

Análise do speckle em imagens de emissão acústica estimulada por ultrassom

S.L. Vieira¹; L.N. Oliveira²; A.A.O. Carneiro³; M.W. Urban⁴; M. Fatemi⁴

¹Instituto de Física, Universidade Federal de Goiás-UFG, 74001-970, Goiânia-GO, Brasil

²Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Goiás-IFG, 75400-00, Inhumas-GO, Brasil

³Departamento de Física, Universidade de São Paulo USP, 14040-901, Ribeirão Preto-SP, Brasil

⁴Dept. of Physiology and Biomedical Engineering, Mayo Clinic College of Medicine, Rochester, MN 55905, USA

slvieira@ufg.br

(Recebido em 14 de abril de 2013; aceito em 25 de setembro de 2013)

Neste trabalho, uma nova perspectiva teórica é apresentada visando estudar o fenômeno do *speckle* em Vibro-acustografia (VA). A vibro-acustografia é um método de imagem baseado em força de radiação acústica oscilante altamente focalizada e fundamentada nos princípios da emissão acústica estimulada por ultrassom (USAE). A interação do feixe acústico com os espalhadores distribuídos no interior de um objeto é responsável pelo campo de emissão acústica. Um transdutor de ultrassom especial, chamado hidrofone pode ser facilmente empregado para medir a amplitude e fase das ondas acústicas emitidas por tais estruturas. Esse transdutor é sensível a variações de fase dos sinais recebidos. Em sistemas de imagem acústica, a medida do deslocamento de fase das ondas é dependente do volume da célula de resolução do feixe de ultrassom, o qual depende das características da *Point-Spread Function* (PSF). Com intuito de compreender que tipo de espalhamento e distribuição estatística é inerente à USAE, distribuições estatísticas de primeira ordem dos *speckles* tem sido empregada. Esse estudo está baseado nos níveis de tons de cinza ou contraste da imagem, sendo considerado, um conjunto de imagens geradas pelo método de USAE. Onde, um meio espalhador tridimensional é simulado para diferentes densidades de espalhadores, os quais variam entre 1 e 80 espalhadores/mm³. Estatisticamente, os dados são ajustados empregando função normal e lognormal, sendo observado que, dependendo da densidade de espalhadores, a textura e a distribuição estatística da imagem são alteradas. Portanto, nesta pesquisa buscou-se estudar a formação das imagens de vibro-acustografia quando radiação coerente é multiplamente espalhada por partículas distribuídas aleatoriamente no meio.

Palavras-chave: vibro-acustografia, simulação, *speckle*, espalhamento coerente, espalhamento difuso.

Analysis of speckle in ultrasound-stimulated acoustic emission imaging

In this work, a new theoretical perspective is presented to study the phenomenon of speckle in vibro-acoustography (VA). The vibro-acoustography is an imaging method based on Ultrasound-Stimulated Acoustic Emission (USAE). This imaging method is based on the acoustic field emitted from scatterers inside an object due to a highly focused oscillating radiation force. A hydrophone is used to measure the acoustic waves. The acoustic field measured by the hydrophone is dependent on the resolution and the cell volume of the ultrasound beam. The resolution cell also defines the point-spread function (PSF) of the system. The acoustic field emanating from the scatterers can interfere constructively or destructively. Thus, the number and distribution of the scatterers influence image formation and texture. Constructive and destructive interference were simulated based on the field scattered by point-scatterers that are randomly distributed over specific spatial locations. To study the statistical distribution of the image, we calculated the first-order statistical distribution of the gray levels of the image. A set of USAE images obtained from tridimensional scattering medium were simulated for scatterer densities ranging from 1 and 80 scatterer/mm³. Statistical properties of the images produced from the magnitude and phase of the acoustic emission field were analyzed. Statistically, the data were fitted using gaussian and lognormal curves. It was observed that depending on the scatterer densities, texture, and statistical distribution of the image are changed. Therefore, this research aimed to study the image formation in vibro-acoustography systems when coherent radiation is multiply scattered by a random medium.

Keywords: vibro-acoustography, simulation, speckle, coherent scattering, diffuse scattering.

1. INTRODUÇÃO

A partir do trabalho pioneiro de Goodman, significativos avanços têm sido alcançados no estudo das flutuações no espalhamento do laser óptico¹. Neste trabalho, ele conclui que o

principal fator responsável pelas flutuações observadas na luz do laser está relacionado com a diferença de fase com que cada pulso de luz é espalhado por uma superfície irregular. Em Óptica, quando o padrão especular resulta do espalhamento da onda luminosa por uma superfície, cuja rugosidade é menor que o comprimento de onda, nessa situação, a onda espalhada é frequentemente composta por uma componente constante estrutural e uma componente difusamente espalhada². Diferentemente do caso óptico, a fase das ondas acústicas podem ser medidas facilmente, uma vez que os transdutores ultrassônicos são sensíveis à variação na fase dos sinais recebidos. Essa diferença de fase medida pelo sistema de imagem é basicamente dependente do volume da célula de resolução (volume ocupado pelo feixe) característico da *PSF* do sistema acústico. Para a formação da imagem, a diferença de fase entre as ondas que chegam até o transdutor é responsável por gerar uma textura na imagem, a textura pode ser definida como a disposição dos níveis de cinza de uma imagem. Uma maneira simples de quantificar esses níveis de cinza é empregando histograma³, o qual utiliza a estatística de primeira ordem. A análise estatística de primeira ordem avalia a distribuição de níveis de cinza (contraste) da imagem, utilizando um histograma de primeira ordem como base para a extração de características (variância, média, desvio padrão, etc.). Estatisticamente a análise da textura significa que cada *pixel* da imagem é levado em conta, sem considerar as relações existentes entre os *pixels* vizinhos⁴⁻⁶.

A alternância aleatória, entre áreas brilhantes e escuras na imagem é chamada de textura. Essas pequenas áreas não correspondem a real estrutura do meio, mas somente ao fenômeno de interferência entre ondas. A essas flutuações na textura da imagem deu-se o nome de *Speckle*⁴. Em imagens clínicas de ultrassom modo-B (brilho), o *speckle* é gerado principalmente pela interferência construtiva e destrutiva de espalhadores no tecido, menores que a resolução do sistema de medida. No entanto, eles não são aleatórios, mas sim determinísticos, podendo ser reproduzidos exatamente, se o transdutor retornar à mesma posição original. Esse fenômeno pode ser facilmente demonstrado empregando um *phantom* que imita um determinado tipo de tecido biológico^{7,8}. O *speckle* é formado por radiação coerente; e resultam do padrão de interferência⁹, possui propriedades peculiares que o distingue de padrões, tais como o gerado por ruído no sistema de imagem.

Para que o desenvolvimento do fenômeno *speckle*, seja completo, é necessário que a densidade no número de espalhadores (DNE) contido no interior do volume da célula de resolução (VCR) seja no mínimo de 11 espalhadores por célula de resolução¹⁰. Nessa situação, os fasores das ondas espalhadas encontram-se uniformemente distribuídos no intervalo de $[-\pi, \pi]$, assim a magnitude e a fase do *n-ésimo* espalhador são estatisticamente independentes uns dos outros^{11,12}. Em sistemas pulso-eco, o completo desenvolvimento desse fenômeno de interferência, é obtido para níveis de relação sinal-ruído (*SNR*) do sistema o valor de 1,91. Nesse caso, demonstra-se que a magnitude e a fase do sinal seguem distribuições estatísticas diferentes, sendo que a magnitude relaciona-se com a distribuição de Rayleigh e a fase com a Gaussiana¹¹.

Na literatura, existem vários trabalhos publicados empregando distribuições estatísticas para estudar a natureza do *speckle*. Os primeiros achados bibliográficos, incluem a distribuição de Rayleigh^{4,5}, usada para descrever o comportamento do espalhamento difuso. A distribuição-K é utilizada para estudar pequenos grupos de espalhadores uniformemente distribuídos^{13,14}, enquanto que a distribuição de Rice é aplicada a uma grande população de espalhadores difusos na presença de uma componente estrutural ou periódica^{5,14,15}. A análise estatística de primeira ordem avalia a distribuição de níveis de cinza (contraste) da imagem, utilizando histograma como base para a extração das propriedades estatísticas^{11,12}. O objetivo deste trabalho é realizar o estudo estatístico da emissão acústica em vibro-acustografia empregando imagens simuladas com diferentes densidades de espalhadores. Para tal finalidade, um modelo foi desenvolvido em que cada sinal espalhado por objetos pontuais e recebido por um hidrofone e somado para formar o sinal total proveniente de uma determinada região. Cada um dos sinais que chegam ao hidrofone é de origem estocástica, por apresentar uma fase qualquer e pode ser representado por fasores no plano complexo.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

No caso do completo desenvolvimento do fenômeno do *speckle*, a amplitude, $A(\vec{r})$, do campo fasorial resultante para o campo de espalhadores difusos é dado por:

$$A(\vec{r}) = \frac{1}{\sqrt{N}} \sum_{n=1}^N |\alpha_n(\vec{r})| e^{j\phi_n} \quad (1)$$

$|\alpha_n|$ a magnitude de cada fasor no espaço e ϕ_n a fase de cada um dos fasores detectados.

Considerando que cada passo na caminhada aleatória, no plano complexo, é uma variável randômica independente, o Teorema do Limite Central - TLC poderá ser aplicado ao somatório da equação 1¹⁷. Assim, a amplitude pode ser escrita na forma complexa, dada pela equação abaixo:

$$A(\vec{r}) = A_{Re} + jA_{Im} \quad (2)$$

A_{Re} é parte real, A_{Im} a parte imaginária e $j = \sqrt{-1}$ é a unidade complexa.

Para um grande número de espalhadores N , a densidade de probabilidade torna-se uma função densidade de probabilidade de Rayleigh^{1,5}. Então, as leis de conservação da probabilidade permitem escrever as magnitudes dos fasores da seguinte forma:

$$|A(\vec{r})|^2 = |A_{Re}|^2 + |A_{Im}|^2 \quad (3)$$

A amplitude resultante da soma dos fasores dada pela equação 2 pode ser escrita empregando soma de uma componente coerente (estrutural) mais uma componente incoerente (difusa), como:

$$A(\vec{r}) = A_{Co}(\vec{r}) + A_{In}(\vec{r}) \quad (4)$$

A_{Co} é a soma das amplitudes dos fasores coerentes e A_{In} a soma das amplitudes dos fasores incoerentes. Note que, basicamente o que diferencia a expressão anterior da equação 1 é a adição da componente estrutural. A amplitude resultante da combinação do fasor coerente e incoerente pode ser escrita de forma equivalente à equação 1 e dada por,

$$A(\vec{r}) = \Phi_{Co}^n \exp(j\phi_n) + \Phi_{In}^n(\vec{r}) \exp(j\phi_n) \quad (5)$$

Para uma coleção de espalhadores, a equação 5 pode ser escrita na forma de somatório, resultando em um sinal com amplitude complexa, dada por um fasor genérico, descrito da seguinte forma:

$$A(\vec{r}) = \sum_{n=1}^N \left(\Phi_{Co}^n(\vec{r}) \exp(j\phi_n) + \Phi_{In}^n(\vec{r}) \exp(j\phi_p) \right) \quad (6)$$

N é o número total de fasores, os quais podem ser divididos em duas somas distintas, uma, refere-se ao grupo de fasores coerentes e a outra, à soma dos fasores incoerentes, dada por:

$$A(\vec{r}) = \sum_{n=1}^{N-P} \Phi_{Co}^n(x, y, z) + \sum_{p=1}^P \Phi_{In}^p(x, y, z) \quad (7)$$

$\Phi_{Co}^n(x, y, z)$ representa os fasores coerentes, $\Phi_{In}^p(x, y, z)$ o fasores incoerentes, N e P representam o número total de fasores coerentes e incoerentes, respectivamente. Nessa teoria, assume-se que a soma complexa dos sinais captados pelo hidrofone é linear e espacialmente invariante, ou seja, a translação do sinal de entrada causa a mesma variação no sinal na saída.

Como mencionado anteriormente, o fasor resultante é a soma da componente do fasor coerente e do fasor incoerente. Disso resulta que, no volume da célula de resolução existe uma componente estrutural, inerente ao meio. Assim, sem perda de generalidade, tem-se que a parte real e imaginária do fasor pode ser escrita pelas seguintes equações:

$$A_{real}(\vec{r}) = A_{Co} + \frac{1}{\sqrt{N}} \sum_{n=1}^N |\alpha_n| \cos(\phi_n) \quad (8)$$

$$A_{im}(\vec{r}) = \frac{1}{\sqrt{N}} \sum_{n=1}^N |\alpha_n| \sen(\phi_n) \quad (9)$$

Os padrões de interferência (*speckles*) são obtidos realizando a soma das magnitudes do campo fasorial de todas as N contribuições parciais das ondas que chegam ao hidrofone. Desenvolvendo a intensidade do campo acústico em termos das componentes coerente e incoerente. Pela definição de intensidade, $I(\vec{r}) = |A(\vec{r})|^2$, tem-se:

$$I(\vec{r}) = A_{Co}^2 + A_{In}^2 + 2A_{Co}A_{In}\cos(\phi_n) \quad (10)$$

ϕ_n é o ângulo entre a componente coerente, A_{Co} e a incoerente, A_{In} .

Segundo Goodman, a densidade de probabilidade que rege um sistema que contém componentes coerentes e a incoerentes pode ser escrita em termos da amplitude e da intensidade do sinal, assim^{1,2}:

$$P(A) = \frac{1}{2\sigma^2} \exp\left(-\frac{I + A_{Co}^2}{2\sigma^2}\right) I_0\left(\frac{A\sqrt{I}}{\sigma^2}\right), \text{ para } A \geq 0 \quad (11)$$

I_0 é a função de Bessel modificada de primeiro tipo de ordem zero e σ^2 é a variância, a qual está relacionada com a magnitude, $|\alpha_n|$, de cada fasor no espaço. Essa densidade de probabilidade é conhecida como função densidade de probabilidade de Rice, onde se observa a presença de uma componente coerente ou estrutural¹⁷.

De acordo com a equação 11 é conveniente expressar esse resultado em termos de parâmetros estatísticos, tais como: $\bar{I}_{In} = (\bar{A}_{In})^2 = 2\sigma^2$, representando a intensidade média apenas do fasor incoerente; o termo $I_{Co} = (A_{Co})^2$, representando a intensidade do fasor coerente e da razão entre eles, $\gamma = I_{Co}/\bar{I}_{In}$, chamado de fator de flutuação. Empregando essa formulação, pode-se expressar a função densidade de probabilidade somente em função da intensidade do sinal, assim:

$$P(I) = \frac{I}{\bar{I}_{In}} \exp\left[-\left(\frac{I}{\bar{I}_{In}} + \gamma\right)\right] I_0\left(2\sqrt{\frac{I}{\bar{I}_{In}}}\gamma\right), \text{ para } I \geq 0 \quad (12)$$

Esta expressão é frequentemente referida por função densidade de probabilidade modificada de Rice². A forma da distribuição de Rice depende da relação sinal-ruído (SNR), da forma^{5,7,18}:

$$SNR = \left(\frac{\pi}{4 - \pi}\right) \sqrt{\frac{(1 + \gamma)^2}{1 + 2\gamma + n_{Instr}/\bar{I}_{In}}} \quad (13)$$

n_{Instr} representa o ruído instrumental do sistema.

Como o intuito de aplicar a teoria, anteriormente descrita, e baseado no princípio físico da emissão acústica modulada ($P_{\Delta\omega}$) da técnica de Vibro-acustografia¹⁹, um novo formalismo matemático foi desenvolvido. Para maiores detalhes sobre esse formalismo consulte os trabalhos

de Vieira²⁰⁻²². Empregando essa nova formulação, a equação da emissão acústica modulada pode ser modelada de tal forma que esteja de acordo com a teoria previamente descrita:

$$P_{\Delta\omega}(\vec{r}_n, t) = -\frac{j\Delta\omega\rho^2c^2}{\pi\bar{R}_n} \sum_{n=1}^N e^{j\Delta k R_n(\vec{r}_n)} F_{\Delta\omega}(\vec{r}_n, t) \quad (14)$$

$\Delta\omega$ a frequência de modulação da radiação ultrassônica, ρ a densidade do fluido, c a velocidade longitudinal do som no meio, $k = \omega/c$ o número de onda, $F_{\Delta\omega}$ a força de radiação acústica (*PSF*), R_n é o vetor posição relacionando uma fonte localizada na posição \vec{r}_n qualquer e o hidrofone. Na equação anterior é considerado que a distância entre dois espalhadores é muito menor que a distância média deles para o hidrofone, de forma que $|\vec{r}_{s,n} - \vec{r}_{s,n+1}| \ll |\bar{R}_n|$, ou seja, $\bar{R}_n \approx$ constante e não mais depende de \vec{r}_n .

No intuito de se estimar a amplitude complexa resultante desse processo de espalhamento acústico, a equação 16, foi reescrita:

$$P_{\Delta\omega}(\vec{r}, t) = A_{\Delta\omega}(\vec{r}) F_{\Delta\omega}(\vec{r}, t) \quad (15)$$

$A_{\Delta\omega}(\vec{r})$ representa a amplitude complexa do fasor e pode ser decomposta em duas componentes, uma relacionada a magnitude,

$$M_{\Delta\omega} = \left| \frac{\Delta\omega\rho^2c^2}{\pi\bar{R}} \right| \quad (16)$$

e outra, vinculada à fase do sinal,

$$\varphi = \Delta k R(\vec{r}) - \pi / 2. \quad (17)$$

Essas duas componentes compõem a amplitude do sinal, dada por:

$$A_{\Delta\omega}(\vec{r}) = M_{\Delta\omega} e^{j\varphi(\vec{r})} \quad (18)$$

Assim, as diferentes amplitudes dos sinais podem ser representadas no plano complexo em termos da magnitude e também da fase do fasor amplitude.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

Para o estudo estatístico das imagens simuladas de vibro-acustografia, foi implementado o meio espalhador de forma tridimensional, não-homogêneo no formato de um paralelogramo. A distribuição dos espalhadores pontuais foi feita de forma estocástica e suas posições definidas dentro do volume de dimensões espaciais dada por $(10 \times 10 \times 50) \text{ mm}^3$ e com amplitude dos sinais normalizada. A posição de cada espalhador dentro do fantoma é registrada, de maneira que a mesma distribuição “randômica” possa ser usada em outras simulações, mantendo a distribuição original. A varredura pela força de radiação é tipicamente realizada sobre uma grade pré-definida para formar a imagem. Cada elemento pontual da grade tem a coordenada definida por (x_g, y_g, z_g) . A contribuição da força de radiação em cada espalhador, na posição $r_g = (x_g, y_g, z_g)$, é avaliada quando o feixe encontra-se centrado em cada ponto da grade.

A *PSF* para os dois sistemas de imagem foi numericamente simulada de forma tridimensional, usando sub-rotinas do programa Field II[®]. O transdutor foi movido em passos de 0,25 mm com uma matriz de aquisição de 128×128 *pixels* correspondendo a uma área de $10 \times 10 \text{ mm}^2$. O feixe de excitação ultrassônico modulado foi gerado em modo pulsado com 4 ciclos de repetições e tendo um tempo de duração de 20 μs cada. O som produzido pela

vibração dos alvos pontuais foi registrado no ponto ($x = 0$, $y = 100$ mm e $z = 70$ mm) em relação ao centro do transdutor. A *PSF* do transdutor foi definida por $F_{\Delta\omega}(r_F) = F_{\Delta\omega}(x_F, y_F, z_F)$, em que o transdutor está centrado em (x_F, y_F, z_F) . Durante a varredura, o centro do transdutor é movido em duas dimensões (plano x - y), para cada ponto da grade varrido, estabeleceu-se que $r_F = r_g$, sendo a emissão acústica estimada pela equação 14²⁰⁻²². Em cada ponto da grade, a contribuição da emissão acústica para cada um dos N espalhadores é calculada e essas contribuições são somadas. Essa é essencialmente uma operação de convolução da *PSF* com os espalhadores, os quais atuam como funções impulso e as contribuições são, em seguida, adicionadas. A convolução espacial é, então, obtida pela translação da função de espalhamento pontual para um diferente ponto da grade e a emissão acústica é novamente calculada para encontrar a contribuição de cada espalhador. A resposta é mais intensa para regiões próximas ao foco do transdutor e, naturalmente, irá diminuir à medida que se afasta do ponto focal. O ponto focal da *PSF* pode ser definido como $r_{fp} = (x_{fp}, y_{fp}, z_{fp})$ e limites podem ser impostos para ignorar espalhadores fora de uma determinada distância do ponto focal. Simulações foram realizadas considerando a posição do transdutor como a origem do sistema de coordenada cartesiana em: ($x = 0$, $y = 0$, $z = 0$).

Todas as simulações foram realizadas empregando linguagem de programação desenvolvido em ambiente MATLAB[®] 7.5. Dessa forma, imagens de vibro-acustografia foram geradas.

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Na Figura 1, mostram-se duas imagens resultantes do processo de interação do feixe acústico com espalhadores, cujas densidades variam entre 1 e 80 espalhadores/mm³.

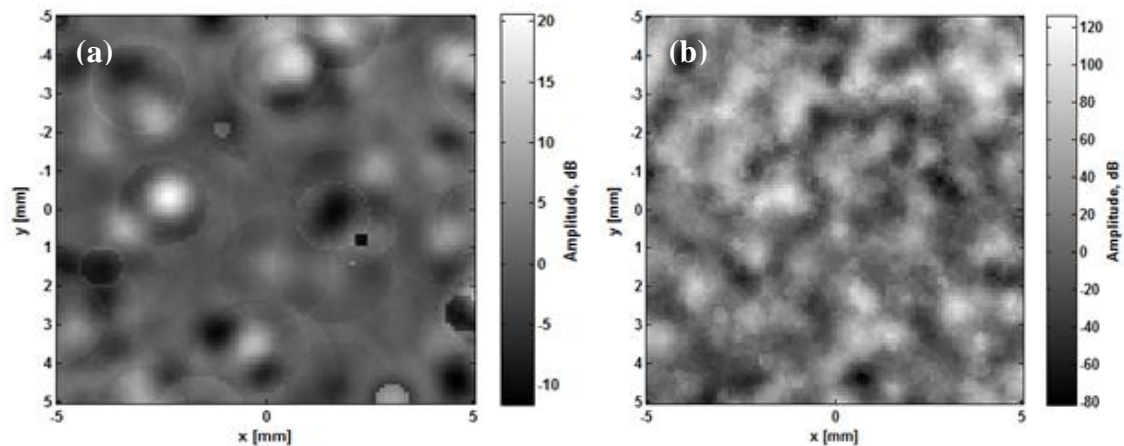


Figura 1: Imagens simuladas de vibro-acustografia empregando diferentes densidades de espalhadores. Em (a) 1 espalhador/mm³ e (b) 80 espalhadores/mm³, distribuídos aleatoriamente no interior do volume da célula de resolução do sistema.

Na Figura 2, mostram-se as distribuições dos dados obtidos das imagens mostradas na Figura 1. Para uma densidade de 1 espalhador/mm³ os dados podem ser ajustados pela função densidade de probabilidade de Rice. A relação sinal-ruído presentes nesses dados foi de $SNR = 2,0$. Dessa forma, esses dados possuem um comportamento que se aproxima de uma distribuição normal. Enquanto o histograma da imagem que foi gerada levando-se em conta uma densidade de 80 espalhadores/mm³ revelou um comportamento diferente situando-se entre uma distribuição de Gauss e Rayleigh. Neste caso, os dados não puderam ser ajustados pela função de Rice modificada, levando-se em conta os mesmos níveis de SNR .

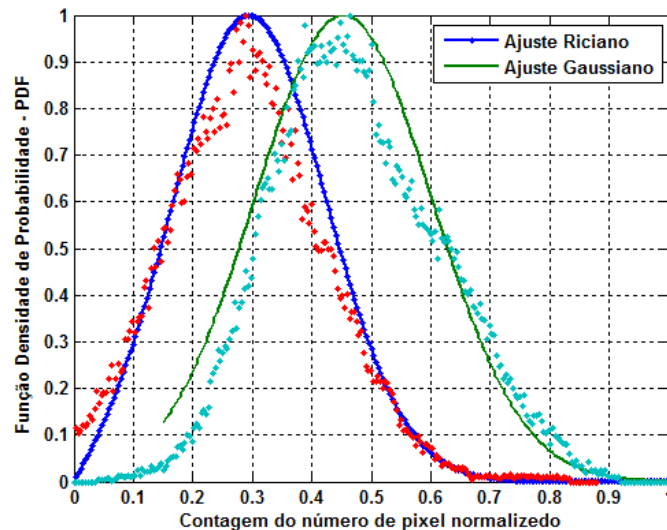


Figura 2: Ajuste estatístico dos dados obtidos das imagens empregando funções densidade de probabilidade de Rice e Gauss.

Esse comportamento pode ser explicado porque a simulação não levou em consideração um arranjo periódico no posicionamento dos espalhadores, assim a componente estrutural não pode ser observada. Essa componente, como descrita pela, é responsável em deslocar a função probabilidade de Rice. Dados adquiridos de imagens semelhantes (não mostradas) com densidade de espalhadores variando entre 1 e 80, foram ajustados empregando função normal, neste caso são obtidos chi-quadrado (χ^2) variando entre 0,97 a 0,99. Esses mesmos dados apresentam chi-quadrado de 0,95 a 0,98, quando ajustados por uma função Lognormal. Assim, os χ^2 obtidos mostram que, quanto maior são esses índices mais significantes é a relação entre a função densidade de probabilidade e os dados.

5. CONCLUSÃO

Geralmente, a *PSF* é uma função complexa em que a parte real e imaginária assumem valores positivos e negativos. Sistemas de imagem com estas características são chamados de coerente, sendo a imagem construída pela adição das contribuições em amplitude e fase de diferentes partes do objeto. Quando dois pontos são iluminados usando radiação coerente, a interferência destrutiva pode ocorrer, mas para que isso aconteça, a distância entre eles deve ser radialmente de $(2n+1)\lambda/4$. Caso contrário, o padrão de interferência construtiva será dominante, se a distância radial entre eles for $n\lambda/4$, em que λ é o comprimento da onda incidente. Para ambos os casos n é um número inteiro e deve ser pequeno o bastante para que a distância entre os espalhadores seja da ordem do limiar de resolução do sistema. Deste trabalho, pode-se concluir que o tipo comum de espalhamento que ocorre é de características difusa ou incoerente. Isso ocorre devido à grande população de espalhadores que estão abaixo da resolução do sistema. Se o arranjo destes espalhadores é espacialmente aleatório, o espalhamento resultante é incoerente, dando origem ao fenômeno do *speckle*. Se os espalhadores obedecem a um arranjo periódico, um componente coerente é introduzido, produzindo periodicidade no espectro de emissão. No entanto esse tipo de comportamento não pode ser observado nas imagens de vibro-acustografia, isso se deve basicamente porque os espalhadores foram gerados seguindo um modelo aleatório de distribuição. Estudos futuros serão necessários para comprovar tais hipóteses, isso poderá ser feito variando o número de espalhadores, a densidade e a posição, juntamente com simulações que levem em conta a disposição de arranjos periódicos dos espalhadores. Outros parâmetros também poderão ser explorados como o tamanho dos espalhadores, profundidade e a frequência empregada para geração das imagens.

6. AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Wilkins Aquino, Ph.D, da Universidade de Cornell, Ithaca, NY, Estados Unidos por ter gentilmente consentido no uso do *cluster* de computadores para execução das simulações das imagens aqui apresentadas. Ao CNPq, CAPES e FAPEG pelo apoio financeiro.

-
1. GOODMAN, JOSEPH W. Statistical Properties of Laser Speckle patterns. Heidelberg, Berlin: Springer Verlag, 1975. (Laser Speckle and Related Phenomena).
 2. GOODMAN, JOSEPH W. Speckle Phenomena in Optics. 1. ed.: Roberts and Company Publishers, 2006.
 3. LAI, D. *et al.* Independent Component Analysis applied to ultrasound speckle texture analysis and tissue characterization. 2007 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, v. 1-16, n. 6760, p. 6524-6527, 2007.
 4. BURCKHARDT, C. B. Speckle in Ultrasound B-Mode Scans. IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics, v. 25, n. 1, p. 1-6, 1978.
 5. WAGNER, R. F., SMITH, S. W., SANDRIK, J. M., LOPEZ, H. Statistics of Speckle in Ultrasound B-Scans. IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics, v. 30, n. 3, p. 156-163, 1983.
 6. OOSTERVELD, B. J. *et al.* Texture of B-Mode Echograms - 3-D Simulations and Experiments of the Effects of Diffraction and Scatterer Density. Ultrasonic Imaging, v. 7, n. 2, p. 142-160, 1985.
 7. THIJSEN, J. M. Tissue Characterization by Ultrasound. Ultrasonography in Ophthalmology 12, v. 53, n. 494, p. 293-304, 1990.
 8. THIJSEN, J. M. Ultrasonic speckle formation, analysis and processing applied to tissue characterization. Pattern Recognition Letters, v. 24, n. 4-5, p. 659-675, Feb 2003.
 9. MORSE, P. M. *et al.* The radiation of sound , Theoretical Acoustics. Princeton, New Jersey: Princeton University Press, 1969.
 10. PALMERI, M. L. *et al.* Ultrasonic tracking of acoustic radiation force-induced displacements in homogeneous media. IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control, v. 53, n. 7, p. 1300-1313, Jul 2006.
 11. WAGNER, R. F.; INSANA, M. F.; BROWN, D. G. A Unified Approach to the Detection, Grading, and Classification of Tissue Textures. Ultrasonic Imaging, v. 7, n. 1, p. 82-83, 1985.
 12. THIJSEN, J. M. Speckle formation, analysis and processing applied to ultrasound tissue characterization. Physics for Medical Imaging Applications v. 240, n. 3, p. 151-176, June 2007.
 13. JAKEMAN, E. Speckle Statistics with a Small Number of Scatterers. Optical Engineering, v. 23, n. 4, p. 453-461, 1984.
 14. WENG, L. *et al.* Ultrasound Speckle Analysis Based on the K-Distribution. Journal of the Acoustical Society of America, v. 89, n. 6, p. 2992-2995, Jun 1991.
 15. INSANA, M. F. *et al.* Analysis of Ultrasound Image Texture Via Generalized Rician Statistics. Optical Engineering, v. 25, n. 6, p. 743-748, Jun 1986.
 16. PERREAULT, C. *et al.* Speckle simulation based on B-mode echographic image acquisition model. Fourth Canadian Conference on Computer and Robot Vision, Proceedings, v. 520, p. 379-386, May 2007.
 17. RICE S. O. Mathematical analysis of random noise. Bell System Technical Journal, v. 23, p. 282-332, Jul 1944.
 18. WELLS, P. N. T. *et al.* Speckle in Ultrasonic-Imaging. Ultrasonics, v. 19, n. 5, p. 225-229, 1981.
 19. FATEMI, M. *et al.* Vibro-acoustography: An imaging modality based on ultrasound-stimulated acoustic emission. Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America, v. 96, n. 12, p. 6603-6608, Jun 8 1999.
 20. VIEIRA, S. L.; CARNEIRO, A.; URBAN, M. W.; FATEMI, M. Modelagem tridimensional do campo acústico do sistema de vibroacustografia In: Proceedings of XXII Brazilian Society of Biomedical Engineering, Tiradentes - MG. Sociedade Brasileiro de Engenharia Biomédica - SBEB, 2010b.
 21. VIEIRA, SÍLVIO LEÃO. Imagens das propriedades viscoelásticas por ressonância magnética e ultrassom. (2009). 200p. Tese de Doutorado - Departamento de Física e Matemática da FFCLRP Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto - SP, 2009.
 22. VIEIRA, S. L.; CARNEIRO, A.; URBAN, M. W.; FATEMI, M. Estudo do *speckle* em vibroacustografia: Resultados preliminares. In: Proceedings of XXII Brazilian Society of Biomedical Engineering, Tiradentes - MG. Sociedade Brasileiro de Engenharia Biomédica - SBEB, 2010a.