLab25 ® Gold, ESAOTE SpA, Itália), com transdutor linear modelo LA435 de 4 cm e frequência de excitação de 10MHz e 7 cm de profundidade de imagem no modo panorâmico em varredura transversal ao longo da linha medial da coxa.

As imagens de US do músculo RF foram analisadas, utilizando uma região de interesse (ROI) de 25 pixels na orientação transversal (Figura 1). Esta ROI de 25 pixels é capaz de abranger uma região do músculo de modo que outras estruturas vizinhas não sejam selecionadas. A medida do comprimento de coxa foi realizada assumindo como pontos de referência a espinha ilíaca ântero-superior e a borda superior da patela. As imagens foram adquiridas a 50% desse comprimento.

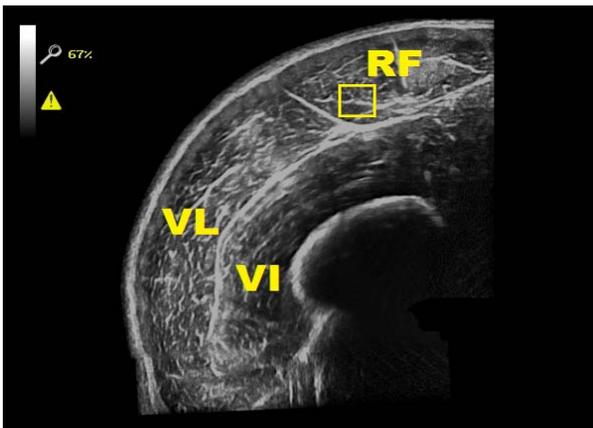


Figura 1: Ultrassonografia do músculo Quadríceps na orientação transversal. Em destaque, a ROI utilizada de 25 pixels por lado na região inferior do músculo RF.

Os parâmetros utilizados para análise dessas imagens se basearam nas técnicas de GLCM e CC. Uma rotina desenvolvida em Matlab 7.0 (The MathWorks, Massachusetts USA) foi utilizada para quantificar os parâmetros de textura [5].

Os parâmetros de GLCM comumente utilizados são:

1) Entropia(*coo*):

$$coo = \sum_{i,j} m(i, j) \cdot \log[m(i, j)] \quad (1)$$

2) Segundo momento angular (*asm*):

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

3) Desvio Padrão (*std*):

$$std = \sqrt{\frac{1}{G-1} \sum_{i,j} (m(i, j) - \bar{m})^2} \quad (3)$$

4) Contraste (*con*):

$$con = \sum_{i,j} (i, j)^2 \cdot m(i, j) \quad (4)$$

5) Correlação (*cor*):

$$cor = \frac{\sum_{i,j} i \cdot j \cdot m(i, j) - m_x m_y}{\sqrt{\sigma_x \cdot \sigma_y}} \quad (5)$$

onde

$$\bar{m}_x = \sum_i i * (\sum_j m(i, j) |_{i=0, \dots, G-1}) \text{ e}$$

$$\bar{m}_y = \sum_j j * (\sum_i m(i, j) |_{j=0, \dots, G-1})$$

$$\sigma_x^2 = \sum_i (\sum_j m(i, j) |_{i=0, \dots, G-1}) * (i - \bar{m}_x)^2 \text{ e}$$

$$\sigma_y^2 = \sum_j (\sum_i m(i, j) |_{j=0, \dots, G-1}) * (j - \bar{m}_y)^2$$

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 são:

1) Valor máximo de transições (*mv*):

$$mv = \max(C(\alpha)), 0 \leq \alpha \leq G-1 \quad (6)$$

2) Valor médio de transições (*av*):

$$av = \frac{\sum_{\alpha=0}^{G-1} C(\alpha)}{G-1} \quad (7)$$

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

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

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

$$ssd = \sqrt{\frac{1}{\sum_{\alpha=0}^{G-1} C(\alpha)} \cdot \sum_{\alpha=0}^{G-1} (\alpha - sm)^2 \cdot C(\alpha)} \quad (9)$$

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

$$ent = \sum_{\alpha=0}^{G-1} C(\alpha) \cdot \log_2[C(\alpha)], C(\alpha) > 0 \quad (10)$$

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

Para estatística descritiva foi realizada a média ( $\bar{x}$ ) e o desvio padrão (SD) das medidas dos atletas. O coeficiente de variação percentual (CV%) foi estabelecido individualmente a partir da divisão do SD de cada par de medidas pelos seus valores médios, com o CV médio sendo calculado a partir da média dos CV individuais. Para a análise estatística da confiabilidade foi calculado o coeficiente de correlação intraclass (ICC) entre avaliadores para cada variável e seu intervalo de confiança.

## Resultados

As Tabelas 1 e 2 apresentam os valores de  $\bar{x}$ , SD, CV, intervalo de confiança e ICC dos parâmetros da GLCM obtidos na orientação transversal, utilizando uma ROI de 25 *pixels* por lado na área lateral do músculo (região inferior da Figura 1).

Tabela 1: Valores obtidos de *coo*, *asm* e *std* para GLCM.

Dias	<i>coo</i> ( $\times 10^4$ )		<i>asm</i> ( $\times 10^4$ )		<i>std</i>	
	1	2	1	2	1	2
$\bar{x}$	-78,7	-67,2	11,3	10	9,2	8,6
SD	37,52	24,24	4,87	2,76	2	1,45
CV (%)	0,22		0,16		0,11	
(max/min)	(0,41 / 0,08)		(0,31 / 0,06)		(0,21 / 0,04)	
ICC	0,817		0,831		0,796	
Intervalo de confiança	-0,068. 0,968		0,018. 0,971		-0,189. 0,965	

Tabela 2: Valores obtidos de *con* e *cor* para GLCM.

Dias	<i>con</i> ( $\times 10^4$ )		<i>cor</i> ( $\times 10^2$ )	
	1	2	1	2
$\bar{x}$	18,2	21,2	-12,6	-13,2
SD	8,39	7,14	4,71	3,13
CV (%)	0,19		0,18	
(max/min)	(0,49 / 0,03)		(0,26 / 0,06)	
ICC	0,804		0,694	
Intervalo de confiança	-0,140. 0,966		-0,779. 0,947	

As Tabelas 3 e 4 apresentam os valores de  $\bar{x}$ , SD, CV, intervalo de confiança e ICC dos parâmetros da CC obtidos ainda nesta orientação.

Tabela 3: Valores obtidos de *mv*, *av* e *sm* para CC.

Dias	<i>mv</i>		<i>av</i>		<i>sm</i>	
	1	2	1	2	1	2
$\bar{x}$	0,19	0,19	0,05	0,05	91,3	87,9
SD	0,02	0,01	0,01	0,01	18,31	17,01
CV (%)	0,07		0,06		0,08	
(max/min)	(0,14 / 0,02)		(0,15 / 0,01)		(0,26 / 0,005)	
ICC	0,058		0,981		0,678	
Intervalo de confiança	-0,5033. 0,822		0,366. 0,981		-0,876. 0,945	

Tabela 4: Valores obtidos de *ssd* e *ent* para CC.

Dias	<i>ssd</i>		<i>ent</i>	
	1	2	1	2
$\bar{x}$	29,1	27,8	-20,5	-20,1
SD	5,51	5,56	3,96	3,63
CV (%)	0,07		0,07	
(max/min)	(0,29 / 0,01)		(0,14 / 0,01)	
ICC	0,795		0,865	
Intervalo de confiança	-0,196. 0,965		0,212. 0,977	

## Discussão

As técnicas para a análise das texturas das imagens se basearam nos conceitos de GLCM e CC. A GLCM é uma matriz que caracteriza por informar a posição relativa entre os *pixels* da imagem, e assim, indica a variabilidade entre os níveis de cinza. Já a CC é uma curva gerada pelo número de transições de níveis de cinza da imagem e, portanto é outra forma de caracterizar a variação espacial dos níveis de cinza [5].

O objetivo do estudo foi avaliar a confiabilidade e variabilidade das medidas de parâmetros de textura pela GLCM e CC de ultrasonografias musculares do RF de atletas de futebol em dois dias. De uma forma geral, os parâmetros de GLCM apresentaram valores médios mais elevados quando comparados aos da CC para o CV. O parâmetro que apresentou maior CV foi a *coo* (22%) da GLCM, demonstrando uma maior dispersão deste parâmetro. Em contrapartida, o menor CV encontrado foi do *av* (6%) da CC. Dentre os parâmetros da GLCM, o que apresentou menor CV foi o *std* (11%), esse parâmetro determina o grau de espalhamento dos níveis de cinza entre os pares de *pixels*.

Para a CC, o *sm* apresentou o valor mais elevado (8%), a característica deste parâmetro é privilegiar níveis de cinza para os quais ocorreram um maior número de transições. Imagens heterogêneas que possuem muitas transições apresentam maiores valores de *sm*. De uma forma geral a CC mostrou valores para CV semelhantes, que variaram de 6 a 8%, consequentemente. Estes resultados apontam para a

importância da utilização do CV em uma análise de possíveis variações desses parâmetros.

O 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 [8]. As medidas de ICC encontradas para os parâmetros de GLCM demonstraram, de uma forma geral, resultados mais satisfatórios ( $r > 0,8$  para *coo*, *asm* e *con*) em relação aos parâmetros da CC. Uma possível razão para os achados é a GLCM analisar a posição relativa entre pares de *pixels* de uma imagem, o que tende a apresentar resultados mais estáveis. Ainda de acordo com os resultados do ICC para os parâmetros da GLCM, os únicos que apresentaram resultados abaixo de 0,8 foram a *cor* ( $r = 0,694$ ) e *std* ( $r = 0,796$ ), sendo que este último atingiu um valor próximo dos parâmetros que apresentaram resultados com maior confiabilidade.

Analisando os resultados para CC, pode-se concluir que os dados de *av* e *ent* atingiram alta confiabilidade ( $r = 0,981$  e  $r = 0,865$ ) respectivamente. Os demais parâmetros apresentaram resultados com mais baixa confiabilidade. A CC é baseada no número de transições que ocorre numa imagem, podendo gerar uma maior variabilidade nas medidas.

Embora o US tenha provado ser um método efetivo para análise de alguns parâmetros do tecido muscular, erros são comuns nas aquisições de imagens, tais como o posicionamento inadequado da sonda em relação ao eixo perpendicular do membro e compressão excessiva da sonda sobre a pele do indivíduo. Estes erros podem ser evitados caso o avaliador seja treinado para a aquisição de uma imagem sem distorções [9,10]. Os resultados tidos como não satisfatórios no presente estudo não estão relacionados à aquisição das imagens, mas provavelmente à variação biológica do tecido muscular entre as diferentes imagens obtidas, ou pela precisão da escolha da mesma ROI.

A confiabilidade da medida parece estar sujeita a diversos fatores. Na parte instrumental, como a resolução do equipamento e imagem, como na identificação acurada de pontos anatômicos e a experiência do examinador na aquisição das imagens. Além disso, como não foram encontrados outros estudos relacionados à textura de ultrassonografias musculoesqueléticas, não foi possível a comparação de resultados. Este estudo apresentou algumas limitações para análises dos resultados, como por exemplo, a varredura panorâmica, a identificação pontual das interfaces teciduais e a seleção da região de interesse. Além disso, detalhes da rotina como direção do deslocamento de blocos para leitura da textura, o adequado relaxamento da musculatura monitorada e o tempo transcorrido desde a última sessão de exercício físico dos atletas, são fatores limitantes desse estudo.

As próximas etapas do estudo serão: analisar as imagens do músculo RF, realizando a leitura em outras direções, não somente na vertical e aplicar a técnica na análise de disfunções musculares.

## Conclusão

Os resultados desse estudo demonstraram que a maior parte dos parâmetros da GLCM e CC apresentaram confiabilidade satisfatória ( $r > 0,8$ ) entre os dias. Sendo assim, técnicas como a caracterização de textura podem ser aplicadas com o intuito de encontrar dados de referência para futuros estudos de acompanhamento em desordens do sistema musculoesquelético.

## Agradecimentos

Os autores agradecem ao suporte financeiro da CAPES - Fundação Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior, CNPq - Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico e FAPERJ - Fundação Carlos Chagas Filho de Amparo à Pesquisa do Estado do Rio de Janeiro

## Referências

- [1] Heckmatt JZ, Dubowitz V, Leeman S. Detection of pathological change in dystrophic muscle with B-cann ultrasound imaging. *Lancet*. 1980; (1): 1389-90.
- [2] Pillen S, Van Dijk JP, Weijers G, *et al*. Quantitative grey scale analysis in skeletal muscle ultrasound: a comparison study of two ultrasound devices. *Muscle Nerve*. 2009; (39): 781-86.
- [3] Fish, P. *Physics and Instrumentation of Diagnostic Medical Ultrasound*. England: John Wiley & Sons; 1990.
- [4] Al-Janobi A. Performance Evaluation of Cross-Diagonal Texture Matrix Method of Texture Analysis. *Pattern Recognition*. 2001; (34): 171-80.
- [5] Alvarenga AV, Pereira WCA, Infantsi AFC, *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*. 2007; (34): 379-87.
- [6] Tourassi, GD. Journey Toward Computer-Aided Diagnosis: Role of Image Texture Analysis. *Radiology*. 1999; (213): 317-20.
- [7] Martins, GA. Sobre Confiabilidade e Validade. *RBGN*. 2006; (8): 1-12.
- [8] Shrout, PE, Fleiss JL. Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychological Bulletin*. 1979; (86): 420-428.
- [9] Bembem MG. Use of Diagnostic Ultrasound for Assessing Muscle Size. *Journal of Strength and Conditioning Research*, Storrs. 2002; (16): 103-8.
- [10] Reeves ND, Maganaris CN, Narici MV. Ultrasonography assessment of human skeletal muscle size. *Eur J Appl Physiol*. 2004; (91): 116-8.