

MODELAGEM E PROCESSAMENTO DE *SPECKLE* EM IMAGEM ULTRA-SÔNICA: UMA REVISÃO

C. D. Maciel¹ e W. C. A. Pereira¹

RESUMO -- Esse trabalho apresenta a conceituação de *speckle* e suas principais abordagens matemáticas. Serão apresentados dois modelos de função de distribuição de probabilidade não-Rayleigh: o de Rice e a distribuição K, ambas são generalizações da modelagem apresentada por Rayleigh. A distribuição de Rice permite acrescentar uma componente periódica ao eco ultra-sônico recebido, simulando uma estrutura periódica. A distribuição K é um modelo onde o meio apresenta diferentes concentrações de partículas ao longo de sua extensão, como se apresentasse *clustering* de partículas. Também serão abordados o resultado de sua interferência com os tecidos e o processo de formação de imagens médica de ultra-som. São feitas simulações computacionais do padrão de *speckle* baseadas nos três modelos. Por último, são feitos alguns testes de retirada de *speckle* com filtros convencionais e quantificação da redução da retirada do *speckle*. Uma primeira aplicação dessa modelagem é para a caracterização de tecidos, pretendendo discernir os tecidos doentes dos saudáveis.

Palavras-chave: *Speckle*, Imagem Ultra-sônica, Caracterização de Tecidos, Formação de Imagem.

INTRODUÇÃO

Para a formação de imagens médicas por ultra-som (US), o transdutor emite pulsos a uma determinada taxa, para o meio investigado. O sinal de eco que retorna do meio é quantificado em tons de cinza e exibido no monitor. Ecos com maior intensidade são apresentados como pontos brancos e os ecos com menor intensidade são mostrados como pontos pretos.

Na Figura 1(a) observa-se o diagrama de um pulso de ultra-som irradiado e o sinal de eco que retorna ao transdutor. Considerando-se a velocidade do pulso de ultra-som no meio como constante, pode-se localizar os pontos amostrados e apresentá-los em uma posição bem definida na tela do monitor (Figura 1(b)).

Na Figura 2 observa-se o transdutor fazendo uma varredura no meio para apresentar uma imagem na tela do monitor. A região do feixe de ultra-som que melhor descreve o meio é sua zona focal. Sistemas de imagens médicas atuais possuem varredura eletrônica e focalização dinâmica. O sistema de focalização dinâmica varre toda a região de interesse com o feixe focalizado e monta a imagem com os melhores segmentos do feixe de ultra-som (Dutt *et alia*, 1995).

¹ Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ - Cx. Postal 68510, CEP: 21945-970 Rio de Janeiro - RJ, Brasil. E-mail: maciel@serv.peb.ufrj.br

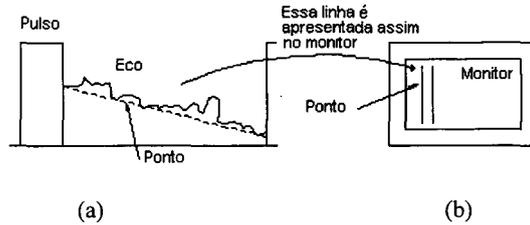


Figura 1 - Eco ultra-sônico e sua representação no monitor de imagens.

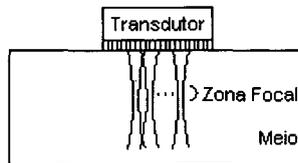


Figura 2 - Varredura eletrônica para formação da imagem de ultra-som

De modo geral, a textura dos órgãos estudados durante o exame está associada com a microestrutura do parênquima visualizado. Essa textura é o resultado de um processo de interação do feixe de ultra-som com o tecido biológico em estudo. Essa interação representa um conjunto de fenômenos físicos como absorção, reflexão e espalhamento do feixe de ultra-som.

Uma situação muito comum é a apresentação de um padrão de brilho razoavelmente constante ao longo da imagem, em parenquimas tidos como homogêneos. Esse padrão de brilho é chamado de *speckle* e pode ser observado pela comparação das Figura 3(a) e (b).

Do ponto de vista físico, o *speckle* é o resultado do somatório dos sinais espalhados pelas partículas do meio (Healey *et alii*, 1994; Li *et alii*, 1992; Dutt *et alia*, 1994; Wagner *et alii*, 1983), quando irradiado com um sinal coerente, sendo, as dimensões da região investigada, comparáveis ao comprimento de onda da irradiação. O sinal refletido por cada partícula no meio terá a sua fase e amplitude dependentes da posição das partículas no mesmo. Desta forma, a soma de todos os sinais refletidos por elas podem interagir construtiva ou destrutivamente.

A Figura 4 mostra um transdutor irradiando um meio composto por um tecido biológico. A área com *zoom* apresenta uma distribuição de diversas partículas ao longo do meio. Observa-se a existência de regiões com maior concentração de partículas, chamadas de *cluster*.

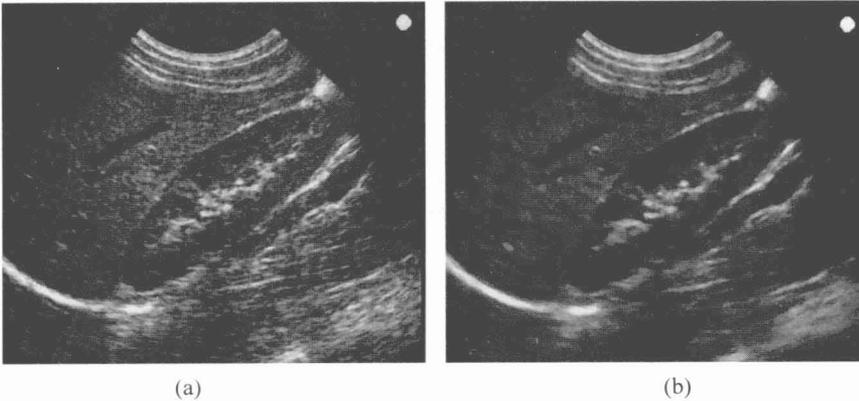


Figura 3 - Imagens do fígado e rim; (a) com *speckle* (b) após o processamento para diminuir o *speckle*.

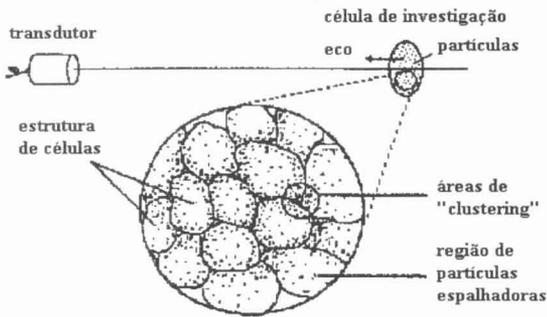


Figura 4 - Zoom apresentando a distribuição dos espalhadores.

No caso de um meio altamente concentrado e com distribuição de partículas aleatória, o padrão de distribuição de amplitudes do eco (*speckle*) é caracterizado como uma distribuição de Rayleigh (Chen *et alia*, 1994). Para o caso onde a concentração de partículas é baixa, as propriedades estatísticas do *speckle* irão diferir da distribuição de Rayleigh. Os parâmetros das distribuições não-Rayleigh podem ser usados para a caracterização de tecidos, indicando possivelmente os tecidos saudáveis e doentes.

Quando se analisa as propriedades estatísticas do *speckle* considera-se que o modelo adotado compõe-se de um meio com espalhadores discretos. O modelo com espalhadores contínuos possui uma análise matemática muito mais complexa e pode ser aproximado por um meio com alta concentração de espalhadores discretos. Para o estudo dos modelos não-Rayleigh considera-se que

as partículas possuam uma distribuição no meio de acordo com o modelo de Poisson (Dutt *et alia*, 1995), que é aplicável apenas em situações com baixas concentrações.

Um aspecto importante para a caracterização do *speckle* é que este pode ser analisado como ruído ou como sinal para o processo de formação de imagem. A sua apresentação como ruído é pelo fato de que o *speckle* mascara pequenas diferenças da textura, prejudicando a detecção de lesões que possuam baixos contrastes, pode-se observar esse fenômeno na Figura 5. Por outro lado, a sua própria natureza está associada com a microestrutura do parênquima e o *speckle*, nesse contexto, pode ser visto como um sinal de caracterização do meio.

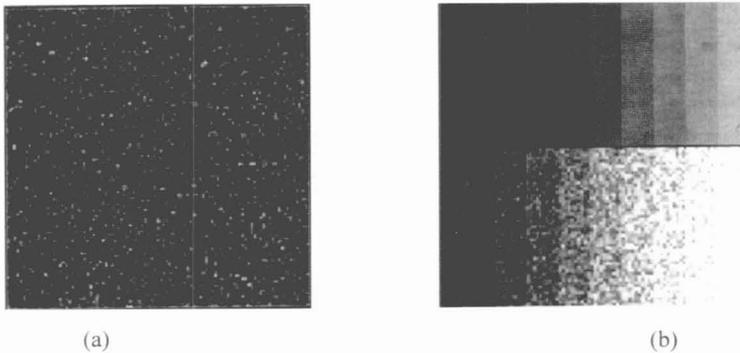


Figura 5 - O *speckle* mascarando os níveis mais suaves da escala de cinza (a) um padrão de *speckle* (b) e seu efeito ao ser multiplicado a um padrão de tons de cinza.

A Figura 5 mostra um padrão de *speckle* obtido por simulação e a sua atuação em uma escala de cinza. Jain (1989) apresenta o modelo para o processo de obtenção de imagem coerente e mostra como resultado principal, o comportamento do *speckle* como ruído multiplicativo e que em sistemas ideais de obtenção de imagem, não se observa *speckle*. Os métodos para a sua retirada ainda estão longe de ser um estudo esgotado.

Este trabalho apresenta os principais modelos de *speckle* e sua caracterização usando as Funções Distribuição de Probabilidade (FDP). São apresentadas simulações computacionais de cada modelo bem como das principais técnicas de processamento de sinais para reduzir seu efeito na imagem.

CONSIDERAÇÕES INICIAIS SOBRE OS MODELOS DE *SPECKLE*

O sinal de eco proveniente de um meio constituído de partículas pode ser modelado como a soma dos sinais espalhados em cada ponto, como mostrado na Figura 6. Cada partícula individualmente causará uma variação aleatória da amplitude e fase em função da sua localização. A esse fenômeno está associado um parâmetro denominado de coeficiente de espalhamento aleatório (Ishimaru, 1978; Rao *et alii*, 1995).

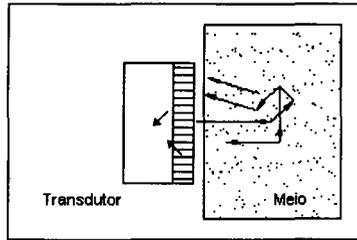


Figura 6 - O sinal de ultra-som espalhado pelo meio, responsável pela formação do *speckle*.

Será considerado um pulso de excitação com largura de banda estreita como sendo a parte real de

$$p(t) = E(t)e^{i2\pi f_0 t} \quad (1)$$

onde f_0 é a frequência central e $E(t)$ é a envoltória do pulso.

A largura de banda espectral de 6dB (Δf) do pulso depende da forma e duração de $E(t)$. O perfil do feixe de transmissão e recepção é $B(r)$. Na Figura 7 pode-se observar o vetor r e o perfil do feixe de US. O meio é considerado homogêneo e não-atenuante com partículas distribuídas aleatoriamente (distribuição uniforme) nas 3 dimensões do espaço.

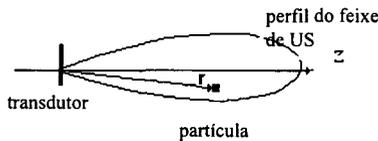


Figura 7 - Localização de uma partícula no feixe de ultra-som.

Dada a localização da $n^{\text{ésima}}$ partícula no feixe de ultra-som o tempo gasto para o sinal atingi-la e retornar é estimado como:

$$t_n = 2 \frac{|r_n|}{c} \quad (2)$$

onde c é a velocidade do ultra-som no meio. As variáveis t_n e as seções médias de espalhamento (a_k) das partículas são variáveis aleatórias que estão associadas a alguma FDP.

Sob a condição de feixe estreito (Rao *et alii*, 1995), o sinal de eco pode ser expresso como sendo:

$$u(t) = \sum_{k=1}^N a_k B(\vec{r}_k) E(t - t_k) e^{j2\pi f_0(t-t_k)} = e^{j2\pi f_0 t} \sum_{k=1}^N E_k e^{j\phi_k} = \sum_{k=1}^N \bar{u}_k(\vec{r}_k, t) \quad (3)$$

onde N é o número de partículas dentro de um volume de investigação. Cada partícula reflete uma parcela u_k do sinal e o sinal espalhado resultante em uma célula de investigação é o somatório de todos os u_k .

Os termos E_k e ϕ_k são a representação de u_k complexo em coordenadas polares. A soma na equação (3) é realizada em todas as N partículas que significativamente contribuem para o sinal de eco no tempo t . Essas partículas estão localizadas em um volume $\Delta\Omega$ (volume de investigação), que é definido pela região focal do transdutor e a duração do pulso transmitido.

Como as partículas estão distribuídas aleatoriamente, o campo espalhado não é constante e a sua amplitude (A_k) e fase (ϕ_k) deverão flutuar de forma aleatória. Pode-se escrever $u(t)$ como a soma da média $\langle u(t) \rangle$ e da flutuação do campo u_f (Ishimaru, 1978):

$$u(t) = \langle u(t) \rangle + u_f(t) \quad (4)$$

$$\langle u_f(t) \rangle = 0 \quad (5)$$

onde $\langle \cdot \rangle$ representa o valor esperado.

A média do sinal $u(t)$ é também chamada de sinal coerente e a sua flutuação de incoerente. No problema de espalhadores do meio, as ondas espalhadas por uma distribuição aleatória de partículas podem ser consideradas como totalmente incoerentes e o sinal coerente é igual a zero. Entretanto, se o meio não é totalmente aleatório (p.ex., possuindo uma parte periódica), as ondas retro-espalhadas contém alguma coerência.

Para a consideração da distribuição de probabilidade da amplitude $A(t)$ e da fase $\phi(t)$ deve-se analisar o sinal retro-espalhado em termos das suas componentes de fase ($X(t)$) e quadratura ($Y(t)$):

$$A(t) e^{j\phi(t)} = X(t) + jY(t) \quad (6)$$

O sinal retroespalhado é a soma de todos os sinais espalhados nas diferentes partículas dentro do volume de investigação. Considerando-se que A_k e ϕ_k são variáveis aleatórias independentes e que a fase é uniformemente distribuída sobre $[-\pi, \pi]$; pode-se escrever a probabilidade $p(A, \phi)$, como:

$$p(A, \phi) = p(A)p(\phi), \quad (7)$$

e

$$p(\phi) = \frac{1}{2\pi}, \quad -\pi \leq \phi \leq \pi. \quad (8)$$

Pode-se também estimar a média das componentes $X(t)$ e $Y(t)$ como sendo:

$$\langle X(t) \rangle = \langle A \cos \phi \rangle = \int_0^{\infty} dA \int_{-\pi}^{\pi} A p(A, \phi) \cos \phi d\phi = 0 \quad (9)$$

$$\langle Y(t) \rangle = \langle A \sin \phi \rangle = 0, \quad (10)$$

e o momento de segunda ordem como:

$$\langle XY \rangle = \langle A^2 \sin \phi \cos \phi \rangle = 0 \quad (11)$$

$$\langle X^2 \rangle = \langle Y^2 \rangle = \sigma^2 = \int_0^{\infty} A^2 p(A) dA \quad (12)$$

Lembrando que o sinal espalhado apresenta uma parte constante (coerente) e uma flutuação (incoerente), algumas formas de expressar a característica de flutuação do sinal são: variância, função correlação, momentos de ordem superior, potência espectral e funções de distribuição de probabilidade (Ishimaru, 1978).

Uma propriedade importante para a caracterização das distribuições de *speckle* é a medida da sua relação sinal-ruído, SNR (*signal to noise ratio*), definida como:

$$\text{SNR} = \frac{\langle A(r, t) \rangle}{\sqrt{\langle A(r, t)^2 \rangle - \langle A(r, t) \rangle^2}} \quad (13)$$

A função de distribuição de Rayleigh fornece um bom modelo para o sinal de eco quando o número de partículas na célula de investigação é grande (maior que 10 partículas) (Healey *et alii*, 1992; Ohya *et alii*, 1992). Vale lembrar que o tamanho do volume de investigação é função da frequência f_0 e da largura de banda do pulso excitatório (Rao *et alii*, 1995). Da mesma forma, o modelo de Rice fornece uma boa aproximação para o sinal de eco na presença de uma componente coerente. Para o caso de uma menor densidade de partículas, esses modelos possuem uma aplicação limitada (Bamber *et alia*, 1986; Zimmer *et alii*, 1996).

A solução mais geral é encontrada quando o eco recebido é originado de pequenas densidades de partículas com um espalhamento efetivo. Esse modelo mais geral avalia o *speckle* a partir das baixas concentrações de partículas. A redução do número de partículas efetivas no volume de investigação faz com que a função de distribuição de probabilidade se afaste do modelo de Rayleigh (Giesey *et alii*, 1992).

Quando a densidade de partículas diminui, a SNR se torna muito menor que o valor apresentado pela distribuição de Rayleigh (SNR = 1,91). Por outro lado, a presença de uma componente coerente no sinal de eco (gerado por partículas localizadas periodicamente no meio ou por um espalhamento especular em camadas) aumenta o valor da SNR (Dutt *et alia*, 1994).

O modelo de Rayleigh

Sob as condições de distribuição de Rayleigh, meio denso e com distribuição de partículas aleatórias, o padrão de interferência (*speckle*) formado é chamado *fully formed* e o único parâmetro que caracteriza essa distribuição é a variância dos sinais componentes (σ). O valor da SNR é constante ($\cong 1,91$) e independe da energia total retro-espalhada.

A amplitude dos sinais de eco, $A(t)$, obtidos de um meio com elevado número de partículas cuja distribuição é uniforme, pode ser modelado pela equação (1). Usando-se o Teorema do Limite Central e considerando que a fase do sinal espalhada é uniformemente distribuída entre $[-\pi, \pi]$, a amplitude do eco que resulta da adição das componentes possui média zero e variância σ^2 . Pode-se mostrar (Chen *et alia*, 1994) que a FDP para a amplitude do sinal de eco é da seguinte forma:

$$p(A) = \begin{cases} \frac{A}{2\sigma^2} e^{-\left\{\frac{A^2}{2\sigma^2}\right\}}, & A \geq 0 \\ 0 & , A < 0 \end{cases} \quad (14)$$

A função acima é chamada de FDP de Rayleigh com espalhamento médio quadrático das amplitudes quantificado por σ^2 . Na Figura 8 observa-se em (a) a curva de distribuição de probabilidade normalizada (abscissa possuindo o valor A/σ e a ordenada o valor $\sigma P(A)$) e em (b) um padrão de *speckle* em uma matriz (128x128) pontos, gerado pelo modelo.

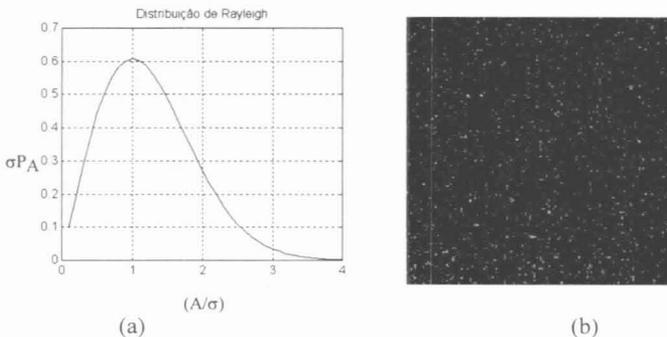


Figura 8 - (a) A distribuição de Rayleigh; (b) Padrão de *speckle* usando o modelo de Rayleigh para $\sigma = 1$.

O modelo de Rice

O modelo de distribuição de Rice acrescenta um sinal determinístico (s) à distribuição de Rayleigh. Esse modelo pode ser expresso por:

$$u(r, t) = s + \sum_{k=1}^N A_k(r_k, t) e^{j\phi_k(r_k, t)} \quad (15)$$

O termo s descreve o sinal de eco das partículas com se possuísem uma distribuição periódica ou em camadas (Dutt, 1995). A função distribuição de probabilidade para o sinal amplitude é dada (Peebles, 1993) por :

$$P_A(A) = \frac{A}{\sigma^2} e^{-[A^2+s^2]/2\sigma^2} I_0\left(\frac{As}{\sigma^2}\right) \quad (16)$$

onde $I_0(\cdot)$ é a função modificada de Bessel de primeira ordem e σ^2 é a variância dos sinais em quadratura. Quando s igual a zero, a FDP de Rice converge para a FDP de Rayleigh e para o caso de $s \rightarrow \infty$, torna-se gaussiana.

Como s é uma componente não aleatória, esta mudará apenas a componente real do sinal de eco. Na Figura 9(a) são apresentadas algumas curvas do modelo de Rice onde, na abcissa, estão os valores de (A/σ) e na ordenada os valores σP_A . Na Figura 9(b) está a simulação dos padrões de *speckle* com as 4 curvas apresentadas ($s/\sigma = 0,5$ (1); 1 (2); 2 (3) e 5 (4)).

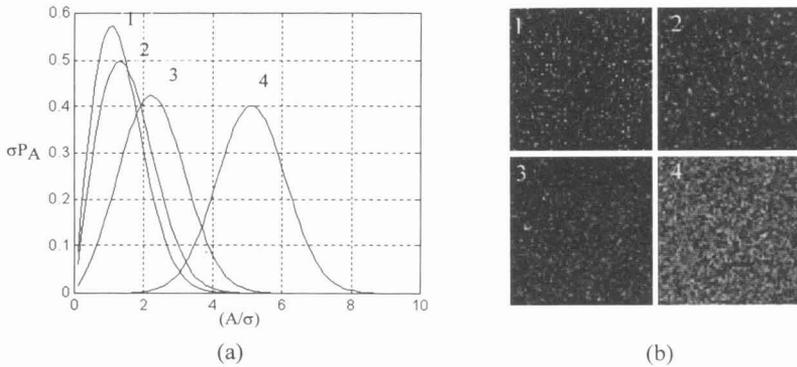


Figura 9 - (a) A família de distribuição de Rice; (b) Distribuição de *speckle* usando os modelos de Rice.

Usando os momentos de 1^a e 2^a ordem da distribuição de Rice, obtém-se o gráfico da relação SNR apresentado na Figura 10. Observa-se que para $s/\sigma \gg 1$ o valor da SNR se torna proporcional a s/σ .

A SNR é menor quando a componente coerente é zero no sinal retro-espalhado, aproximando-se do valor de Rayleigh e aumenta linearmente com o aumento da componente coerente. Desta forma, o valor da SNR é uma boa estimativa da existência de uma componente coerente no eco.

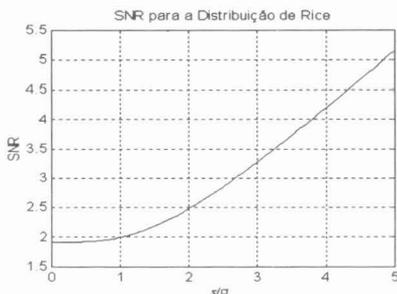


Figura 10 - Gráfico da SNR para o modelo de Rice.

Modelo de Distribuição K

Considerando-se que o meio possui baixa concentração de partículas e distribuição espacial não uniforme, Jakeman *et alia* (1976) e Weng *et alii* (1991) mostraram que a distribuição de amplitude dos ecos para o *speckle* pode ser modelada da seguinte forma:

$$p_A(A) = \left(\frac{A}{2}\right)^{\alpha-1} \frac{b^{\alpha+1}}{\Gamma(\alpha)} K_{\alpha-1}(bA), \tag{17}$$

onde $b = 2\sqrt{\frac{4\alpha}{\langle A^2 \rangle}}$, $K_{\beta}(\cdot)$ é a função modificada de Bessel de 2ª espécie e ordem β , Γ é a função Gama e α é uma variável que indica o número de espalhadores efetivos em uma célula de investigação.

No caso limite quando $\alpha \rightarrow \infty$ a Distribuição K se aproxima da Rayleigh. Na Figura 11 vê-se as simulações das 4 curvas para α diferentes e os padrões de *speckle* provocados por elas.

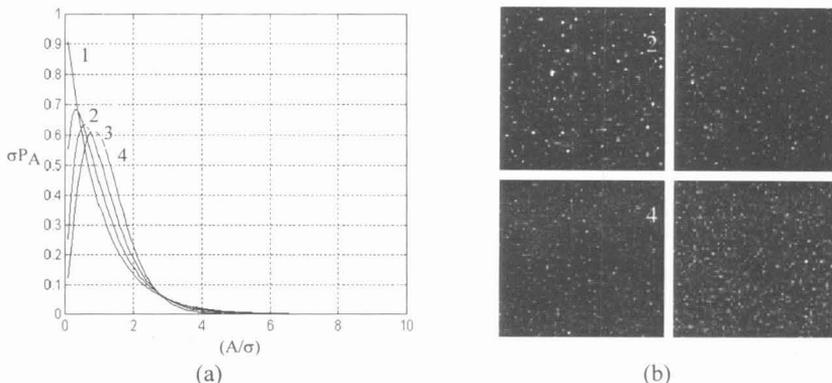


Figura 11. (a) Distribuição K para os valores de $\alpha = 0,1; 0,5; 1,0; 5,0$ e (b) Padrão de *speckle* usando os modelos de distribuição K.

Usando os cálculos de momento de primeira e segunda ordens para a distribuição K pode-se obter a SNR como função de α .

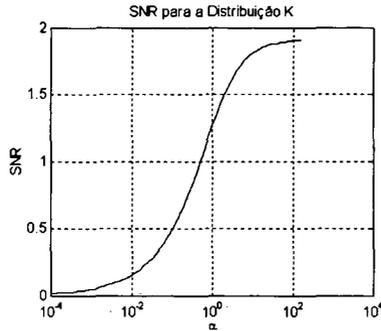


Figura 12 - SNR da Distribuição K como função de α .

Esse gráfico mostra que a SNR aumenta de 0 até o limite de Rayleigh quando α varia de 0 até ∞ . Observa-se também que esta é uma função monotônica com a quantidade de partículas efetivas na célula de investigação.

Desta forma, os valores medidos de SNR para os ecos que compõem a imagem correspondem a variações na densidade de partículas por células de investigação. Da mesma forma, a SNR é uma razão independente do nível de sinal, fornecendo uma medida quantitativa para o sinal de eco, o qual é independente dos ajuste de ganho do equipamento.

ASPECTOS DA COMPRESSÃO LOGARÍTMICA

Os sistemas comerciais típicos de imagem por ultra-som disponíveis no mercado não apresentam na tela a amplitude real do eco recebido, principalmente pela sua ampla faixa dinâmica (≈ 80 dB). Ao invés disso, é aplicada uma compressão ao sinal de envelope detectado, antes de mostrar o sinal no monitor.

Uma compressão típica é pelo cálculo do logaritmo do sinal de amplitude do eco. Considerando o efeito dessa compressão diante dos sinais gerados pelo espalhamento pode-se recalcular o sinal de eco retroespalhado como sendo (Kaplan *et alia*, 1991; Dutt *et alia*, 1996):

$$H(t) = D \ln(A(t)) + G \quad (18)$$

onde D e G são valores constantes para um dado sistema de imagens e A é a amplitude do sinal de eco. É importante observar que o significado físico de D está associado diretamente com a faixa dinâmica e G é uma função do ganho total do equipamento de ultra-som.

Na Figura 13 mostra-se o sinal original comprimido e os ajustes de Ganho Total e dimensionamento de faixa dinâmica. O parâmetro D define o fator de escala da faixa dinâmica após a compressão. G é o valor de ganho total que posiciona a faixa dinâmica escolhida dentro da escala de cinza disponível.

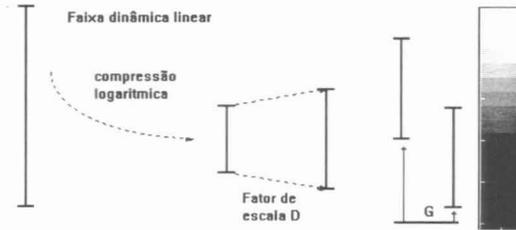


Figura 13 - Apresentação qualitativa da compressão logarítmica e dos valores D e G.

Como G é uma componente de ganho linear, não afeta a estatística do sinal de saída, mas o parâmetro D é importante para estimar a nova distribuição de amplitudes, dada a compressão logarítmica, conforme a equação (19) (Pebble, 1993). A FDP de H é dada por:

$$f_H(H) = \frac{f_A(A)}{\left| \frac{dH}{dA} \right|} \quad (19)$$

Sendo os valores de entrada A_{\min} e A_{\max} amplitudes mínimas e máximas para o sinal de entrada A que serão mapeados nos valores de saída y_{\min} e y_{\max} respectivamente, então:

$$y_{\max} - y_{\min} = D \ln \left(\frac{A_{\max}}{A_{\min}} \right) \quad (20)$$

Considerando a faixa dinâmica (Fd) como sendo

$$Fd = 20 \ln \left(\frac{A_{\max}}{A_{\min}} \right) \text{ obtém-se } D = \frac{20}{Fd} (y_{\max} - y_{\min}) \quad (21)$$

Uma forma de analisar a estatística do sinal de eco, em equipamentos que usam compressão logarítmica, pode ser feita invertendo o ganho logarítmico para se obter imagens não comprimidas. Essa é uma solução difícil pois acessar o hardware de ganho em um sistema de imagens de ultrassom clínico nem sempre é uma tarefa simples. Uma alternativa para essa estimativa é pelo uso de métodos indiretos como a obtenção de imagens de um meio com e sem compressão e a partir delas estimar uma função de transferência. Se a faixa dinâmica de entrada é conhecida, então os parâmetros do amplificador D podem ser conhecidos na saída.

Desta forma, os modelos de distribuição de *speckle* podem ser recalculados para uma dada compressão logarítmica. A Figura 14(a) mostra um padrão de *speckle* com distribuição de Rayleigh e a Figura 14 (b) com uma compressão logarítmica com os valores de $D=0,2$ e $G=0,7$.

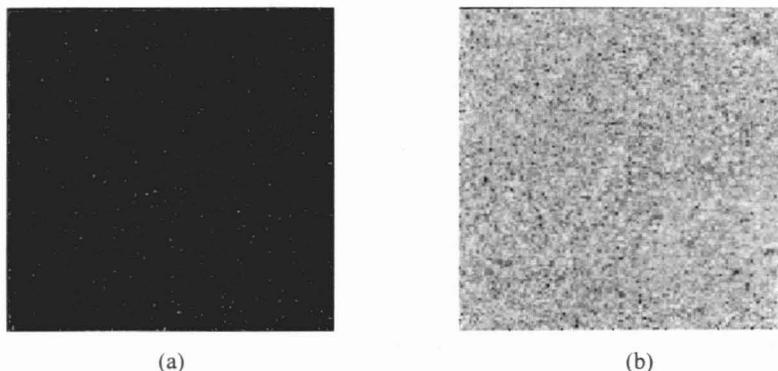


Figura 14 - Padrão de *speckle* (a) linear (b) com compressão logarítmica.

MÉTODOS PARA A RETIRADA DO RUÍDO *SPECKLE*

A presença do *speckle* em um sistema de imagens reduz a sua resolução, principalmente em imagens com baixo contraste. Dessa forma, a supressão do *speckle* é uma importante consideração no projeto de sistemas de obtenção de imagens a partir de sinais coerentes (Bamber *et alia*, 1986; Bamber *et alii*, 1992).

Para um dado sistema que opere em ambientes com *speckle*, define-se o termo de *contrast speckle* (γ) como:

$$\gamma = \frac{\sigma(A)}{A} = \frac{1}{\text{SNR}_0} \quad (22)$$

O valor de γ é usado como parâmetro de avaliação dos processos para a melhoria de imagens contaminadas com *speckle*.

A forma mais elementar para o tratamento de imagens contaminadas com *speckle* é pelo uso de filtragem passa-baixa. Os filtros passa-baixa possuem como principal desvantagem a suavização dos detalhes na imagem, reduzindo sua definição. Um tipo de filtragem passa-baixa que preserva melhor as bordas da imagem é o uso de filtros medianos (Jain, 1989).

De forma contrária aos filtros de suavização (passa-baixa e mediano) a técnica adaptativa é baseada em estatísticas locais do *speckle* de US e atua de forma a filtrar apenas o ruído das áreas que estatisticamente possuam a mesma estrutura de eco.

A seguir serão apresentados alguns métodos para a minimização do *speckle*. A imagem original (O) é a Figura 15(a) e a imagem contaminada com *speckle* a ser usada como teste (T) será a Figura 15(b). Os métodos abordados indicam a eficiência (em função de γ) para a filtragem com média temporal de imagens sucessivas, filtragem espacial ao longo de uma imagem, filtragem de Wiener em duas dimensões (Jain, 1989) e a filtragem homomórfica em conjunto com a filtragem de Wiener.

Os processamentos apresentados foram utilizados a partir do *software* Matlab 4.2 com a alteração na rotina IMNOISE.M para que se pudesse passar, como parâmetro, a imagem com a distribuição de *speckle* desejada.

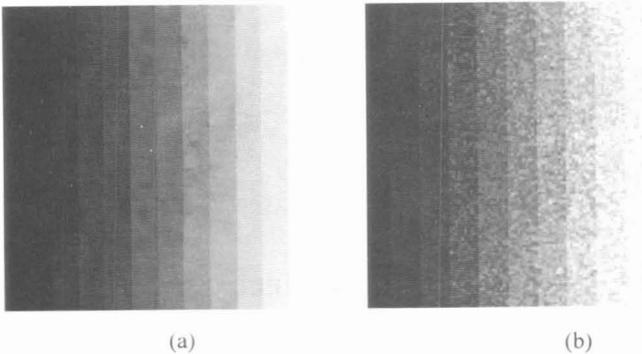


Figura 15 - Imagem original (a) e contaminada (b) com *speckle* usada nos testes de suavização de *speckle*.

O método da média temporal de imagens se caracteriza em fazer a média temporal (*N-Look*) de todas as posições (i,j) de N imagens estatisticamente independentes. Assumindo-se que o ruído aditivo é desprezível, a média temporal das N imagens será modelada por (Jain, 1989):

$$\hat{T}_N(i,j) \equiv \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N T_i(i,j) = O(i,j) \hat{S}_N(x,y) \quad (23)$$

onde $S_N(x,y)$ é a média das N padrões de *speckle*. Calculando-se os valores de

$$E[\hat{T}_N] = \frac{\mu_s u}{N} \quad (24)$$

e,

$$\sigma^2[\hat{T}_N] = \frac{\mu_s^2 u^2}{N} \quad (25)$$

onde μ_s é o valor esperado do campo de *speckle* e u representa a distribuição de intensidade do objeto. Estima-se que o valor de γ para as N imagens será:

$$\gamma_N = \frac{1}{\sqrt{N}}. \quad (26)$$

Desta forma, a melhoria do contraste é aumentada de um fator \sqrt{N} para a média de N imagens. Esse processo possui a vantagem de não comprometer o detalhamento de bordas da imagem embora só seja possível aplicá-lo em imagens que sejam estáticas durante o período de tempo das N imagens. A Figura 16 apresenta o resultado do processamento *N-Look* para N=10.

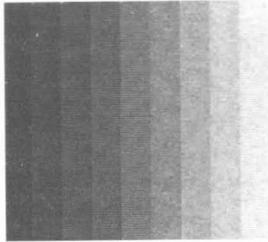


Figura 16 - Imagem teste após o processamento de *N-Look* com N=10;

A filtragem espacial (médias) do *speckle* é aplicada em uma imagem se o número N de imagens for pequeno. Uma forma de realização é pela média de diversos pontos adjacentes (filtro passa-baixa) para todos os pontos da imagem. A melhoria no fator γ é comparável ao *N-Look* do processamento anterior, exceto pelo fato que existe uma perda de detalhamento na imagem. Uma alternativa à filtragem espacial usando médias é o uso do filtro mediano. A resposta desse processamento é uma nova imagem cujo pontos são obtidos pela mediana de uma janela ao redor de cada *pixel* ao longo de toda figura original.

A Figura 17 apresenta o resultado da filtragem mediana usando uma janela 3x3. Observa-se que tanto para regiões mais claras quanto para as mais escuras, o resultado foi pouco satisfatório e não é possível distinguir claramente os tons de cinza.

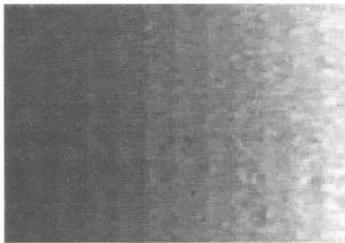


Figura 17 - Resultado usando filtro mediano de dimensão (3x3).

As Figura 18(a) e (b) são o resultado da filtragem de Wiener (Jain, 1989). Na primeira é aplicada diretamente a filtragem de Wiener e na segunda é aplicada a filtragem de Wiener no logaritmo da imagem e depois uma exponencial para recompor a imagem.

A filtragem de Wiener é um filtro passa-baixa adaptativo onde se deseja obter uma estimativa $\hat{u}(i,j)$ a partir de $u(i,j)$ de tal forma que o erro médio quadrático seja minimizado.

$$\sigma_e = E\left\{[u(i,j) - \hat{u}(i,j)]^2\right\}. \quad (27)$$

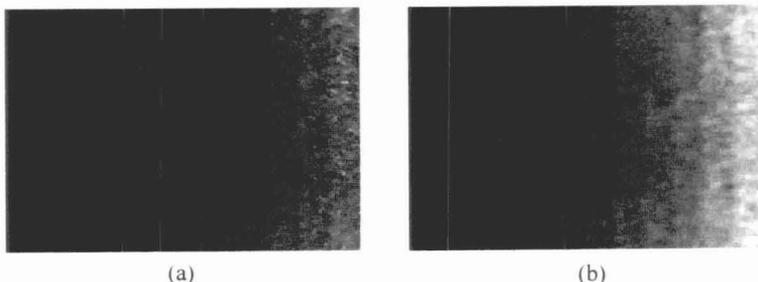


Figura 18 - Resultado usando filtro de Wiener (a) e com processamento homomorfico (b).

DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

São apresentados os conceitos básicos da formação, modelagem e tratamento de *speckle* em imagens de ultra-som médico.

Os modelos abordados propõem funções de distribuição de probabilidade para as amplitudes dos sinais que compõem a imagem. São apresentados padrões de *speckle* simulados a partir dessas funções, que, por sua vez, possuem parâmetros que estão relacionados a distribuição de espalhadores do meio, podendo, por isso, ser utilizados para se tentar caracterizar os tecidos biológicos.

Por outro lado, a presença de *speckle* compromete a qualidade das imagens pois mascara o contraste dos ecos mais fracos. São apresentadas técnicas de processamento que melhoram esse contraste, atuando em sinais simulados. Observa-se que o processo que melhor minimizou o *speckle* foi o método *N-Look* embora só possa ser aplicado em imagens estáticas. Para o caso de imagens dinâmicas o método que obteve melhor resultado foi a filtragem de Wiener no logaritmo da imagem e sua posterior reconstrução.

Como conclusão final pode-se notar a dupla natureza do fenômeno de *speckle*. Se o propósito é a caracterização de tecidos, deve ser tratado como detector de informações relevantes cujo potencial deve ser melhor investigado. Por outro lado, quando se pretende melhorar a qualidade de imagens convencionais por US, tem que ser tratado como ruído indesejável. É nestas duas direções que se pretende continuar esse trabalho.

REFERÊNCIAS

- BAMBER, J. C. and DAFT, C. (1986). "Adaptive Filtering for Reduction of Speckle in Ultrasonic Pulse-Echo Images". *Ultrasonics*. p. 41-44, Jan.
- BAMBER, J. C., CRAWFORD, D. C., BELL, D. A., HARLAND, C. C., GUSTERSON, B. A. and MORTIMER, P. S. (1992). "Effects of Speckle Reduction Processing on the Ultrasound B-Mode Images of Skin Tumours". *Acoustical Imaging*. v. 19, p. 447-452.
- BASHFORD, G. R. and RAMM, O. Y. V. (1995). "Speckle Structure in Three Dimensions". *The Journal of the Acoustical Society of America*. v. 98, n. 1, p. 35-42, Jul.
- BRACEWELL, R. N. (1995). *Two Dimensional Imaging*, Englewood Cliffs: Prentice Hall Signal Processing Series.
- CHEN, J. F. and ZAGZEBSKI, J. A. (1994). "Non-Gaussian Versus Non-Rayleigh Statistical Properties of Ultrasound Echo Signals", *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, Frequency Control*, v. UFFC-41, n. 4, p. 435-440, May.
- DUTT, V. and GREENLEAF, J. F. (1994). "Ultrasound Echo Envelope Analysis Using a Homodyned K Distribution Signal Model", *Ultrasonic Imaging*. v. 16, p. 265-287.
- DUTT, V. and GREENLEAF, J. F. (1995). "Speckle Analysis Using Signal to Noise Ratios Based on Fractional Order Moments", *Ultrasonic Imaging*. v. 17, p. 251-268.
- DUTT, V. (1995). *Statistical Analysis of Ultrasound Echo Envelopes*, Ph.D. Thesis, The Mayo Graduate School. Rochester, Minnesota.
- DUTT, V. and GREENLEAF, J. F. (1996). "Statistics of the Log-Compressed Echo Envelope", *The Journal of the Acoustical Society of America*. v. 99, n. 6, p. 3817-3825.
- DUTTA, S., BARBER, B. J. and PARAMESWARAN, S. (1995). "Texture Analysis of Protein Distribution Images to Find Differences Due to Aging and Superfusion", *Annals of Biomedical Engineering*. v. 23, p. 772-786.
- FARROW, C. A., ANSON, L. W. and CHIVERS, R. C. (1995). "Multiple Scattering of Ultrasound in Suspensions", *Acustica*. v. 81, p. 402-411.
- GIESEY, J. J., CARSON, P. L., FITTING, D. W. and MEYER (1992). "Speckle Reduction in Pulse-Echo Ultrasonic Imaging Using a Two-Dimensional Receiving Array", *IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics*. v. 39, n. 2, p. 167-173, Mar.
- HEALEY, A. J., LEEMAN, S. and FORSBERG, F. (1992). "Turning Off Speckle", *Acoustical Imaging*. v. 19, p. 433-437.
- HUGHES, M. S. (1992). "Analysis of Ultrasonic Waveforms Using Shannon Entropy". *Ultrasonics Symposium*. p. 1205-1209.

- ISHIMARU, A. (1978). *Wave Propagation and Scattering in Random Media*. London: Academic Press.
- JAIN, A. K. (1989). *Fundamentals of Digital Image Processing*, Englewood Cliffs: Prentice Hall Information Sciences Series.
- JAKEMAN, E. and PUNSEY, P. N. (1976). "A Model for Non-Rayleigh Sea Echo", *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*. v. AP-24, n. 6, p. 806-814, Nov.
- KAPLAN, D. and MA, Q. (1991). "On the Statistical Characteristics of Log-Compressed Rayleigh Signal: Theoretical Formulation and Experimental Results". *The Journal of the Acoustical Society of America*. v. 89, n. 6, p. 1396-1400, Jun.
- LI, Y., NEWHOUSE, V. L., SHANKAR, P. M. and KARPUR, P. (1992). "Speckle Reduction in Ultrasonic Synthetic Aperture Imagens". *Ultrasonics*, p. 542-555.
- OHYA, A., KASHIOKA, J. and NAKAJIMA, N. (1992). "Ultrasonic Speckle Region and Extra-Speckle Condition". *Acoustical Imaging*. v. 19, p. 109-114.
- PEEBLES, P. Z. (1993). *Probability, Random Variables, and Random Signal Principles*. Auckland: MacGraw-Hill International.
- RAO, N. A. H. K., VENKATRAMAN, S. and ZHANG, Y. (1995). "Ultrasound Speckle Feature Extraction for Scattering Structure Characterization". *Proceedings of the 17th Annual International IEEE Engineering in Medicine and Biology Conference*. CD-ROM, 2 p., Montreal.
- SHANKAR, P. M., REID, J. M., ORTEGA, H., PICCOLI, C. W. and GOLDBERG, B. B. (1993). "Use of Non-Rayleigh Statistics for the Identification of Tumor in Ultrasonic B-Scans of the Breast". *IEEE Transactions on Medical Imaging*. v. 12, n. 4, p. 687-692, Dec..
- ZIMMER, Y., AKSELROD, S. and TEPPER, R. (1996). "The Distribution of the Local Entropy in Ultrasound Images". *Ultra. in Med. & Biol.* v. 22, n. 4, p. 431-439.
- WAGNER, R., SMITH, S. W., SANDRIK, J. M. and LOPEZ, H. (1983). "Statistics of Speckle in Ultrasound B-Scans". *IEEE Transactions on Sonics Ultrasonics*. v. 30, n. 3, p. 156-163, May.
- WENG, L., REID, J. M., SHANKAR, P. M. and SOETANTO, K. (1991). "Ultrasound Speckle Analysis Based on the K-Distribution". *The Journal of the Acoustical Society of America*. v. 89, n. 6, p. 2992-2995, Jun.

**SPECKLE MODELING AND PROCESSING APPLIED TO
ULTRASONIC IMAGING: A REVIEW**C. D. Maciel¹ and W. C. A. Pereira¹

ABSTRACT -- This work presents the concept of speckle and its main mathematical approaches applied to ultrasonic medical imaging. Three main models are represented by their probability density functions: Rayleigh, Rice and K-Distribution. The latter two are a generalization of the Rayleigh's models. The Rice model shows a periodic component in ultrasonic echo, simulating a periodic structure. The K-Distribution models a medium with different concentration of particles (clustering). Computer simulation of speckle patterns using the three models are also present, as well some standard processing for speckle reduction. The first application devised for these models is tissue characterization, looking for possible identification between normal and abnormal tissues.

Keywords: Speckle, Ultrasonic Imaging, Tissue Characterization.

¹ Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ - Cx. Postal 68510 CEP: 21945-970 Rio de Janeiro - RJ, Brasil - E-mail: maciel@serv.peb.ufrj.br