

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA E DE COMPUTAÇÃO
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

**ESTUDO DE MODELOS ESTATÍSTICOS UTILIZADOS
NA CARACTERIZAÇÃO DE TECIDOS POR ULTRA-SOM**

Autor: **Gustavo de Castro Vivas**

Orientador: **Prof. Dr. Eduardo Tavares Costa**

Co-Orientador: **Prof. Dr. Ricardo Grossi Dantas**

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Eduardo Tavares Costa (FEEC/UNICAMP)

Prof. Dr. José Wilson Magalhães Bassani (FEEC/UNICAMP)

Prof. Dr. Wagner Coelho de Albuquerque Pereira (COPPE/UFRJ)

Dissertação de Mestrado apresentada à
Faculdade de Engenharia Elétrica e de
Computação como parte dos requisitos para
obtenção do título de MESTRE em
ENGENHARIA ELÉTRICA.

Área de concentração: Engenharia Biomédica.

Campinas, SP
Agosto / 2006

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA ÁREA DE ENGENHARIA E ARQUITETURA - BAE - UNICAMP

V836e Vivas, Gustavo de Castro
Estudo de modelos estatísticos utilizados na caracterização de tecidos por ultra-som / Gustavo de Castro Vivas. --Campinas, SP: [s.n.], 2006.

Orientadores: Eduardo Tavares Costa, Ricardo Grossi Dantas
Dissertação (Mestrado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação.

1. Ultra-som. 2. Ultra-som na medicina. 3. Processamento de imagens. 4. Speckle. 5. Distribuição (Probabilidade). I. Costa, Eduardo Tavares. II. Dantas, Ricardo Grossi. III. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação. IV. Título.

Título em Inglês: A study of statistical models used for ultrasonic tissue characterization

Palavras-chave em Inglês: Ultrasound, Images processing, Speckle, Probability density functions, Tissue characterization

Área de concentração: Engenharia Biomédica

Titulação: Mestre em Engenharia Elétrica

Banca examinadora: José Wilson Magalhães Bassani e Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Data da defesa: 04/08/2006

RESUMO

O diagnóstico médico por ultra-som vem sendo amplamente difundido, tornando-se referência em muitos exames clínicos, destacando-se as imagens em modo-B, capazes de representar a anatomia de tecidos e órgãos de forma não-invasiva, em tempo real e sem a utilização de radiação ionizante. Entretanto, o *speckle*, artefato inerente aos sistemas que utilizam fontes coerentes como nos sistemas de ultra-som, degrada a qualidade das imagens, podendo reduzir bastante a capacidade de detecção de lesões pelo médico. A caracterização de tecidos por ultra-som visa extrair informações de relevância clínica sobre as reais características da estrutura biológica sob investigação e que não podem ser facilmente percebidas por inspeção visual. Neste trabalho foi realizado um estudo comparativo entre os principais modelos de distribuição estatística encontrados na literatura e adotados na caracterização de tecidos por ultra-som. Foram utilizadas funções densidade de probabilidade que melhor representassem o padrão de brilho existente em uma dada região de uma imagem. Os resultados indicaram a versatilidade da distribuição Composta (K-Nakagami) em modelar diferentes condições de espalhamento existentes nos tecidos, mostrando-se uma forte candidata para a caracterização de tecidos por ultra-som. Entretanto, usando o conceito de espalhadores equivalentes, pôde ser mostrado que a abordagem estatística utilizada não fornece parâmetros quantitativos conclusivos sobre a estrutura investigada, mas uma contribuição conjunta de vários fatores, entre eles a densidade e a distribuição de amplitudes dos espalhadores acústicos.

ABSTRACT

Ultrasound medical diagnosis has been widely used and has become a reference in many clinical examinations, especially B-mode imaging, capable of representing tissue and organ anatomy without ionizing radiation in a non-invasive way and in real-time. However, speckle, an inherent artifact of systems that use coherent sources like ultrasound systems, degrades image quality, leading to subjective and possibly misleading diagnostics. Ultrasonic tissue characterization aims to extract clinical relevant information of the biological structure characteristics under investigation and that cannot be easily achieved by visual inspection. In this dissertation it was carried out a comparative study of the most popular models of statistics distributions found in literature and commonly adopted in ultrasonic tissue characterization. It has been used probability density functions that better represented the brightness pattern of a given region of an ultrasound image. The results indicated the versatility of the Compound distribution (K-Nakagami) in modeling different scattering conditions of tissues, revealing itself a good model for use in ultrasonic tissue characterization. However, using the concept of equivalent scatterers, it could be shown that the statistics approach does not supply conclusive quantitative parameters of the structure under investigation, being a joint contribution of many factors such as density and amplitude distribution of the acoustic scatterers.

Índice

Lista de Figuras	ix
Lista de Tabelas	xvii
Capítulo 1 – Introdução	1
1.1 <i>Speckle</i> em imagens médicas por ultra-som	2
1.2 Objetivos	5
Capítulo 2 – Fundamentação Teórica	7
2.1 Conceitos básicos do ultra-som.....	7
2.2 Simulação do retroespalhamento acústico.....	11
2.2.1 A modelagem do retroespalhamento acústico.....	12
2.3 <i>Speckle</i> em sinais e imagens por ultra-som.....	15
2.4 Caracterização de tecidos por ultra-som.....	19
2.5 A estatística do envelope do sinal de RF.....	21
2.5.1 Estatística Rayleigh.....	23
2.5.2 Estatísticas não-Rayleigh.....	27
2.5.2.1 Distribuição Rice.....	27
2.5.2.2 Distribuição K.....	30
2.5.2.3 Distribuição Nakagami.....	35
2.5.2.4 Distribuição Composta.....	39
2.6 Espalhadores Equivalentes.....	43
2.7 Imagens de ultra-som e a fisiologia e a patologia dos tecidos.....	48
Capítulo 3 – Material e Métodos	51
3.1 Pulsos ultra-sônicos e <i>phantoms</i> computacionais utilizados.....	51
3.1.1 Pulso ultra-sônico utilizado.....	52
3.1.2 <i>Phantoms</i> computacionais implementados.....	56
3.1.2.1 <i>Phantom</i> 1D.....	59
3.1.2.2 <i>Phantom</i> 2D.....	60

3.2	Análise estatística do envelope do sinal de RF.....	61
3.2.1	Distribuição Empírica x Distribuições Analíticas.....	61
3.2.2	Teste estatístico utilizado.....	62
3.3	Espalhamento acústico nos <i>phantoms</i> computacionais.....	64
3.4	Caracterização de imagens em modo-B usando a estatística do envelope do sinal de RF.....	65
3.4.1	Imagens Simuladas.....	65
3.4.1.1	Seleção da ROI.....	67
3.4.1.2	Varredura.....	67
3.4.2	Imagens Reais.....	68
3.4.2.1	Seleção da ROI.....	68
Capítulo 4 – Resultados e Discussão		71
4.1	Análise estatística do envelope do sinal de RF.....	71
4.2	Espalhamento acústico nos <i>phantoms</i> computacionais.....	75
4.2.1	Espalhadores aleatórios x regulares na célula de resolução.....	76
4.2.2	Espalhadores aleatórios juntamente com os regulares na célula de resolução.....	86
4.3	Caracterização de imagens em modo-B usando a estatística do envelope do sinal de RF.....	95
4.3.1	Imagens Simuladas.....	96
4.3.1.1	Seleção da ROI.....	97
4.3.1.2	Varredura.....	111
4.3.2	Imagens Reais.....	119
4.3.2.1	Seleção da ROI.....	119
4.4	Espalhadores Equivalentes.....	125
Capítulo 5 – Conclusão		133
Referências Bibliográficas		137
Apêndice		145
Publicações referentes à dissertação		151

Lista de Figuras

1.1	Imagens da carótida de um paciente; (a) com <i>speckle</i> e (b) após redução de <i>speckle</i> utilizando a técnica de filtragem geométrica (Modificado de LJB DEVELOPMENT, INC).....	3
1.2	Imagem de ultra-som corrompida por <i>speckle</i> de um fígado (setas indicam possibilidade de tumores) (Modificado de NATIONAL CANCER INSTITUTE, E.U.A).....	4
2.1	Ilustração dos modos de operação A e B de um sistema de ultra-som.....	11
2.2	Ilustração do retro-espalhamento acústico no caso unidimensional: (a) pulso ultra-sônico; (b) espectro do pulso no domínio da frequência; (c) estrutura 1D composta por espalhadores pontuais com diferentes fases e amplitudes; (d) sinal retro-espalhado e seu envelope.....	13
2.3	(a) Pulso ultra-sônico de RF bidimensional e (b) seu respectivo envelope.....	14
2.4	(a) Estrutura 2D de um feto no útero sendo representada por espalhadores pontuais (modificado do programa FIELD II de JENSEN e NIKOLOV, 2000); (b) Imagem em modo-B resultante.....	15
2.5	A sobreposição de diferentes reflexões acústicas dentro de uma célula de resolução gera interferência construtiva e/ou destrutiva entre os sinais refletidos, o que proporcionará o surgimento de <i>speckle</i>	16
2.6	Dependência do <i>speckle</i> com a distância entre os espalhadores acústicos: (a) estrutura 1D composta pelos espalhadores; (b) sinal retro-espalhado e seu envelope; (c) envelope do sinal de RF em escala de cinza (linha em modo-B).....	17
2.7	Dependência do <i>speckle</i> com a fase relativa entre os espalhadores acústicos: (a) estrutura 1D composta por pares de espalhadores de mesma amplitude e fases relativas; (b) sinal retro-espalhado e seu envelope; (c) envelope do sinal de RF em escala de cinza (linha em modo-B).....	18
2.8	Função Densidade de Probabilidade da Distribuição Rayleigh.....	25
2.9	Função Densidade de Probabilidade da distribuição Rice. A adição de componentes coerentes ao sinal desloca a PDF para a direita.....	28
2.10	Relação Sinal-Ruído da distribuição Rice. A SNR_c aumenta linearmente com a componente coerente para altos valores de k	29

2.11	Função Densidade de Probabilidade da distribuição K. Para M maior do que 8, aproximadamente, a PDF K converge para a PDF Rayleigh.....	31
2.12	Relação Sinal-Ruído da distribuição K. O valor da SNR_e converge para 1,91 (valor teórico da distribuição Rayleigh) para valores de $M \rightarrow \infty$	34
2.13	Função Densidade de Probabilidade da distribuição Nakagami. Para $m = 1$, a PDF de Nakagami torna-se idêntica à PDF Rayleigh.....	37
2.14	Relação Sinal-Ruído da distribuição Nakagami. Dependendo do valor de m , a distribuição Nakagami é capaz de englobar os regimes pré-Rayleigh, Rayleigh e pós-Rayleigh.....	37
2.15	Função Densidade de Probabilidade da distribuição Composta para diferentes valores dos parâmetros M_c e m_c	40
2.16	A Relação Sinal-Ruído da distribuição Composta é mostrada como função de (a) M_c para diferentes valores de m_c e (b) m_c para diferentes valores de M_c	41
2.17	Relação do <i>Speckle Factor</i> com parâmetros m_c e M_c . Dependendo dos valores de m_c e M_c , o SF_c tem a capacidade de indicar qual é a condição (pré-Rayleigh, Rayleigh ou pós-Rayleigh) da estatística do envelope do sinal retro-espalhado.....	43
2.18	(a) Conjunto de espalhadores pontuais com distribuição aleatória, alta densidade e pouca variação de amplitude; (b) Espectro de frequência destes espalhadores destacando-se também os limites correspondentes ao espectro do pulso ultra-sônico.....	45
2.19	(a) Espalhadores equivalentes aos originais (porém igualmente espaçados, com baixa densidade e grande variação de amplitude); (b) Espectro limitado à faixa de frequência do pulso e replicado 4 vezes.....	46
2.20	(a) Superposição dos sinais de RF e seus respectivos envelopes obtido com os espalhadores originais e equivalentes; (b) Diferença entre os sinais de RF equivalente e original.....	47
3.1	Ilustração de um pulso ultra-sônico gaussiano simétrico obtido por simulação, com $f_c = 1$ MHz, $bw_r = 60\%$ e $f_s = 16$ MHz: (a) perfil axial do pulso; (b) seu espectro de frequência; (c) projeção bidimensional do pulso em coordenadas espaciais; (d) visão 3D em coordenadas espacial / temporal.....	54
3.2	Ilustração dos perfis (a) axial e (b) lateral do pulso ultra-sônico bidimensional; (c) envelope do pulso de RF com indicação (linha desenhada) da área compreendida pela célula de resolução do sistema.....	55

3.3	Relação Sinal-Ruído das amplitudes dos espalhadores: quanto maior é o valor de SNR_a , menor é a variação entre as amplitudes dos espalhadores e vice-versa. Em uma distribuição Gama, a relação sinal-ruído igual a 40 dB corresponde a um conjunto de valores com desvio padrão próximo de zero.....	57
3.4	Esboço de uma estrutura 2D contendo apenas espalhadores igualmente espaçados nas direções axial e lateral de propagação da onda ultra-sônica.....	58
3.5	Estruturas unidimensionais constituídas por espalhadores com: (a) distribuição aleatória e pequena variação de amplitude ($SNR_a = 20$ dB); (b) distribuição aleatória e grande variação de amplitude ($SNR_a = 2$ dB); (c) distribuição regular e pequena variação de amplitude ($SNR_a = 20$ dB).....	59
3.6	Estruturas bidimensionais constituídas por espalhadores com: (a) distribuição aleatória e grande variação de amplitude ($SNR_a = 2$ dB); (b) distribuição regular e pequena variação de amplitude ($SNR_a = 20$ dB), o que implica em pontos com níveis de cinza similares.....	61
3.7	Esquemático de duas estruturas bidimensionais implementadas divididas em quatro regiões circulares cada uma, cujas características são definidas no esboço e no texto.....	66
3.8	Imagem real em modo-B (com compressão logarítmica) utilizada no estudo.....	68
3.9	Máscara pré-definida pelo usuário utilizada para a seleção das regiões de interesse na imagem real que serão investigadas pelo algoritmo desenvolvido.....	69
4.1	Simulação do retro-espalhamento acústico 1D: (a) Estrutura composta por espalhadores pontuais; (b) sinal retro-espalhado e seu envelope, obtidos por meio da convolução entre o pulso ultra-sônico e o <i>phantom</i> computacional.....	73
4.2	Curvas PDF empírica e analíticas da distribuição das amplitudes do envelope 'A', obtido por simulação.....	73
4.3	Simulação do retro-espalhamento acústico 2D: (a) Estrutura composta por espalhadores pontuais; (b) Imagem em modo-B, obtida após a convolução entre o pulso e o <i>phantom</i> bidimensionais.....	74
4.4	Curvas PDF empírica e analíticas da distribuição das amplitudes do envelope 'A', obtido por simulação.....	75
4.5	Relação Sinal-Ruído do envelope do sinal de RF em função de: (a) N (número de espalhadores aleatoriamente distribuídos na célula de resolução); (b) k (fator de espaçamento entre os espalhadores regulares na célula de resolução). A curva preta se refere à simulação onde a SNR_a é igual a 2 dB, enquanto que a curva cinza, 20 dB.....	77

4.6	Comportamento dos parâmetros das distribuições analíticas quando a estrutura investigada contém apenas espalhadores difusos na célula de resolução: (a) σ (dist. Rayleigh); (b) σ (dist. Rice); (c) s (dist. Rice); (d) M (dist. K); (e) m (dist. Nakagami); (f) SF_c (dist. Composta). As curvas pretas se referem às simulações onde a SNR_a é igual a 2 dB, enquanto que as curvas cinzas, 20 dB.....	79
4.7	Comportamento dos parâmetros das distribuições analíticas quando a estrutura investigada contém apenas espalhadores regularmente espaçados na célula de resolução: (a) σ (dist. Rayleigh); (b) σ (dist. Rice); (c) s (dist. Rice); (d) M (dist. K); (e) m (dist. Nakagami); (f) SF_c (dist. Composta). As curvas pretas se referem às simulações onde a SNR_a é igual a 2 dB, enquanto que as curvas cinzas, 20 dB.....	81
4.8	Análise quantitativa usando o teste estatístico Qui-Quadrado (χ^2) para testar a hipótese de cada distribuição ser capaz de modelar o envelope do sinal de RF obtido quando a estrutura investigada contém apenas espalhadores difusos na célula de resolução, para cada N , e para SNR_a igual a (a) 2 dB e (b) 20 dB.....	83
4.9	Análise quantitativa usando o teste estatístico Qui-Quadrado (χ^2) para testar a hipótese de cada distribuição ser capaz de modelar o envelope do sinal de RF obtido quando a estrutura investigada contém apenas espalhadores regulares na célula de resolução (a cada k), e SNR_a igual a (a) 2 dB e (b) 20 dB.....	85
4.10	Relação Sinal-Ruído do envelope do sinal de RF em função de N para cada k igual a: (a) 0,5; (b) 1,5; (c) 4. As curvas pretas se referem às simulações onde a SNR_a é igual a 2 dB, enquanto que as curvas cinzas, 20 dB.....	87
4.11	Comportamento dos parâmetros das distribuições analíticas quando a estrutura investigada contém tanto espalhadores difusos quanto regularmente espaçados a uma distância 2λ na célula de resolução: (a) σ (dist. Rayleigh); (b) σ (dist. Rice); (c) s (dist. Rice); (d) M (dist. K); (e) m (dist. Nakagami); (f) SF_c (dist. Composta). As curvas pretas se referem às simulações onde a SNR_a é igual a 2 dB, enquanto que as curvas cinzas, 20 dB.....	88
4.12	Comportamento dos parâmetros das distribuições analíticas quando a estrutura investigada contém tanto espalhadores difusos quanto regularmente espaçados a uma distância $0,67\lambda$ na célula de resolução: (a) σ (dist. Rayleigh); (b) σ (dist. Rice); (c) s (dist. Rice); (d) M (dist. K); (e) m (dist. Nakagami); (f) SF_c (dist. Composta). As curvas pretas se referem às simulações onde a SNR_a é igual a 2 dB, enquanto que as curvas cinzas, 20 dB.....	89
4.13	Comportamento dos parâmetros das distribuições analíticas quando a estrutura investigada contém tanto espalhadores difusos quanto regularmente espaçados a uma	

distância $\lambda/4$ na célula de resolução: (a) σ (dist. Rayleigh); (b) σ (dist. Rice); (c) s (dist. Rice); (d) M (dist. K); (e) m (dist. Nakagami); (f) SF_c (dist. Composta). As curvas pretas se referem às simulações onde a SNR_a é igual a 2 dB, enquanto que as curvas cinzas, 20 dB.....	91
4.14 Análise quantitativa usando o teste estatístico Qui-Quadrado (χ^2) para testar a hipótese de cada distribuição ser capaz de modelar o envelope do sinal de RF obtido quando a estrutura investigada contém ambos espalhadores difusos e regulares ($k = 0,5$) na célula de resolução, e SNR_a igual a (a) 2 dB e (b) 20 dB.....	92
4.15 Análise quantitativa usando o teste estatístico Qui-Quadrado (χ^2) para testar a hipótese de cada distribuição ser capaz de modelar o envelope do sinal de RF obtido quando a estrutura investigada contém ambos espalhadores difusos e regulares ($k = 1,5$) na célula de resolução, e SNR_a igual a (a) 2 dB e (b) 20 dB.....	93
4.16 Análise quantitativa usando o teste estatístico Qui-Quadrado (χ^2) para testar a hipótese de cada distribuição ser capaz de modelar o envelope do sinal de RF obtido quando a estrutura investigada contém ambos espalhadores difusos e regulares ($k = 4$) na célula de resolução, e SNR_a igual a (a) 2 dB e (b) 20 dB.....	95
4.17 (a) Estrutura bidimensional composta de quatro regiões circulares, de mesmo tamanho, mas com diferentes tipos de espalhadores; (b) Imagem em modo-B sintética, resultado da convolução entre o pulso gaussiano utilizado e a estrutura contendo os espalhadores. As propriedades acústicas dos espalhadores estão ilustradas na Figura 3.7.a.....	96
4.18 (a) Estrutura bidimensional composta de quatro regiões circulares, de mesmo tamanho, mas com diferentes tipos de espalhadores; (b) Imagem em modo-B sintética, resultado da convolução entre o pulso gaussiano utilizado e a estrutura contendo os espalhadores. As propriedades acústicas dos espalhadores estão ilustradas na Figura 3.7.b.....	97
4.19 As linhas em destaque correspondem aos limites das ROI's definidas a priori (R1 a R4) na imagem em modo-B mostrada na Figura 4.17.b e que serão analisadas pelo algoritmo desenvolvido.....	98
4.20 Curvas PDF das distribuições analíticas correspondentes à análise do algoritmo nas regiões de interesse: (a) R1 e (b) R2.....	99
4.21 Curvas PDF das distribuições analíticas correspondentes à análise do algoritmo nas regiões de interesse: (a) R3 e (b) R4.....	100
4.22 Curvas PDF das distribuições analíticas correspondentes à análise do algoritmo: (a) em	

toda a imagem em modo-B e (b) apenas no fundo da imagem, descartando as regiões circulares.....	101
4.23 As linhas em destaque correspondem aos limites das ROI's definidas a priori (R1 a R4) na imagem em modo-B mostrada na Figura 4.18.b e que serão analisadas pelo algoritmo desenvolvido.....	103
4.24 Curvas PDF das distribuições analíticas correspondentes à análise do algoritmo: (a) em toda a imagem em modo-B e (b) apenas no fundo da imagem, descartando as regiões circulares.....	104
4.25 Curvas PDF das distribuições analíticas correspondentes à análise do algoritmo nas regiões de interesse: (a) R1 e (b) R2.....	105
4.26 Curvas PDF das distribuições analíticas correspondentes à análise do algoritmo nas regiões de interesse: (a) R3 e (b) R4.....	107
4.27 As linhas destacadas em (a) e (b) correspondem, respectivamente, aos limites das ROI's definidas pelo usuário nas imagens em modo-B mostradas nas Figuras 4.17.b e 4.18.b. (a) Região de interesse com forma trapezoidal; (b) Região de interesse com forma irregular.....	108
4.28 Curvas PDF das distribuições analíticas correspondentes à análise do algoritmo nas regiões de interesse selecionadas pelo usuário mostradas nas Figuras (a) 4.27.a (ROI com forma trapezoidal) e (b) 4.27.b (ROI com forma irregular).....	109
4.29 Imagens em modo-B utilizadas na criação das imagens de parâmetros das distribuições analíticas Nakagami e Composta. As características de espalhamento de cada uma destas imagens (a) e (b) estão definidas nas Figuras 3.7.a e 3.7.b, respectivamente.....	112
4.30 Imagens do parâmetro m da distribuição Nakagami.....	113
4.31 Imagens dos parâmetros da distribuição Composta. (a)-(b): m_c ; (c)-(d): M_c ; (e)-(f): SF_c	115
4.32 Imagens do parâmetro m_c da distribuição Composta para janelas móveis de diferentes dimensões. (a)-(b): 48 x 48; (c)-(d): 32 x 32; (e)-(f): 16 x 16 pontos.....	118
4.33 Imagem em modo-B real (com compressão logarítmica) contendo cinco regiões de interesse.....	119
4.34 Curvas PDF das distribuições analíticas correspondentes à análise do algoritmo nas regiões de interesse: (a) R1; (b) R2; (c) R3; (d) R4; (e) R5.....	122
4.35 A região delimitada pelas linhas corresponde aos limites da ROI definida pelo usuário	

na imagem em modo-B real utilizada.....	123
4.36 Curvas PDF das distribuições analíticas correspondentes à análise do algoritmo na região de interesse selecionada pelo usuário.....	124
4.37 (a) Conjunto de espalhadores pontuais com distribuição aleatória, alta densidade e pouca variação de amplitude; (b) Espectro de frequência destes espalhadores destacando-se também os limites correspondentes ao espectro do pulso ultra-sônico.....	126
4.38 Três diferentes conjuntos de espalhadores equivalentes, obtidos a partir espectro dos espalhadores originais e do pulso gaussiano. Os <i>phantoms</i> unidimensionais são todos constituídos por espalhadores regularmente espaçados e: (a) densidade 100% e SNR_a igual a 6,6 dB; (b) densidade 50% e SNR_a igual a 6,6 dB; (c) densidade 11% e SNR_a igual a 6,5 dB.....	127
4.39 Espectro dos espalhadores que dão origem às estruturas ilustradas na Figura 4.38, onde a região espectral de interesse: (a) não foi replicada nenhuma vez; (b) foi replicada apenas uma vez; (c) foi replicada inúmeras vezes, de forma que não houvesse sobreposição entre as réplicas.....	128
4.40 (a) Superposição dos sinais de RF e seus respectivos envelopes obtido com os espalhadores originais e equivalentes; (b) Diferença entre os sinais de RF equivalentes e original.....	129
4.41 Curvas PDF da distribuição analítica Composta correspondentes à análise: (a) apenas da estrutura composta pelos espalhadores originais e (b) tanto da estrutura original quanto das equivalentes.....	130
A.1 Curva distribuição de probabilidade cumulativa para um determinado processo estatístico que seja contínuo e uniforme, com iguais chances de ocorrência. Os valores ‘a’ e ‘b’ indicam os limites aos quais um dado evento pode ocorrer, e a curva mostra a probabilidade de tal evento se encontrar abaixo de um específico valor x.....	148
A.2 Curva PDF para um determinado processo estatístico que seja contínuo e uniforme, com iguais chances de ocorrência. A área total sob a curva com função $g(X)$ é igual a 1	149

Lista de Tabelas

2.1	As relações da PDF Composta com as distribuições Rayleigh, K e Nakagami estão indicadas.....	41
4.1	Resultados quantitativos das distribuições analíticas na análise da imagem em modo-B ilustrada na Figura 4.19.....	102
4.2	Resultados quantitativos das distribuições analíticas na análise da imagem em modo-B ilustrada na Figura 4.23.....	106
4.3	Resultados quantitativos das distribuições analíticas na análise das imagens em modo-B ilustradas nas Figuras 4.27.a e 4.27.b, em comparação com os resultados apresentados nas Tabelas 4.1 (coluna da região R3) e 4.2 (coluna da região de fundo da imagem).....	110
4.4	Resultados quantitativos das distribuições analíticas na análise das ROI's pré-selecionadas na imagem em modo-B real ilustrada na Figura 4.33.....	120
4.5	Resultados quantitativos das distribuições analíticas na análise da ROI na imagem em modo-B real ilustrada na Figura 4.35 em comparação aos resultados apresentados na Tabela 4.4 (coluna da região R3).....	124
4.6	Resultados quantitativos do parâmetro SF_c obtidos na análise estatística das estruturas originais e equivalentes.....	131

*"Mestre não é só quem ensina;
mas quem, de repente, aprende".*

Guimarães Rosa

*Aos meus pais José Luiz e Isis
e às minhas irmãs Dani e Di.*

AGRADECIMENTOS

Inicialmente agradeço a Deus, força suprema, por ter me propiciado todas as condições para que eu pudesse chegar até aqui.

Agradeço imensamente ao meu orientador, Prof. Eduardo Tavares Costa, pela oportunidade, orientação, paciência e, principalmente, pelos seus ensinamentos, com os quais muito aprendi.

Ao professor e também amigo Ricardo Grossi Dantas, pela sua dedicação e enorme orientação dada, as quais foram imprescindíveis para elaboração deste trabalho.

Ao Dr. Robert Molthen, sempre receptivo em nossas inúmeras conversas eletrônicas, por ter se disponibilizado a esclarecer todos os tipos de dúvidas relacionadas à sua tese de doutorado, que me foi gentilmente cedida.

Agradeço a Marla, minha prima e meu suporte familiar em Campinas, por ter estado presente em todos os momentos de alegria e tristeza (e pelos inúmeros “almoços” de fim de semana).

A todos os colegas e amigos do DEB, Fábio, Eiti, Maurício, Alex, Valéria, e dentre tantos outros, com quem compartilhei ao longo desses três anos não só os momentos de estudo e trabalho, mas também os de muita descontração. Um agradecimento também a Anderson, um grande companheiro e amigo, e aos demais amigos de Campinas.

A todos os funcionários e professores do CEB/DEB, pelo apoio e pelos ensinamentos.

A CAPES pelo suporte financeiro.

A todos vocês, o meu mais sincero obrigado!

Capítulo 1

Introdução

O ultra-som tem uma vasta e crescente gama de aplicações na área médica e, especificamente no que concerne a imagens, vem se tornando referência em alguns exames clínicos (MERRIT, 2006). A ultra-sonografia em modo-B é uma das modalidades mais difundidas, capaz de fornecer imagens anatômicas bidimensionais correspondentes a cortes tomográficos do tecido em questão de forma não invasiva. Outros fatores que também contribuem para sua ampla aceitação é o fato desta modalidade possibilitar a obtenção de imagens em tempo real, sem a utilização de radiação ionizante, e por ser uma tecnologia onde o custo do equipamento é inferior, se comparado com os dos equipamentos das demais modalidades de imagens médicas, e.g., tomografia computadorizada por raios-X (CT), ressonância magnética (MRI), medicina nuclear, dentre outras.

Na área de Saúde, o ultra-som tem aplicações tanto no diagnóstico quanto na terapia. Especificamente na área de diagnóstico, a ultra-sonografia tem sido amplamente empregada para visualização de estruturas internas do paciente (modo-B, por exemplo) e na medição de fluxo sanguíneo (modo Doppler), dentre outros usos. O diagnóstico clínico baseado em imagens muitas vezes não é uma tarefa trivial e depende bastante da habilidade e da experiência do radiologista o que, em alguns casos, pode incorporar um alto grau de subjetividade na interpretação do exame (principalmente em oncologia).

Apesar do desenvolvimento tecnológico na área de imagens por ultra-som ter sido muito grande nas últimas décadas, muito esforço ainda tem sido investido na melhoria da qualidade da imagem, cuja posterior inspeção visual deverá ser realizada por um profissional da área de Saúde. Paralelamente, outra linha de pesquisa que vem sendo explorada é a caracterização de tecidos por ultra-som, que consiste basicamente na análise dos sinais e imagens, visando a extração de parâmetros e informações quantitativas e qualitativas de relevância médica sobre as reais características do tecido biológico investigado, e que auxiliem o diagnóstico médico. Essas informações dizem respeito à forma como os espalhadores acústicos, que compõem os órgãos e tecidos, estão distribuídos, além de informações sobre a densidade, variação de amplitude e interdependência destes espalhadores.

Dessa forma, a partir da caracterização dos diferentes tecidos utilizando esses parâmetros, espera-se que seja possível distinguir uma região patológica de uma normal ou ainda estimar o grau de evolução de um tumor, por exemplo. Embora o ultra-som seja uma ferramenta prática para muitas aplicações médicas, aprimoramentos na capacidade de detecção de lesões e na identificação de tecidos ainda são necessários, uma vez que a detecção da doença por meio de um diagnóstico clínico precoce, aliado a tecnologias não invasivas e de baixo custo, são desejáveis tanto do ponto de vista do tratamento do paciente, quanto dos custos envolvidos para os sistemas de Saúde públicos e privados.

1.1 *Speckle* em imagens médicas por ultra-som

Uma importante característica inerente às imagens de ultra-som é a presença do *speckle*, artefato que cria um padrão granuloso na imagem, degradando sua qualidade e afetando o seu brilho. A ocorrência deste fenômeno é devida às interferências construtivas ou destrutivas entre, pelo menos, duas reflexões acústicas. Esse padrão granuloso, isto é, o padrão de brilho ou interferência comumente encontrado nas imagens corrompidas por *speckle*, pode ser observado pela comparação das Figuras 1.1.a e 1.1.b. A primeira (Fig. 1.1.a) corresponde a uma imagem em modo-B corrompida por *speckle*, enquanto que a segunda (Fig. 1.1.b) foi obtida após a aplicação de uma técnica denominada filtragem

geométrica, um dos vários métodos utilizados na redução de *speckle*. Verifica-se claramente a redução da granulosidade da imagem após a filtragem.

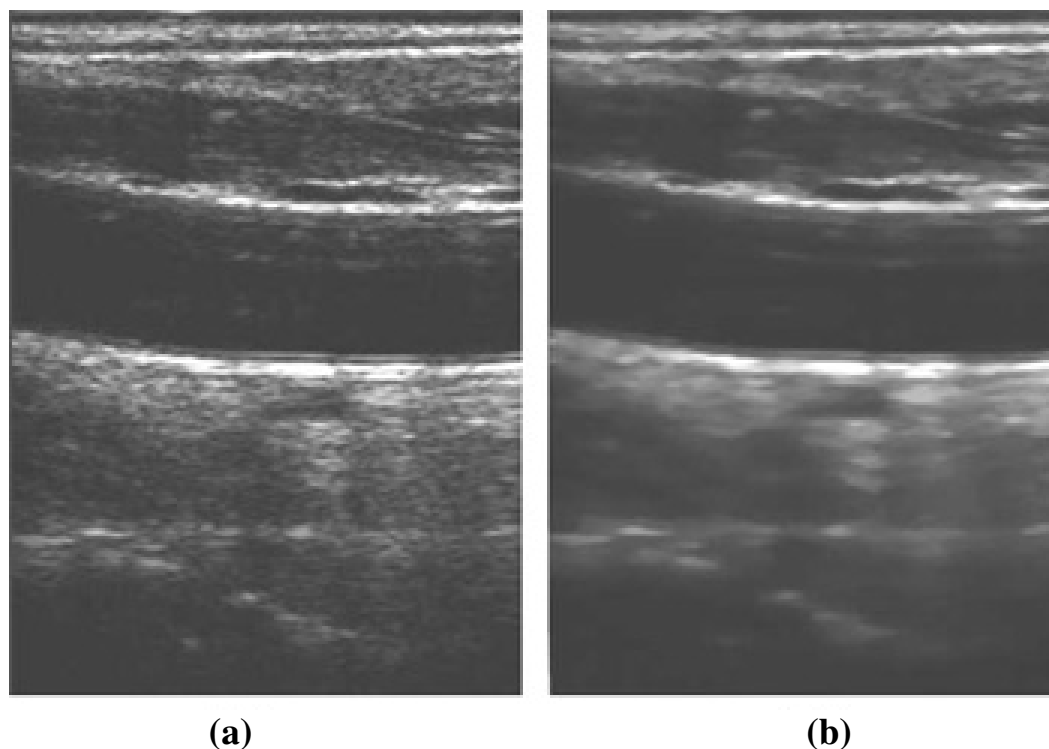


Figura 1.1 – Imagens da carótida de um paciente; (a) com *speckle* e (b) após redução de *speckle* utilizando a técnica de filtragem geométrica (Modificado de LJB DEVELOPMENT, INC).

A Figura 1.2 mostra uma imagem do fígado de um paciente com duas possíveis lesões (áreas escuras apontadas pelas setas). Percebe-se que o padrão de brilho da imagem, isto é, o nível de *speckle* presente, exige muita experiência e conhecimento anatômico do profissional que irá realizar o diagnóstico a partir de tal imagem, visto que esta está altamente degradada.

Para contornar esse problema, muito esforço tem sido empregado no intuito de se desenvolver técnicas de redução de *speckle*, uma vez que este ainda se encontra presente em outros sistemas que utilizam fontes coerentes, como por exemplo, nos sistemas de rádio (radar) e sistemas ópticos (laser) além, é claro, nos sistemas de ultra-som e, no que concerne a este trabalho, nas suas aplicações na área de Saúde. Entretanto, para muitos autores (WENG *et al*, 1991; NARAYANAN *et al*, 1994; MOLTHEN *et al*, 1995; SHANKAR, 1995), se o objetivo é a caracterização de tecidos, a presença de *speckle* é vista não como um artefato indesejável, mas sim como um potencial detentor de informações

para o diagnóstico médico, capaz de revelar detalhes sobre a microestrutura da região que está sendo analisada, visto que a textura das imagens sofre alterações quando o tecido é infiltrado por processos cancerígenos, por exemplo.



Figura 1.2 – Imagem de ultra-som corrompida por *speckle* de um fígado (setas indicam possibilidade de tumores) (Modificado de NATIONAL CANCER INSTITUTE, E.U.A).

De acordo com trabalhos encontrados na literatura, a maioria absoluta dos métodos propostos para caracterização de tecidos utiliza abordagens estatísticas, possivelmente devido à natureza aleatória das propriedades acústicas encontradas nos tecidos. Grande parte dos modelos estatísticos busca determinar variações dessas propriedades acústicas, ou seja, variações na densidade, amplitude e/ou regularidade na distribuição dos espalhadores e sua interdependência (NARAYANAN *et al*, 1994; MOLTHEN *et al*, 1995; SHANKAR, 1995; RAJU & SRINIVASAN, 2002; THIJSEN, 2003).

Um recente trabalho diz respeito ao conceito de espalhadores equivalentes (DANTAS *et al*, 2005). Os autores formam uma estrutura teórica propondo o uso de uma baixa densidade de espalhadores regularmente espaçados capaz de resultar no mesmo sinal retroespalhado obtido com uma estrutura composta por um grande número de espalhadores distribuídos aleatoriamente. Não se trata de sinais ou imagens equivalentes em termos

estatísticos, mas de sinais ou imagens praticamente idênticas, a não ser por pequenos erros computacionais desprezíveis.

1.2 Objetivos

Este trabalho tem como principal objetivo realizar um estudo comparativo dos modelos estatísticos mais comuns de caracterização de tecidos citados na literatura. Pretende-se, desta forma, utilizar modelos estatísticos que melhor descrevam o padrão de brilho existente em uma dada região de uma imagem e também avaliar as limitações de uso dos principais modelos.

Como contribuição adicional, busca-se confrontar os resultados utilizando os modelos estatísticos com os obtidos por meio do uso dos espalhadores equivalentes.

Capítulo 2

Fundamentação Teórica

2.1 Conceitos básicos do ultra-som

O ultra-som é uma onda mecânica com frequência superior a 20 kHz e está acima da frequência audível ao ser humano. Assim como o som, o ultra-som também necessita de um meio para se propagar (por exemplo, água e ar), viajando a uma velocidade geralmente considerada fixa ou constante. Nos tecidos moles do corpo humano, a onda se propaga a uma velocidade média aproximada de 1540 m/s enquanto que, na água, em condições ambientes de temperatura e pressão, este valor é de aproximadamente 1500 m/s (WELLS, 1977).

A onda ultra-sônica que penetra na pele interage com os tecidos de diferentes formas. A energia da onda é parcialmente absorvida pelos tecidos e convertida em calor e, por isso, pode-se utilizar o ultra-som para tratar determinadas patologias. Por outro lado, a onda também pode ser parcialmente refletida ou refratada pelas interfaces entre meios não homogêneos. A reflexão acústica pode ser de dois tipos: especular ou difusa.

Caso a interação do pulso ultra-sônico ocorra com interfaces de dimensões várias vezes maiores que seu comprimento de onda, haverá reflexão especular. Quando a reflexão é difusa, o feixe refletido se espalha por todas as direções. Por isso, esse tipo de reflexão é chamado também de espalhamento. Este fenômeno ocorre quando a onda sonora interage

com estruturas de tamanho comparável ou menor que seu comprimento de onda. (WELLS, 1977; GARCIA, 1998; BRONZINO & ENDERLE, 2000).

Contudo, seja a reflexão especular ou difusa, sinais refletidos se formarão sempre que a onda de ultra-som passar de um meio para outro com diferente impedância acústica, que é definida como a densidade do meio multiplicada pela velocidade de propagação da onda naquele meio. A impedância acústica aumenta com o aumento da densidade e/ou com a velocidade de propagação. Uma vez que a intensidade do pulso refletido é determinada pela variação da impedância entre os dois meios, quanto maior for a diferença entre essas impedâncias acústicas, maior será a intensidade do sinal refletido. Como nos tecidos moles a velocidade do som é aproximadamente constante, a impedância acústica depende principalmente da densidade do meio. O ultra-som geralmente não é utilizado para adquirir imagens anatômicas de estruturas que contenham ar (como os pulmões) e ossos, visto que praticamente 99% da energia incidente será refletida devido à grande diferença de impedância acústica entre os tecidos e essas estruturas (WELLS, 1977).

Além de sofrer reflexão, a onda desvanece à medida que se propaga por um meio. A atenuação da onda ultra-sônica pelos órgãos e tecidos é de grande importância médica porque ela influencia a profundidade no tecido de onde podem ser obtidas informações relevantes e, por esta razão, deve ser compensada pelo equipamento de ultra-som. A absorção contribui bastante para a atenuação da onda ultra-sônica. Os sinais de reflexão e espalhamento, essenciais para formação da imagem, também contribuem para a atenuação da onda. Esta é dependente tanto do meio por onde o feixe se propaga quanto da frequência do mesmo. (WELLS, 1977).

O comprimento de onda do pulso ultra-sônico, λ , é definido como a distância entre duas cristas consecutivas em uma onda, e pode ser calculado de acordo com a equação 2.1.

$$\lambda = c \cdot T \quad (2.1)$$

onde: c é a velocidade do som no meio (m/s);

T é o período da onda (isto é, o tempo em segundos que a onda leva para viajar um comprimento de onda).

Uma vez que a frequência, f , de uma onda é inversamente proporcional ao período T , a velocidade de propagação estará relacionada à frequência e ao comprimento de onda de acordo com a equação 2.2:

$$c = \lambda \cdot f \quad (2.2)$$

onde: c é a velocidade do som no meio (m/s);

λ é o comprimento de onda (m);

f é a frequência da onda de ultra-som (Hz).

O feixe de ondas (feixe ultra-sônico) possui determinada largura lateral perpendicular à propagação da onda. Além disso, o pulso ultra-sônico tem uma duração fixa. A largura de banda de um pulso ultra-sônico corresponde à abertura lateral do seu espectro de frequências. Portanto, a frequência do pulso ultra-sônico e sua largura de banda juntamente com largura do feixe de ondas definirão a resolução do sistema (célula de resolução) (DANTAS, 2004).

O dispositivo responsável pela emissão e captação das ondas ultra-sônicas é denominado transdutor que geralmente é constituído por uma cerâmica com características piezoelétricas, ou seja, que tem a capacidade de converter energia elétrica em energia mecânica e vice-versa. O princípio de funcionamento da ultra-sonografia consiste no fato de que pulsos ultra-sônicos emitidos por um transdutor serão parcialmente refletidos por espalhadores existentes no interior do tecido ou órgão investigado e então captados por esse mesmo transdutor. Por espalhadores entendem-se as interfaces entre regiões com diferentes impedâncias acústicas em um dado tecido. Para aplicações biomédicas, o transdutor é colocado diretamente sobre a pele do paciente com um gel aplicado na sua superfície para acoplamento acústico. As ondas ultra-sônicas emitidas se propagam para o interior dos tecidos e interagem com as diferentes estruturas, gerando ondas que são espalhadas em todas as direções e inclusive na direção do próprio transdutor emissor. Os sinais detectados por este transdutor (agindo então como receptor) são convertidos em sinal elétrico, processados e mostrados em um monitor de vídeo.

Conhecendo-se a velocidade de propagação do ultra-som nos tecidos, é possível interpretar-se os sinais recebidos em diferentes profundidades. Os equipamentos de ultra-som medem a amplitude dos sinais refletidos, o tempo entre eles e a direção dos mesmos

(COSTA, 2002). Assim, os sinais recebidos em um certo tempo, ou seja, de uma certa profundidade, são freqüentemente exibidos nos modos A e B, em que o modo-B é o mais comum. Essas letras significam, respectivamente, Amplitude e Brilho. A exibição da imagem ainda pode ser realizada em modo Doppler, o que permite a visualização do fluxo sanguíneo, e em modo-M, cuja imagem mostra uma linha da imagem em modo-B em movimento ao longo do tempo, com varredura lenta.

Equipamentos funcionando no modo-A mostram apenas informações unidimensionais da amplitude e distância dos sinais refletidos pelas interfaces, e o operador assume que a onda ultra-sônica viaja em uma linha na direção da qual o transdutor está apontando. Assim, sempre que houver mudanças de impedância acústica no meio, parcelas de energia serão refletidas e captadas pelo transdutor, e o tempo percorrido desde a transmissão e a recepção do pulso ultra-sônico será proporcional à profundidade da interface acústica. Equipamentos em modo-B produzem imagens bidimensionais que são formadas a partir da combinação de várias linhas do modo-A, em várias direções, obtidas pela varredura do transdutor. As amplitudes relativas às interfaces são convertidas em escala de cinza, em que a cor branca representa a maior amplitude e a cor preta amplitude zero (isto é, não há reflexão acústica).

O diagrama esquemático da Figura 2.1 ilustra as reflexões de um pulso ultra-sônico P emitido por um transdutor T. Parte da energia é refletida pela interface “a” e a restante é transmitida e continua a se propagar no meio. O mesmo ocorre quando o pulso interage com as interfaces “b” e “c”. Portanto, os pulsos que retornam a T, refletidos pelas interfaces “a”, “b” e “c”, podem ser exibidos em diferentes modos, onde são informadas tanto as amplitudes (modo-A) quanto as intensidades dos níveis de cinza referentes a essas amplitudes (uma linha modo-B a partir do sinal do modo-A), para as respectivas profundidades das interfaces.

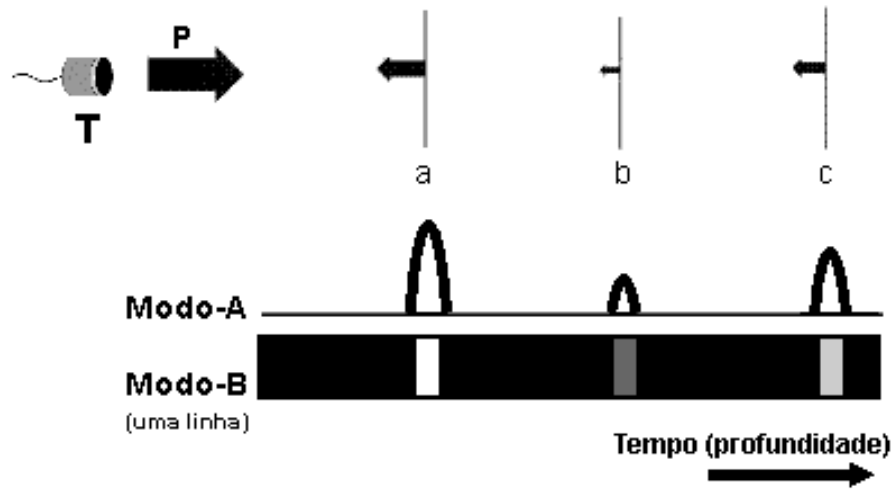


Figura 2.1 – Ilustração dos modos de operação A e B de um sistema de ultra-som.

2.2 Simulação do retroespalhamento acústico

A simulação numérica é uma importante ferramenta no estudo do retroespalhamento acústico devido à possibilidade de avaliar seu comportamento para diferentes tipos de pulsos e espalhadores, e também por permitir um maior controle dos testes experimentais e maior repetibilidade dos resultados. Os espalhadores não representam a estrutura anatômica real, mas sim as interfaces entre regiões com diferentes impedâncias acústicas. A interação do pulso ultra-sônico com os espalhadores, ou seja, das ondas de pressão com a interface entre dois meios distintos é que resultará na reflexão e espalhamento dessas ondas, e que serão captadas pelo transdutor (retroespalhamento acústico), gerando os sinais de rádio-freqüência (RF).

Os espalhadores acústicos podem ser modelados como variáveis complexas, em que a magnitude corresponde ao coeficiente de reflexão (parcela da onda incidente que será refletida) e a fase, θ , ao atraso introduzido ao sinal refletido pela deformação mecânica das interfaces entre as diferentes camadas. Se a interface entre duas regiões fosse completamente rígida, o pulso seria refletido com uma defasagem de 180° e uma parcela da onda seria transmitida. Como as estruturas são deformáveis, além de causar reflexões, as interfaces se modificam (movimento elástico da partícula) proporcionando alterações na fase do sinal refletido.

Portanto, para o presente estudo, um tecido biológico qualquer poderá ser modelado por um conjunto de espalhadores complexos pontuais, variando-se além da amplitude e fase, sua densidade e distribuição espacial.

2.2.1 A modelagem do retroespalhamento acústico

O retroespalhamento acústico que dá origem aos sinais de RF, ou sinais refletidos, pode ser modelado pela convolução entre um pulso ultra-sônico e uma estrutura formada pelos espalhadores pontuais complexos, contendo magnitude e fase (GEORGIOU & COHEN, 1998; DANTAS, 2004). Este é um modelo bastante utilizado e aceito pela comunidade científica, porém com algumas limitações, uma vez que não leva em conta outros fatores envolvidos para a formação das imagens reais de ultra-som, como reverberações do pulso, atenuação pelo meio e ruídos elétricos. Há ainda outros modelos para simulação de imagens ultra-sônicas, como por exemplo, o programa FIELD II (JENSEN & NIKOLOV, 2000) desenvolvido na *Technical University of Denmark* e utilizado por diversas universidades e empresas. No domínio da frequência, a convolução pode ser interpretada como a multiplicação entre os espectros do pulso ultra-sônico e da estrutura analisada formada pelos espalhadores.

A imagem em modo-B é formada a partir do envelope, ou envoltória, de vários sinais de RF (linhas em modo-A), dispostos lado a lado. Como o resultado da convolução entre o pulso ultra-sônico e a estrutura é um sinal complexo, considera-se como o sinal de RF a parte real do mesmo, enquanto o envelope pode ser calculado por meio da transformada de Hilbert, que calcula o sinal de RF em sua forma analítica. Este sinal analítico é composto pelo sinal real (componente em fase) e por uma parte imaginária (componente em quadratura), que corresponde ao sinal real defasado de 90°. Portanto, a magnitude desse sinal analítico fornecerá o envelope do sinal de RF e seu argumento, a fase (DANTAS, 2004).

A Figura 2.2 ilustra uma simulação do retroespalhamento acústico no caso unidimensional (1D). Na Figura 2.2.a tem-se um pulso de 1 MHz e 60% de largura de banda (medida a -6 dB) que irá se propagar ao longo da estrutura, enquanto que na Figura 2.2.b tem-se a magnitude do espectro deste pulso. Percebe-se a maior parte da energia em

torno da região da frequência central do pulso. Na Figura 2.2.c encontram-se quatro espalhadores pontuais de diferentes fases (a saber, 0° , 45° , 90° e 180°) e amplitudes. O sinal de RF (e seu envelope) resultante da interação do pulso com os espalhadores é mostrado na Figura 2.2.d.

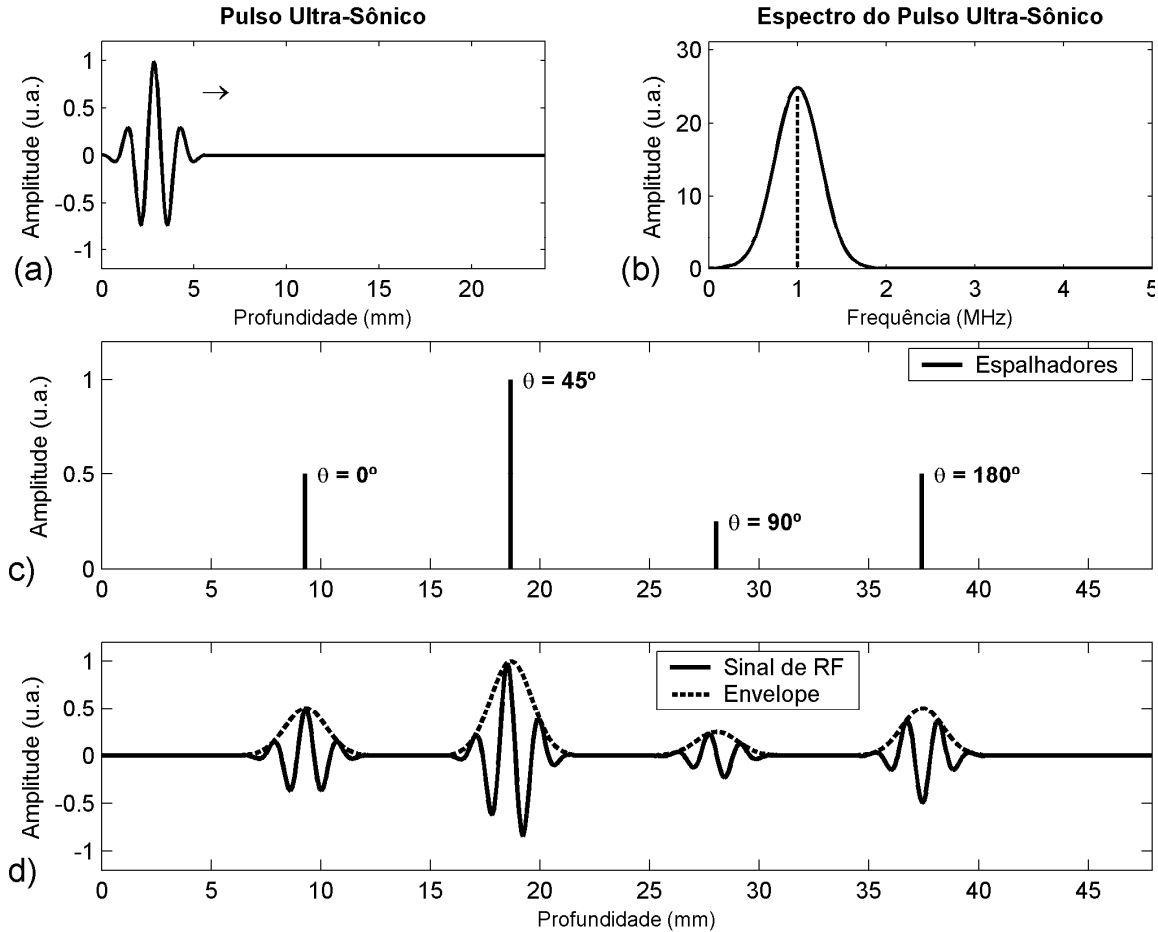


Figura 2.2 – Ilustração do retroespalhamento acústico no caso unidimensional: (a) pulso ultra-sônico; (b) espectro do pulso no domínio da frequência; (c) estrutura 1D composta por espalhadores pontuais com diferentes fases e amplitudes; (d) sinal retroespalhado e seu envelope.

Como pode ser observado nas Figuras 2.2.c e 2.2.d, as amplitudes dos espalhadores determinam a parcela da onda incidente (energia) que é refletida de volta ao transdutor, enquanto que a fase dos espalhadores introduz um atraso ao sinal refletido (altera a fase da reflexão acústica). Isto fica bem evidente pela comparação entre a primeira e a última reflexão, onde no primeiro caso não houve modificação de fase (0°) e no segundo houve inversão da mesma em relação ao sinal incidente (180°).

A simulação do retroespalhamento acústico pode também ser realizada no caso bidimensional (2D), em que tanto o pulso ultra-sônico quanto a estrutura são bidimensionais. A projeção 2D de um dado pulso gaussiano é ilustrada na Figura 2.3.a, enquanto que seu envelope é mostrado na Figura 2.3.b. Considera-se a direção axial como sendo a direção de propagação da onda ultra-sônica.

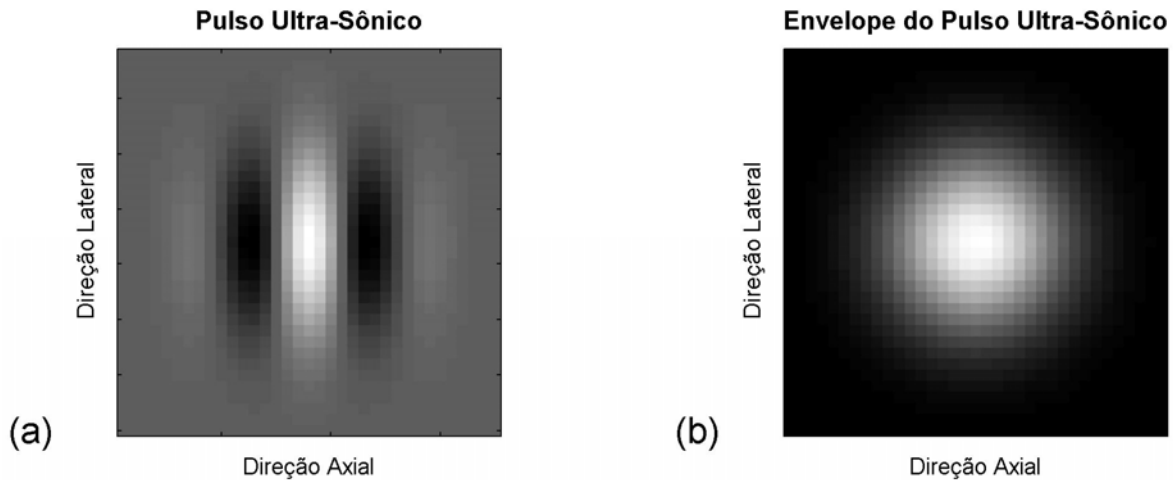


Figura 2.3 – (a) Pulso ultra-sônico de RF bidimensional e (b) seu respectivo envelope.

A Figura 2.4.a mostra uma estrutura sintética de um feto humano no útero sendo representada apenas por espalhadores pontuais, com amplitudes e fases aleatórias (é mostrada apenas a amplitude). A imagem ultra-sônica em modo-B resultante do retroespalhamento acústico 2D está indicada na Figura 2.4.b. De forma proposital, foi colocado um espalhador completamente isolado no canto inferior esquerdo da estrutura sintética. Portanto, da mesma forma que no caso unidimensional, se um espalhador estiver isolado dos demais, sua reflexão será detectada sozinha, sem interferências, o que pode ser observado no canto inferior esquerdo da Figura 2.4.b. Isto somente é possível porque o sistema é capaz de resolver a distância existente entre este espalhador e aqueles que o circundam. Porém, na prática, esse tipo de situação dificilmente ocorre nos tecidos, e, portanto, ocorre *speckle*, conforme será visto adiante. Analisando as demais regiões da imagem em modo-B percebem-se regiões de forte brilho (onde houve interferência construtiva entre as reflexões) e regiões de pouco brilho (interferência destrutiva), o que torna a distinção entre estruturas muito próximas entre si extremamente difícil.

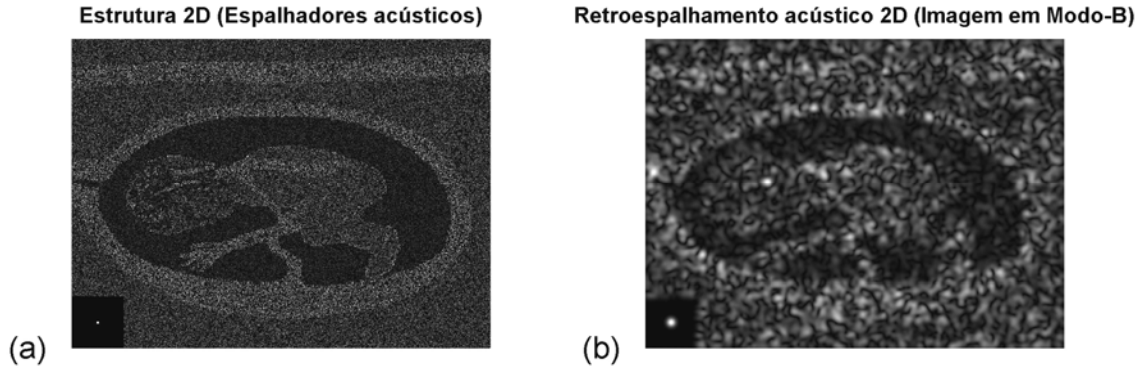


Figura 2.4 – (a) Estrutura 2D de um feto no útero sendo representada por espalhadores pontuais (modificado do programa FIELD II de JENSEN e NIKOLOV, 2000); (b) Imagem em modo-B resultante.

2.3 *Speckle* em sinais e imagens por ultra-som

Pelo fato da onda ultra-sônica ser um sinal coerente, sua interação com a microestrutura dos tecidos faz com que a sobreposição das várias reflexões acústicas ocorra também de forma coerente, criando um padrão de interferência conhecido por *speckle*, e que se encontra presente não só em ultra-som, mas também em outros sistemas que utilizam fontes coerentes, como os sistemas de rádio e sistemas ópticos. O conceito de coerência diz respeito à estabilidade da fase de uma onda que se propaga. Ondas coerentes têm, além de mesma frequência, mesma fase (uma relação fixa de fase entre as frentes de onda).

O *speckle* é considerado um artefato responsável por um aspecto granuloso que se impõe às imagens e é comumente confundido com um ruído aparentemente aleatório. Contudo, o *speckle* possui natureza determinística, ou seja, se uma imagem for adquirida duas vezes consecutivamente, sob as mesmas condições (a saber, abertura e angulação do transdutor ou largura do pulso, além da posição do transdutor, do órgão e de outros aspectos fisiológicos do paciente), o padrão de brilho provocado por ele nesta imagem se repete (BURCKHARDT, 1978). A textura observada em uma imagem corrompida por *speckle* não corresponde à estrutura real do tecido (conforme observado na imagem mostrada na Figura 2.4.b). Dessa forma, sua presença pode degradar a qualidade das imagens, a ponto de mascarar as reais interfaces entre as diferentes estruturas de uma dada

região do tecido, dificultando a interpretação médica do órgão analisado e exigindo do profissional de Saúde uma grande experiência.

Na Figura 2.5 é mostrada uma célula de resolução contendo vários espalhadores distribuídos aleatoriamente. Por célula de resolução entende-se o volume englobado pelo pulso ultra-sônico em um dado instante de tempo e que define a resolução do sistema, correspondendo ao tamanho da menor estrutura detectável. Quando se tem sinais coerentes, a sobreposição de diferentes ondas (reflexões acústicas) gera um sinal resultante que possuirá uma amplitude maior ou menor, dependendo da ocorrência de interferência construtiva ou destrutiva entre os sinais refletidos pelos espalhadores. Conseqüentemente, poderá haver o surgimento de *speckle* no sinal ou imagem de ultra-som.

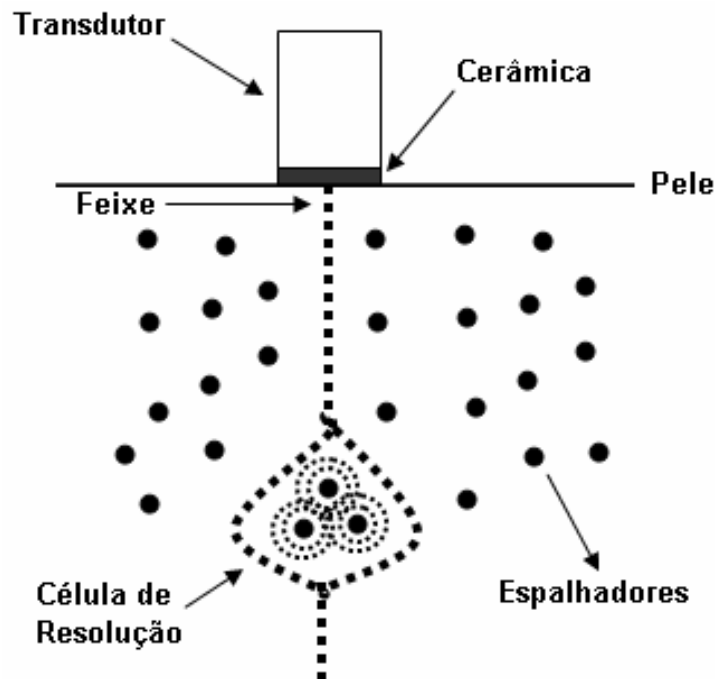


Figura 2.5 – A sobreposição de diferentes reflexões acústicas dentro de uma célula de resolução gera interferência construtiva e/ou destrutiva entre os sinais refletidos, o que proporcionará o surgimento de *speckle*.

A Figura 2.6 ilustra uma simulação, para o caso 1D, de retroespalhamento acústico com ocorrência de *speckle*. A estrutura apresenta um conjunto de espalhadores pontuais de fases iguais a zero e mesmas amplitudes, isto é, capazes de refletir sempre a mesma parcela de energia sem alteração de fase (Figura 2.6.a) A Figura 2.6.b ilustra o sinal detectado pelo transdutor proveniente da interação do pulso ultra-sônico com esses espalhadores. Podem

ser vistos os sinais retroespalhados, ou sinal de rádio-frequência, e seus respectivos envelopes (envoltória do sinal de RF, mostrada pela linha tracejada, calculado pela transformada de Hilbert). A Figura 2.6.c mostra o envelope do sinal em escala de cinza (linha de modo-B). Todos os espalhadores possuem diferentes distâncias entre si.

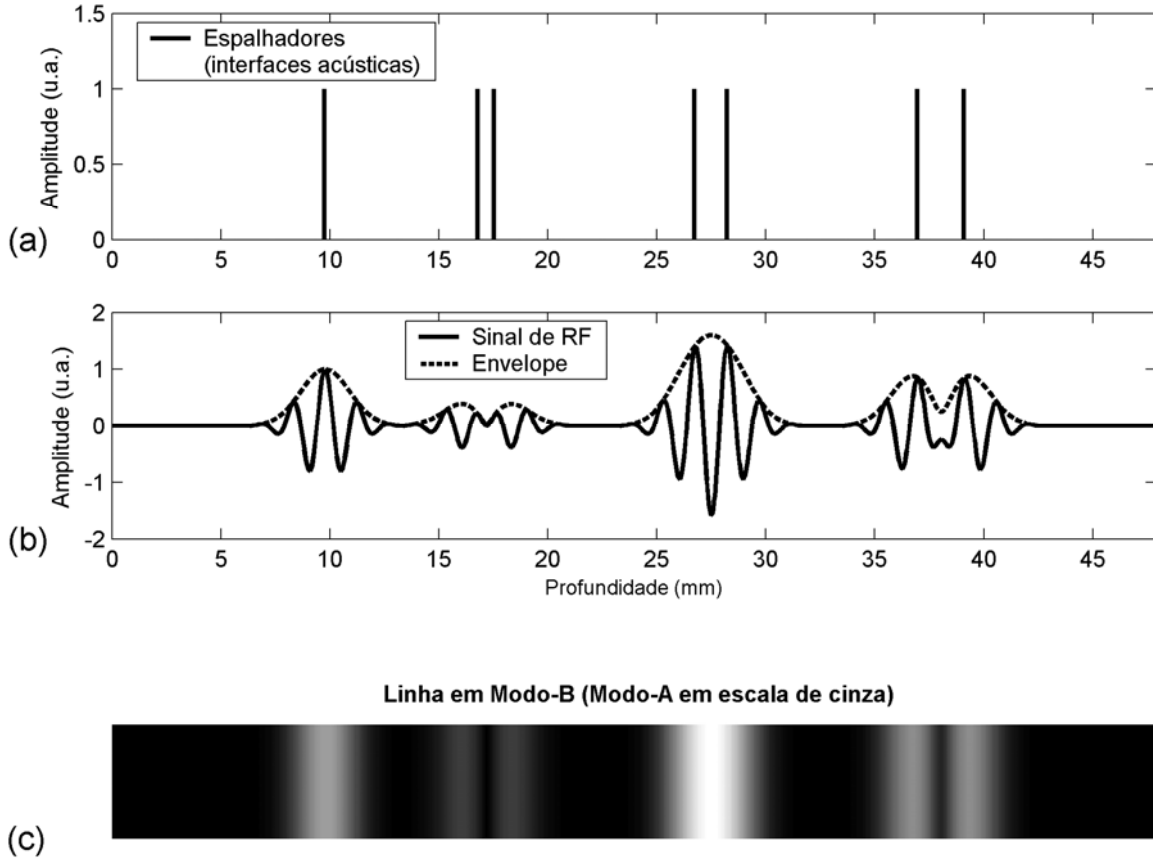


Figura 2.6 – Dependência do *speckle* com a distância entre os espalhadores acústicos: (a) estrutura 1D composta pelos espalhadores; (b) sinal retroespalhado e seu envelope; (c) envelope do sinal de RF em escala de cinza (linha em modo-B).

Quando um espalhador encontra-se isolado dos outros, sua reflexão é detectada sozinha, sem interferências. É o caso do primeiro espalhador, localizado a aproximadamente 10 mm da face do transdutor. Caso os espalhadores estejam separados a uma distância tal que o sistema não consiga resolver (ou seja, espalhadores localizados dentro de uma célula de resolução), a sobreposição das reflexões pode ocasionar interferência construtiva (sinal de maior amplitude) ou destrutiva (sinal de menor amplitude). Os dois espalhadores localizados entre 25 e 30 mm da face do transdutor estão bem próximos um do outro, de forma que há interferência entre os sinais por eles refletidos.

Como os sinais estavam em fase, houve interferência construtiva e detecção de apenas um sinal de maior amplitude. Por outro lado, os pares de espalhadores localizados próximos às regiões de 17 e 38 mm, aproximadamente, refletiram sinais cuja soma estava fora de fase e, conseqüentemente, houve interferência destrutiva entre as reflexões. Neste caso, percebe-se que a amplitude resultante do envelope está bastante reduzida. Apesar de duas estruturas terem sido detectadas (o que é desejável, pois há dois espalhadores em ambos os casos), é possível notar que a posição do pico de cada uma das detecções não corresponde às posições originais dos espalhadores.

Pela ilustração mostrada na Figura 2.7, verifica-se que efeito semelhante também acontece com a variação de fase entre os espalhadores para a ocorrência do *speckle*. Nesta situação os espalhadores estão distribuídos em pares equidistantes, mas com diferentes fases ($\Delta\theta$) entre eles (0° , 45° , 90° , 135°).

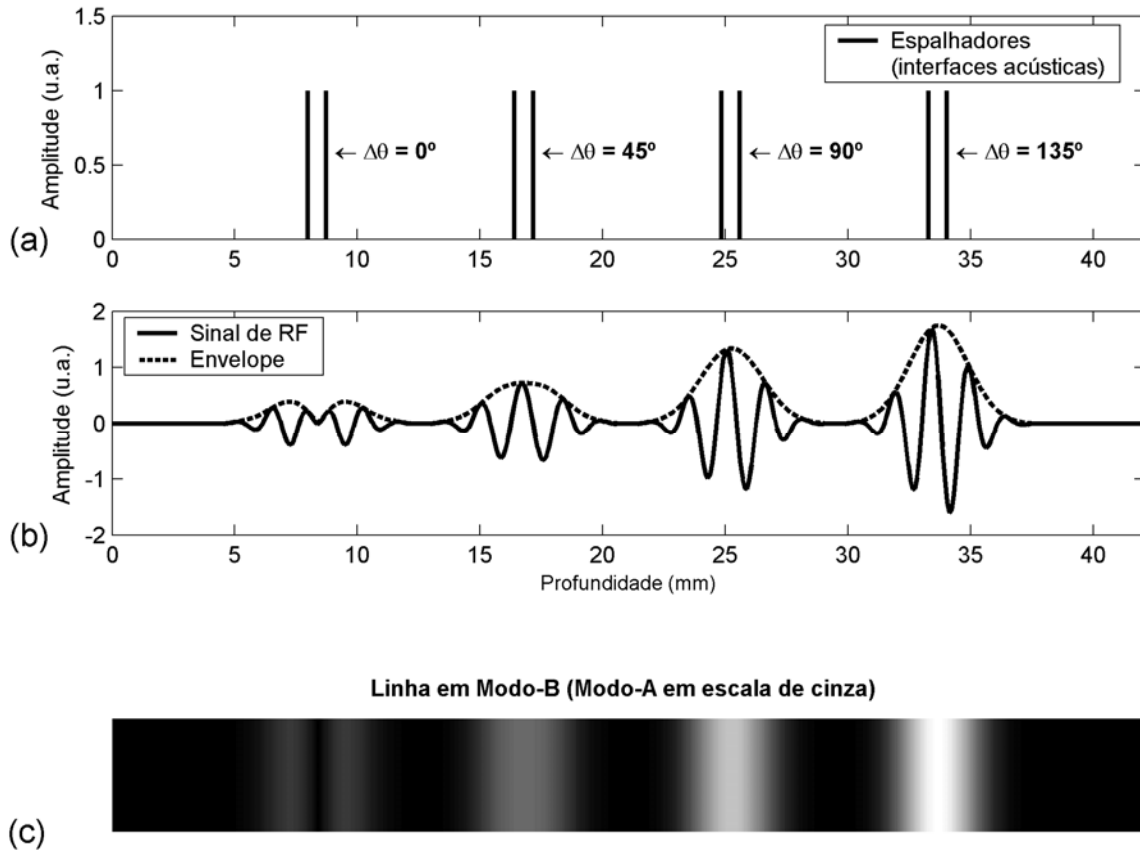


Figura 2.7 – Dependência do *speckle* com a fase relativa entre os espalhadores acústicos: (a) estrutura 1D composta por pares de espalhadores de mesma amplitude e fases relativas; (b) sinal retroespalhado e seu envelope; (c) envelope do sinal de RF em escala de cinza (linha em modo-B).

A interferência é um fenômeno inerente ao sistema ultra-sônico e que dependerá, portanto, do comprimento do pulso em relação à distância entre as interfaces acústicas. Como mostrado nas Figuras 2.6 e 2.7, esta interferência pode ser construtiva ou destrutiva, o que acarretará o surgimento de *speckle* no sinal ou imagem analisados.

2.4 Caracterização de tecidos por ultra-som

A caracterização de tecidos por ultra-som (UTC – *Ultrasonic Tissue Characterization*) é um campo de pesquisa já bem estabelecido desde 1975, ano em que foi realizado o primeiro seminário que tratava do assunto (*International Seminar on Ultrasonic Tissue Characterization*). Desde então, a caracterização de tecidos tornou-se parte de muitos outros objetos de pesquisa na área de diagnóstico médico, e recebeu essa denominação devido ao potencial de se conseguir realizar a caracterização de tecidos por meio de medidas dos diferentes modos de interação da energia do pulso ultra-sônico com os tecidos (LINZER & NORTON, 1982). Por definição, ‘caracterizar’ pode ser entendido como o ato de distinguir ou descrever, notando as particularidades ou peculiaridades, de determinado objeto. Sendo assim, as pesquisas com caracterização de tecidos por ultra-som têm como finalidade fornecer medidas apropriadas e técnicas analíticas que serão capazes de distinguir as várias interações, e as propriedades dos tecidos que as causam, para que, por fim, se possa correlacionar essas informações com o tecido biológico analisado. Em outras palavras, a UTC pode ser entendida como o levantamento de informações quantitativas (e qualitativas) sobre as características biológicas de um determinado tecido e de suas patologias usando ultra-som (THIJSEN, 2003).

O desenvolvimento de um sistema automático capaz de extrair parâmetros que contenham informações sobre as características estruturais e de espalhamento de um tecido biológico qualquer, e que maximize a performance na classificação e distinção entre tumores malignos e benignos, com o mínimo de intervenção médica, faz com que a caracterização de tecidos por ultra-som tenha fundamental importância. Com isso, uma possível subjetividade na interpretação do exame clínico poderia ser reduzida.

Muitos estudos relevantes têm sido realizados ao longo dos últimos anos com o intuito de caracterizar tecidos utilizando sinais gerados por ultra-som. Inúmeros trabalhos

têm apresentado diferentes técnicas de processamento de sinais que extraem informações significativas do *speckle* para avaliar a condição patológica do tecido. A grande maioria destas técnicas usa abordagens estatísticas para descrever o espalhamento, dado que as propriedades acústicas dos tecidos (densidade, amplitude, fase e localização dos espalhadores) muitas vezes possuem natureza aleatória.

As microestruturas de muitos tecidos sadios tais como do fígado, por exemplo, apresentam um determinado padrão característico em relação à organização dos espalhadores. A presença de uma neoplasia modifica este padrão característico e este fato pode, portanto, possivelmente ser usado para a diferenciação entre as regiões normais e anormais no fígado (FELLINGHAM & SOMMER, 1984). Inúmeras técnicas propostas para quantificar parâmetros como o diâmetro médio dos espalhadores e o espaçamento médio entre eles (MSS – *Mean Scatterer Spacing*) utilizam a análise espectral do sinal de RF (FELLINGHAM & SOMMER, 1984; VARGHESE & DONOHUE, 1994; NARAYANAN *et al*, 1997; PEREIRA & MACIEL, 2001). Dentre estas técnicas, destacam-se a Análise de Espectro Singular (SSA – *Single Spectrum Analysis*), proposta por VAUTARD & GHIL (1989), e a Auto-Correlação Espectral (SAC – *Spectrum Autocorrelation*), proposta por VARGHESE & DONOHUE (1994). O principal objetivo destas técnicas é identificar o pico máximo da frequência no espectro, que será relacionado à regularidade na distribuição das partículas no meio.

A estatística do sinal de RF tem sido ainda modelada e utilizada por outros autores para a classificação de tumores em tecidos moles. KUC (1986) utilizou a medida de curtose (Apêndice) para caracterizar tecidos de fígado. Neste estudo, o parâmetro seria capaz de medir o grau de achatamento da distribuição de amplitudes dos sinais de RF. Segundo o autor, os sinais refletidos por um fígado normal contêm uma distribuição de amplitudes bem mais distinta em relação àqueles refletidos por um fígado contendo anomalia e, conseqüentemente, estas duas reflexões forneceriam diferentes valores de curtose. Desde que a reflexão fosse afetada pela distribuição dos espalhadores no fígado, o valor da curtose seria uma medida indireta desta distribuição.

Em adição a essas técnicas de caracterização de tecidos por ultra-som, um grande número de pesquisadores tem concentrado suas atividades no estudo da estatística do envelope do sinal de RF, tópico da próxima seção, e escopo do trabalho.

2.5 A estatística do envelope do sinal de RF

Conforme comentado anteriormente, inúmeros estudos de caracterização de tecidos têm analisado os sinais de RF retroespalhados dos tecidos por meio de estatística. Os sistemas atuais de aquisição de imagens por ultra-som usam a amplitude do sinal de RF ou o envelope do sinal para serem exibidos na tela do equipamento, ou seja, para a geração e exibição das imagens. Isto é feito porque a maioria das informações como a localização e a amplitude do espalhador está presente no envelope do sinal, e não em sua fase. O descarte da fase do sinal de RF não resulta em uma perda significativa de informação do espalhamento acústico (DUTT, 1991), porém deve-se deixar claro que alguns métodos de classificação de tecidos utilizam justamente a fase do sinal para prover informações adicionais da estrutura analisada (MOLTHEN *et al*, 1998-A). Mesmo assim, as propriedades estatísticas do envelope do sinal de RF tendem a ser mais úteis para a compreensão e classificação das imagens em modo-B do que as propriedades do sinal de RF em si (e sua fase). Portanto, para o presente trabalho, o estudo da estatística na caracterização de tecidos terá como base o envelope do sinal de RF.

Uma das estratégias mais comuns utilizadas na caracterização de tecidos por ultra-som por meio da estatística é modelar o envelope do sinal retroespalhado em uma função densidade de probabilidade (PDF – *Probability Density Function*), utilizando parâmetros analíticos para descrever a estrutura real. A partir da curva PDF (Apêndice) dos dados originais que dão origem à imagem em modo-B (histograma da distribuição dos níveis de cinza da imagem), procura-se obter um modelo analítico que tenha uma curva PDF similar (em relação a sua forma) à do histograma original. Se, dessa forma, um modelo analítico se ajustar ao histograma dos dados obtidos de uma região patológica, os parâmetros deste modelo poderão ser correlacionados com tal patologia, e, conseqüentemente, com as características estruturais da região do tecido sob investigação.

Inúmeros modelos analíticos têm sido utilizados na caracterização de tecidos. De acordo com BURCKHARDT (1978), sabe-se que, sob certas condições de espalhamento (por exemplo, alta densidade de espalhadores aleatoriamente distribuídos dentro de uma célula de resolução), a estatística do envelope do sinal de RF comporta-se segundo a distribuição analítica de Rayleigh. Por outro lado, se a região de interesse também contém

espalhadores igualmente espaçados na célula de resolução, o sinal refletido será composto, além de uma componente difusa, por uma componente coerente proveniente da regularidade na distribuição dos espalhadores (WAGNER *et al*, 1987). Neste caso, este autor mostrou que o envelope do sinal de RF é melhor descrito pela distribuição Rice (uma generalização da distribuição Rayleigh).

Ambas as distribuições Rayleigh e Rice assumem que o número de espalhadores dentro de uma célula de resolução é alto. Entretanto, em muitos sistemas de ultra-som de alta definição, esta condição pode não ocorrer (particularmente na região focal), e poucos pontos de espalhamento podem estar presentes. Sob estas circunstâncias, a estatística do envelope resultante segue uma distribuição que não a de Rayleigh (nem Rice). Uma investigação detalhada foi feita (TUTHILL *et al*, 1988), com o propósito de analisar as situações em que o modelo Rayleigh não se aplicava. Os autores estudaram a influência da densidade e da regularidade dos espalhadores, por meio de simulações e experimentos com *phantoms* de tecidos (estrutura sintética com características físicas que imitam um tecido real). O primeiro estudo analisou o efeito da densidade dos espalhadores no caso deles estarem aleatoriamente distribuídos na estrutura. Quando a célula de resolução continha poucos espalhadores, o histograma do envelope desviava significativamente da curva PDF do modelo de Rayleigh, e a relação sinal-ruído do envelope (SNR_e – *Signal to Noise Ratio*) encontrava-se abaixo de 1,91 (valor teórico para a distribuição Rayleigh). Esta distribuição de probabilidade foi então classificada como pré-Rayleigh. À medida que o número de espalhadores no volume englobado pelo pulso aumentava, os histogramas se aproximavam da distribuição Rayleigh e os valores de SNR_e se mantinham constantes em torno de 1,91.

Para investigar o efeito da regularidade espacial dos espalhadores, TUTHILL *et al* (1988) estudaram a estatística do envelope do sinal de RF para uma estrutura tanto com espalhadores difusos quanto igualmente espaçados. Quando a regularidade na distribuição dos espalhadores não era resolvível (espaçamento menor do que a largura do pulso), a SNR_e encontrava-se acima de 1,91. Similarmente, para uma regularidade resolvível, a SNR_e era menor do que 1,91. Notou-se então que a presença dos espalhadores regulares aumentava a componente coerente do sinal refletido, resultando num histograma conforme a distribuição Rice. Neste caso, a distribuição foi classificada como pós-Rayleigh.

Outros pesquisadores também têm estudado a estatística do envelope do sinal de RF em casos onde o modelo de Rayleigh não se aplica. WENG *et al* (1991) utilizaram a distribuição K pela primeira vez para modelar o espalhamento acústico por ultra-som, enquanto que SHANKAR *et al* (1993) extraíram os parâmetros desta distribuição e os utilizaram para classificar as regiões de um tecido de mama como sendo normais ou contendo tumores malignos ou benignos. SHANKAR *et al* (2001) utilizaram a distribuição Nakagami para representar o envelope do sinal de RF, e os parâmetros desta distribuição para discriminar os tumores em tecidos de mama. Recentemente, foi sugerido o uso de uma distribuição que incorporasse as vantagens da distribuição K e Nakagami, denominada distribuição Composta (SHANKAR, 2003; SHANKAR, 2004; SHANKAR *et al*, 2005). Segundo estes pesquisadores, a distribuição Composta seria capaz de modelar praticamente todas as condições de espalhamento existentes nos tecidos.

Como já comentado, a presença de uma lesão num tecido pode resultar em uma mudança significativa de suas propriedades de espalhamento. Estas mudanças normalmente são quantificadas em termos da amplitude dos espalhadores, e muitos pesquisadores utilizam estas alterações como um importante indicador de anormalidade do tecido. Portanto, os parâmetros amplitude, densidade e regularidade na distribuição dos espalhadores aparecem como objetos de estudo da grande maioria dos pesquisadores na caracterização de tecidos por ultra-som por meio da estatística (Rayleigh ou não-Rayleigh) e, nos capítulos subsequentes, serão sempre correlacionados com os parâmetros das distribuições analíticas.

2.5.1 Estatística Rayleigh

Sob as condições da distribuição analítica Rayleigh, o padrão de interferência (*speckle*) formado pelo envelope da imagem de RF, é comumente chamado de “*fully formed*” ou “*fully developed*” *speckle*. Nestes casos a imagem em modo-B é dita estar completamente corrompida por *speckle*. Segundo BURCKHARDT (1978), um conjunto de dados (envelope do sinal de RF) gera um histograma que se comporta segundo a distribuição Rayleigh se, nas condições de espalhamento:

- i) O número de espalhadores dentro da célula de resolução é alto (maior que 10);
- ii) Os espalhadores não estão correlacionados, isto é, o conhecimento da amplitude e fase de um espalhador não implica o conhecimento da amplitude e fase de outro espalhador (variáveis estatisticamente independentes);
- iii) As amplitudes dos espalhadores são praticamente uniformes em relação a um determinado valor (variam pouco em relação a um valor médio);
- iv) Os espalhadores estão distribuídos de forma aleatória na célula de resolução.

As duas primeiras condições asseguram que há várias e independentes reflexões provenientes da célula de resolução, de forma que o Teorema do Limite Central (CLT – *Central Limit Theorem*) pode ser invocado (GOODMAN, 1985; PAPOULIS, 1991). De acordo com este teorema, um conjunto de dados qualquer, com uma distribuição muito diferente da normal, poderá se tornar uma curva normal, desde que deste conjunto seja sorteado aleatoriamente um grande número de amostras. Em outras palavras, não importa a forma da distribuição original, a distribuição da amostragem do meio se aproximará de uma distribuição normal, desde que um grande número de observações seja feito da distribuição original.

A terceira condição assegura que as reflexões dos espalhadores contidos na célula de resolução sejam praticamente idênticas em termos de amplitude, isto é, que nenhuma reflexão seja dominante e que nenhuma mudança substancial ocorra entre a reflexão de um espalhador e a do próximo, dentro da célula de resolução. Isto previne os casos em que somente uma pequena parcela de um total de espalhadores contribua para a formação do sinal de RF, fazendo com que o número efetivo de espalhadores (aqueles que ‘efetivamente contribuem’ para a formação do sinal) dentro da célula de resolução seja baixo.

Portanto, quando todas as condições acima mencionadas forem satisfeitas, a variação dos níveis de cinza da imagem (envelope do sinal de RF) seguirá a distribuição Rayleigh, enquanto que as fases das reflexões estarão uniformemente distribuídas no intervalo $[0, 2\pi]$.

A equação analítica da função densidade de probabilidade, $p(A)$, da distribuição Rayleigh é dada por:

$$p(A) = \frac{A}{\sigma^2} \cdot \exp\left(-\frac{A^2}{2\sigma^2}\right) \quad (2.3)$$

onde: A é o envelope do sinal retroespalhado;

σ (parâmetro de Rayleigh) é uma constante que representa uma medida de energia das reflexões, dada por $2\sigma^2 = \langle A^2 \rangle$;

$\langle \cdot \rangle$ denota o operador de valor esperado ou esperança (Apêndice).

A curva de distribuição da PDF de Rayleigh é mostrada na Figura 2.8.

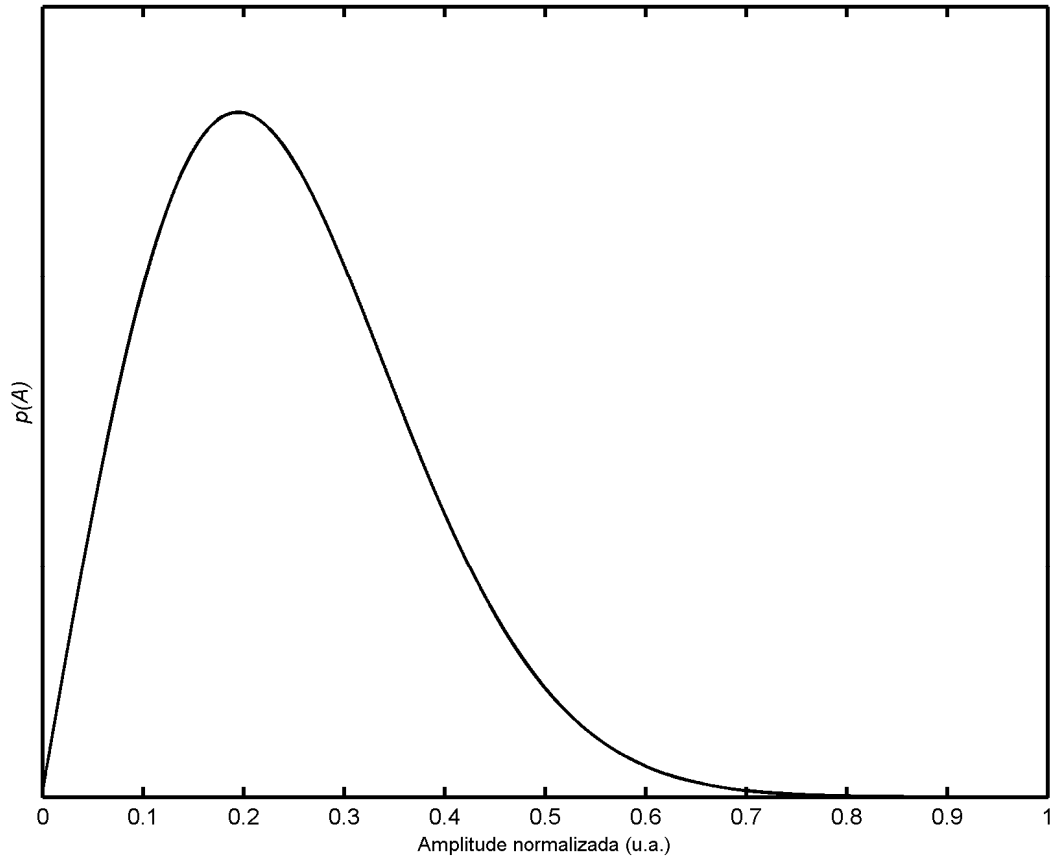


Figura 2.8 – Função Densidade de Probabilidade da Distribuição Rayleigh

A interpretação desta curva, na análise da distribuição dos níveis de cinza de uma imagem em modo-B, deve ser entendida da seguinte maneira: o eixo da abscissa representa os diversos pontos ou níveis de cinza da imagem (amplitude do envelope), normalizados de 0 a 1, onde o zero indica as reflexões de menor intensidade (pontos pretos) e o 1 indica as reflexões de maior intensidade (pontos brancos). Por outro lado, o eixo da ordenada está relacionado à probabilidade de ocorrência de quaisquer intervalos entre estes níveis de cinza. Em outras palavras, uma curva deslocada para a esquerda do gráfico representa uma

imagem escura, enquanto que uma curva mais à direita do gráfico indicará uma imagem com pontos mais claros. Esta interpretação se estende à análise de todas as curvas de distribuição utilizadas neste trabalho.

Uma importante característica da estatística Rayleigh é que o envelope do sinal retroespalhado possui uma relação sinal-ruído teórica (SNR_e) constante, igual a 1,91 e independente da energia total retroespalhada, ou seja, independente de σ . Portanto, o nível da SNR_e pode ser usado para indicar se uma imagem está ou não completamente corrompida por *speckle* (“*fully formed*” ou “*fully-developed*” *speckle*). A relação sinal-ruído é uma medida que mostra a amplitude média do envelope no padrão de *speckle* com respeito às variações desta amplitude (GOODMAN, 1985), e que para a distribuição Rayleigh é constante. Seu valor é calculado como sendo a média dividida pelo desvio padrão do envelope (BURCKHARDT, 1978), conforme a equação 2.4:

$$SNR_e = \frac{\langle A \rangle}{\sqrt{\langle A^2 \rangle - \langle A \rangle^2}} = \frac{\sqrt{\frac{\pi}{2}} \sigma}{\sqrt{2 - \frac{\pi}{2}} \sigma} = 1,91 \quad (2.4)$$

onde: A é o envelope do sinal retroespalhado;

σ é o parâmetro de Rayleigh;

$\langle \cdot \rangle$ denota o operador de valor esperado.

É interessante observar ainda que o parâmetro σ é apenas uma medida de energia das reflexões e, conforme mostrado previamente, seu valor é estimado a partir do momento de segunda ordem do envelope (Apêndice). O parâmetro de Rayleigh é assim um parâmetro de escala, significando que qualquer variação em seu valor não implicará uma mudança na forma da curva PDF.

Da mesma forma que o envelope ‘ A ’ segue a distribuição Rayleigh quando todas as condições de espalhamento listadas estiverem sendo satisfeitas, caso alguma delas não ocorra dentro da célula de resolução, a estatística do envelope não se comportará segundo o regime Rayleigh. Por exemplo, pode ser demonstrado que, se o número de espalhadores na célula de resolução é baixo, a estatística Rayleigh falha devido à quebra dos requisitos para a aplicação do CLT (GOODMAN, 1985; PAPOULIS, 1991). É possível também que, mesmo com a presença de uma alta densidade de espalhadores, se houver uma grande

flutuação entre os valores de suas amplitudes, a estatística do envelope do sinal retroespalhado ainda se desviará da estatística Rayleigh (NARAYANAN *et al*, 1994). Ou, ainda, conforme citado anteriormente, a presença de espalhadores distribuídos com regularidade não-resolvível faz com que a estatística do envelope siga uma distribuição pós-Rayleigh (TUTHILL *et al*, 1988). Portanto, muitos trabalhos têm utilizado modelos de distribuição não-Rayleigh para representar o retroespalhamento acústico, que abrangem as estatísticas pré-Rayleigh, Rayleigh e pós-Rayleigh.

2.5.2 Estatísticas não-Rayleigh

Conforme comentado na seção anterior, as estatísticas não-Rayleigh são aplicadas em casos onde, por exemplo, a presença de poucos espalhadores ou a falta de uniformidade em relação à suas amplitudes é encontrada na célula de resolução. Nestes casos, o sinal retroespalhado por essas regiões será dominado por contribuições dos espalhadores de maior amplitude, praticamente anulando as contribuições das reflexões pelos espalhadores de menor amplitude. Em outras palavras, somente um número efetivo de espalhadores (normalmente muito menor do que o número real de espalhadores) contribuirá para a formação do sinal de RF. Conseqüentemente, o Teorema do Limite Central não pode ser aplicado, resultando em desvios da estatística Rayleigh.

Para caracterizar os sinais refletidos pelos tecidos, um modelo geral de espalhamento se faz necessário de forma a englobar os principais cenários observados em uma estrutura real. Dentre as principais distribuições utilizadas na literatura para tal finalidade, destacam-se as de Rice, K, Nakagami e Composta.

2.5.2.1 Distribuição Rice

Em ultra-som, quando uma componente coerente é adicionada ao sinal refletido, a qual pode vir de espalhadores com regularidade não-resolvível, a estatística do envelope do sinal de RF segue a distribuição Rice (WAGNER *et al*, 1987), cuja fórmula da PDF analítica, $p(A)$, é dada pela equação 2.5. Essa distribuição é denominada Rice em

homenagem ao primeiro pesquisador a derivar tal distribuição para modelar o ruído aleatório (RICE, 1944; RICE, 1945).

$$p(A) = \frac{A}{\sigma^2} \cdot \exp\left(-\frac{A^2 + s^2}{2\sigma^2}\right) \cdot I_0\left(\frac{As}{\sigma^2}\right) \quad (2.5)$$

onde: A é o envelope do sinal de RF retroespalhado;

I_0 é a função Bessel modificada de ordem 0;

s e σ descrevem as componentes coerente e difusa da reflexão, respectivamente, calculados usando as equações 2.6 e 2.7 em termos dos momentos de 2ª e 4ª ordem do envelope do sinal:

$$s^2 = \sqrt{2\langle A^2 \rangle^2 - \langle A^4 \rangle} \quad (2.6)$$

$$2\sigma^2 = \langle A^2 \rangle - s^2 \quad (2.7)$$

Se a razão entre a componente coerente e a componente difusa for definida como $k = s / \sigma$, então a PDF Rice para cinco valores de k pode ser ilustrada na Figura 2.9.

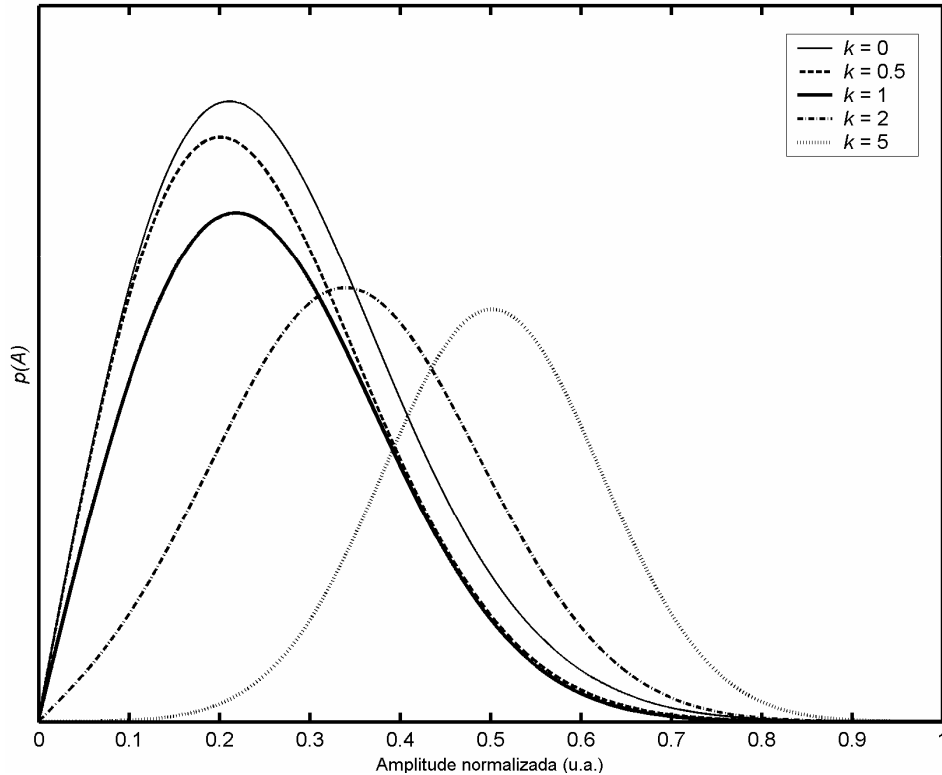


Figura 2.9 – Função Densidade de Probabilidade da distribuição Rice. A adição de componentes coerentes ao sinal desloca a PDF para a direita.

Pode ser notado na Figura 2.9 que a distribuição Rice torna-se igual a Rayleigh quando a componente coerente é igual à zero ($k = 0$, pois $s = 0$), e aproxima-se da distribuição Gaussiana (Normal) quando a componente coerente torna-se maior ($k \rightarrow \infty$) (DUTT, 1991).

De acordo com DUTT (1991), a relação sinal-ruído para a distribuição Rice pode ser calculada utilizando os momentos de 1ª e 2ª ordem do envelope, o que resultará na seguinte expressão:

$$\text{SNR}_e = \frac{\sqrt{\frac{\pi}{2}} \exp\left(-\frac{k^2}{4}\right) \left\{ \left(1 + \frac{k^2}{2}\right) I_0\left(\frac{k^2}{4}\right) + \frac{k^2}{2} I_1\left(\frac{k^2}{4}\right) \right\}}{\sqrt{2 + k^2 - \frac{\pi}{2} \exp\left(-\frac{k^2}{2}\right) \left\{ \left(1 + \frac{k^2}{2}\right) I_0\left(\frac{k^2}{4}\right) + \frac{k^2}{2} I_1\left(\frac{k^2}{4}\right) \right\}^2}} \quad (2.8)$$

onde: k é a razão entre as componentes coerente e difusa do sinal;

I_n é a função Bessel modificada, de ordem n . Para o caso de k muito alto, a expressão se aproxima para $\text{SNR}_e = k$.

A Figura 2.10 mostra a variação da SNR_e em função de k .

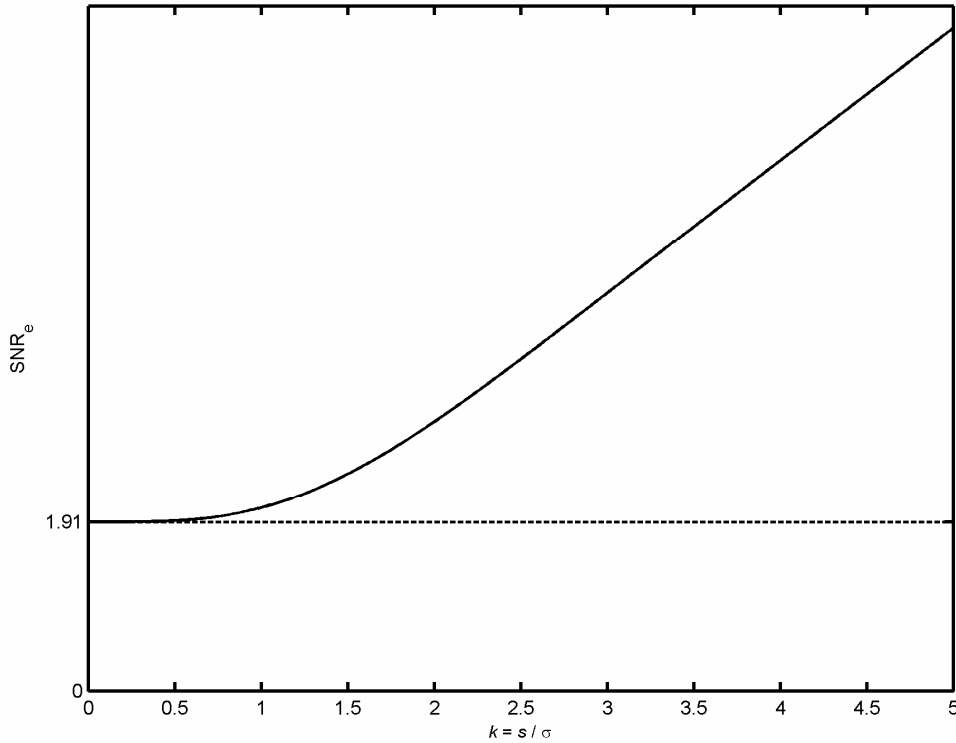


Figura 2.10 – Relação Sinal-Ruído da distribuição Rice. A SNR_e aumenta linearmente com a componente coerente para altos valores de k .

Como esperado, a relação sinal-ruído é menor quando não há componente coerente no sinal ($k = 0$), resultando no valor 1,91 (igual ao valor da distribuição Rayleigh). A partir de k igual a 1,5, aproximadamente, o valor de SNR_e aumenta linearmente com o aumento da componente coerente. Assim, a relação sinal-ruído é uma boa estimativa da existência de alguma componente coerente no sinal retroespalhado.

Contudo, conforme explicado anteriormente, apesar de a distribuição Rice ser um bom modelo para caracterizar o sinal refletido quando a densidade de espalhadores na célula de resolução for alta (TUTHILL *et al*, 1988), tal aplicabilidade será limitada no caso de baixa concentração dos mesmos. E ainda, a amplitude dos espalhadores pode não ser uniforme devido a mudanças físicas, químicas ou bioquímicas no tecido em avaliação, substituindo, como resultado, o número real de espalhadores dentro da célula de resolução por um número efetivo de espalhadores. Conseqüentemente, a distribuição Rice não se torna muito útil na modelagem do espalhamento acústico sob tais condições.

2.5.2.2 Distribuição K

A primeira estatística não-Rayleigh utilizada para caracterização de sinais em meios onde havia baixa concentração de espalhadores por célula de resolução, ou ainda onde suas amplitudes variavam bastante em torno de um valor médio, foi inicialmente proposta por JAKEMAN & PUSEY (1976), para caracterização de sinais de radar. Os pesquisadores utilizaram a distribuição K para descrever a estatística dos sinais de eco, de forma a abranger as distribuições Rayleigh, Rice, Gaussiana e Lognormal.

A distribuição K para aplicações biomédicas (especificamente ultra-som) foi primeiramente proposta por WENG *et al* (1991). A função densidade de probabilidade, $p(A)$, da distribuição K é dada por:

$$p(A) = \frac{2b}{\Gamma(M)} \cdot \left(\frac{bA}{2}\right)^M \cdot K_{M-1}(bA) \quad (2.9)$$

onde: A é o envelope do sinal de RF;

M é o número efetivo de espalhadores dentro da célula de resolução;

b é um fator de escala;

$\Gamma(.)$ é a função Gama;

$K_{M-1}(.)$ é a função Bessel modificada do segundo tipo, de ordem $M-1$.

Considerando N o número real de espalhadores contidos dentro de uma célula de resolução, o parâmetro M é descrito da seguinte forma:

$$M = N (1 + \nu) \quad (2.10)$$

onde: ν é um parâmetro que descreve a falta de uniformidade em relação à amplitude dos espalhadores (*skewness* – Apêndice).

Quando $\nu \rightarrow -1$ a falta de uniformidade é grande, enquanto que para $\nu \rightarrow 0$ os espalhadores têm praticamente a mesma amplitude. A equação indica claramente que o valor de M pode ser muito menor que N . Em outras palavras, à medida em que $\nu \rightarrow -1$, a probabilidade de encontrar espalhadores com grande variação em amplitude aumenta. De forma análoga, se $\nu = 0$, significa que não há variação entre as amplitudes dos espalhadores, ou pelo menos variam muito pouco em torno de um valor médio, conforme comentado, e $M = N$. A Figura 2.11 mostra a PDF da distribuição K para cinco diferentes valores de M .

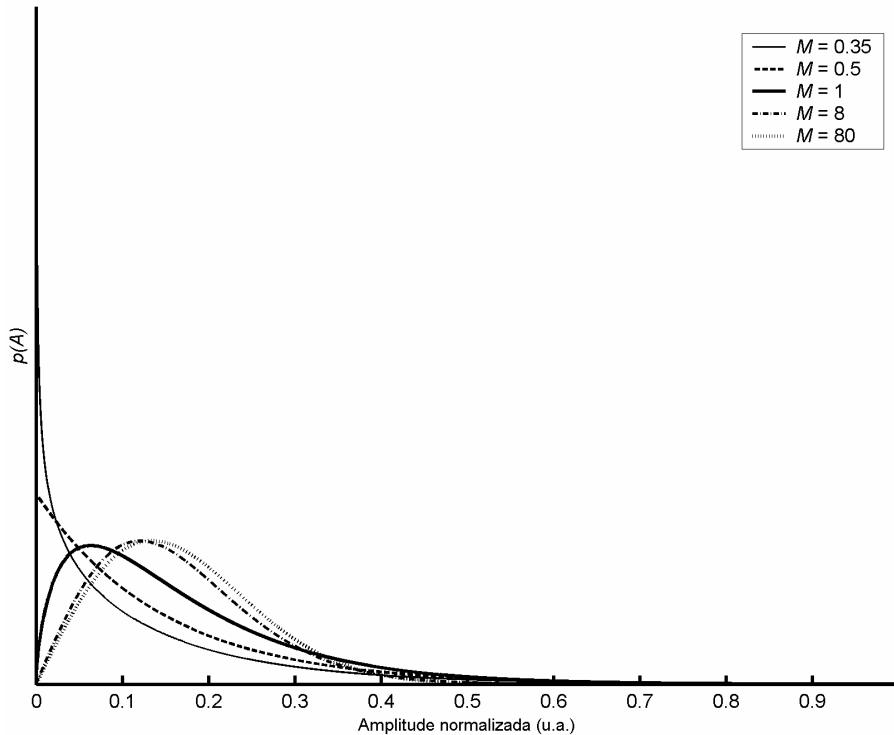


Figura 2.11 – Função Densidade de Probabilidade da distribuição K. Para M maior do que 8, aproximadamente, a PDF K converge para a PDF Rayleigh.

Pelo gráfico pode ser observado que a distribuição K engloba uma ampla faixa de distribuições, aproximando-se da distribuição Rayleigh à medida que M aumenta. Há uma pequena diferença entre as curvas com $M = 8$ e $M = 80$ e a distribuição é essencialmente Rayleigh para estes valores. Para M muito baixo, a distribuição se aproxima de uma Lognormal.

Quando N aumenta, de forma que o valor de M aumente até pelo menos 8, a distribuição tende a ser Rayleigh (CLT se aplica). Entretanto, se ν é muito baixo ($\nu \rightarrow -1$), mesmo havendo um grande número de espalhadores na célula de resolução ($\uparrow N$), a estatística do sinal ainda estará no regime pré-Rayleigh, devido a poucos espalhadores ‘efetivamente contribuírem’ para a formação do sinal de RF ($\downarrow M$). Quando $\nu \rightarrow 0$, o valor de M será teoricamente igual ao valor de N na célula de resolução. Portanto, M é uma combinação tanto do número real de espalhadores, N , quanto do fator ν que descreve a falta de homogeneidade de suas amplitudes. Pode-se dizer então que é o número efetivo de espalhadores, M , que determinará a estatística do sinal retroespalhado.

Porém, a priori, não se tem nenhuma informação do número real de espalhadores contidos dentro da célula de resolução, nem do valor de ν . Dessa forma, o parâmetro M pode ser estimado a partir dos momentos de 2ª e 4ª ordem ou dos momentos de 1ª e 2ª ordem do envelope do sinal, resultando nas equações 2.11 e 2.12, respectivamente (SHANKAR, 1995).

$$M = \frac{2}{\frac{\langle A^4 \rangle}{\langle A^2 \rangle^2} - 1} \quad (2.11)$$

$$\langle A^2 \rangle \Gamma^2(M + \frac{1}{2}) \Gamma^2(\frac{3}{2}) = \langle A \rangle^2 \Gamma(M + 1) \Gamma(M) \quad (2.12)$$

A estimativa do parâmetro M a partir da equação 2.12 requer o uso de solução de equações transcendentais. Porém, sabe-se que esta estimativa é mais precisa do que quando realizada a partir da equação 2.11 (SHANKAR, 1995). Há outros métodos propostos para estimar o valor de M , como, por exemplo, sua estimativa por meio do método de máxima verossimilhança (*maximum likelihood*) (BLACKNELL, 1994).

O parâmetro de escala b da distribuição K é dependente tanto do número efetivo de espalhadores, M , quanto da média da amplitude do envelope, $\langle A \rangle$, do sinal retroespalhado. Seu valor é calculado conforme equação 2.13. Considere $\Gamma(\cdot)$ a função Gama.

$$b = \left[\frac{\Gamma(M + \frac{1}{2})}{\Gamma(M)} \right] \cdot \left[\frac{2 \Gamma(\frac{3}{2})}{\langle A \rangle} \right] \quad (2.13)$$

A relação sinal-ruído da distribuição K, definida como a média dividida pelo desvio padrão do envelope, também pode ser calculada pelos momentos de 1ª e 2ª ordem do envelope, resultando na equação 2.14 (DUTT, 1991).

$$\text{SNR}_e = \left\{ \left(\frac{4M}{\pi} \frac{\Gamma^2(M)}{\Gamma^2(M + \frac{1}{2})} \right) - 1 \right\}^{-\frac{1}{2}} \quad (2.14)$$

A equação 2.14 indica que a relação sinal-ruído é uma função de M e, portanto, uma função do *skewness* da distribuição de amplitude dos espalhadores pontuais. A Figura 2.12 mostra a curva da SNR_e em função de M . Pode ser observado que a relação sinal-ruído se aproxima do valor 1,91 (regime Rayleigh) com o aumento de M , e se mantém próximo deste valor para valores de M maiores do que 8, aproximadamente ($\text{SNR}_e = 1,91$ para $M \rightarrow \infty$). Há, portanto, uma forte correlação entre baixos valores de M e baixos valores de SNR_e , e, conseqüentemente, da natureza não-Rayleigh (regime pré-Rayleigh) da estatística do sinal. Em outras palavras, desde que a relação sinal-ruído da distribuição Rayleigh seja igual a 1,91, um desvio deste valor indicará um desvio da estatística Rayleigh.

Um detalhado estudo por meio de simulações computacionais e experimentos com *phantoms* de tecidos foi feito por diversos autores de forma a validar a distribuição K no contexto do ultra-som (MOLTHEN *et al*, 1993; NARAYANAN *et al*, 1994; SHANKAR, 1995). Foi mostrado que, se a quantidade de amostras for suficientemente alta (~ 32000 pontos), a estimativa do parâmetro M a partir da equação 2.11 possuirá um pequeno erro computacional (menos de 1%); utilizando somente 1000 pontos o erro pode chegar a até 25% (NARAYANAN *et al*, 1994). Portanto, como a estimativa de M a partir de 2.11 é computacionalmente mais rápida quando comparada com a estimativa por 2.12, se amostras

suficientes forem usadas, a equação 2.11 pode ser utilizada para o cálculo deste parâmetro, sem perda de fidelidade (SHANKAR, 1995).

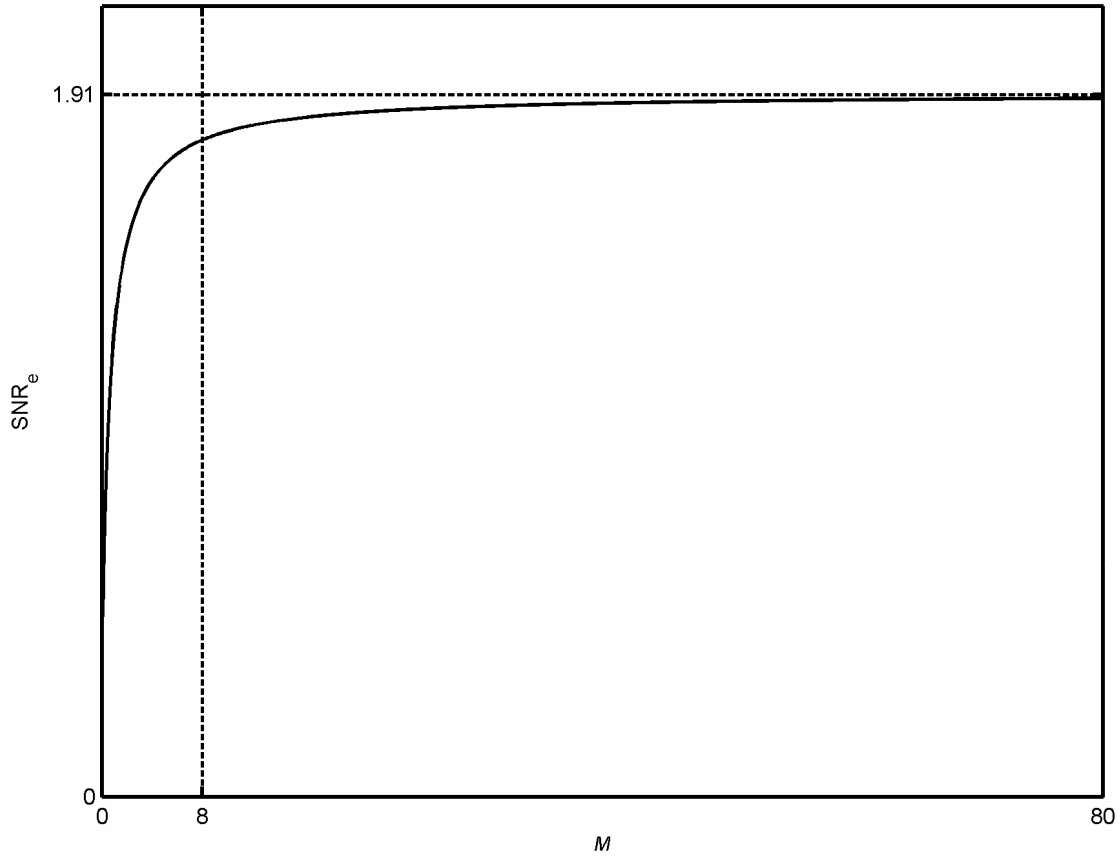


Figura 2.12 – Relação Sinal-Ruído da distribuição K. O valor da SNR_e converge para 1,91 (valor teórico da distribuição Rayleigh) para valores de $M \rightarrow \infty$.

MOLTHEN *et al* (1998-B) utilizaram os parâmetros da distribuição K para distinguir diferentes regiões de tecidos da mama e do fígado a partir da imagem em modo-B (envelope do sinal), enquanto que SHANKAR *et al* (2000) realizaram a distinção das regiões entre malignas ou benignas por meio desses parâmetros (M e $b_{inverse}$, definido como o inverso do parâmetro b).

Entretanto, o cálculo dos parâmetros da distribuição K requer o uso de solução de equações transcendentais, como dito anteriormente, fazendo então com que este modelo seja analiticamente e computacionalmente complexo. E, ainda, a estimativa de M torna-se mais instável à medida que a estatística se aproxima do regime Rayleigh. Além disso, a distribuição K não é capaz de descrever a estatística do envelope no regime pós-Rayleigh.

A distribuição K Ponderada (*Homodyned*) foi proposta para esta finalidade (DUTT & GREENLEAF, 1994), enquanto que a distribuição K Generalizada (*Generalized*) também foi proposta de forma a abranger os regimes pré-Rayleigh e pós-Rayleigh, além do regime Rayleigh (SHANKAR, 1995). Contudo, a solução por estas duas últimas distribuições é ainda mais complexa do que a da distribuição K original, fazendo com que esse modelo analítico também não seja muito atrativo para ser utilizado na caracterização de tecidos por ultra-som.

2.5.2.3 Distribuição Nakagami

A distribuição Nakagami tem sido bastante utilizada em muitas aplicações nas mais diversas áreas e foi descrita pela primeira vez por Minoru Nakagami, com o propósito de representar a estatística do envelope dos sinais de radar e outros sistemas de comunicação sem fio (NAKAGAMI, 1960). Originalmente denominada distribuição-*m*, a distribuição Nakagami é hoje utilizada também em aplicações biomédicas, para caracterização de tecidos por ultra-som, sendo proposta inicialmente por SHANKAR (2000). O envelope do sinal de rádio-frequência do ultra-som pode ser descrito em função desta distribuição e seus parâmetros usados para distinguir diferentes tipos de tecidos, como por exemplo, detecção e identificação de anormalidades na mama, fígado e rim (SHANKAR *et al*, 2001). Recentemente, a distribuição Nakagami mostrou-se também atrativa para aplicações em eco-cardiografia (KOLAR *et al*, 2004).

A função densidade de probabilidade, $p(A)$, da distribuição Nakagami é dada por:

$$p(A) = \frac{2m^m}{\Gamma(m) \Omega^m} \cdot A^{2m-1} \cdot \exp\left(-\frac{m A^2}{\Omega}\right) \quad (2.15)$$

onde: A é o envelope do sinal retroespalhado;

m é o parâmetro Nakagami de forma;

Ω é o parâmetro de escala, obtido usando o momento de segunda ordem do envelope ($\Omega = \langle A^2 \rangle$);

$\Gamma(.)$ é a função Gama.

O parâmetro m , similar ao parâmetro M e que indica a estatística do envelope do sinal de RF, é capaz de prover informações das características de espalhamento dos tecidos e pode ser calculado a partir dos momentos de 2ª e 4ª ordem do envelope, conforme equação 2.16. A relação sinal-ruído da distribuição é dada pela equação 2.17.

$$m = \frac{\langle A^2 \rangle^2}{\langle A^4 \rangle - \langle A^2 \rangle^2} \quad (2.16)$$

$$\text{SNR}_e = \frac{1}{\sqrt{m \left[\frac{\Gamma(m)}{\Gamma(m+0.5)} \right]^2 - 1}} \quad (2.17)$$

Embora o valor de m seja dependente das condições de espalhamento dos tecidos, tais como a densidade de espalhadores (SHANKAR, 2000), o nível de uniformidade referente à amplitude dos espalhadores e a presença ou ausência de regularidade no meio não aparecem explicitamente na derivação do parâmetro (ao contrário do parâmetro M). Uma estrutura contendo uma alta densidade de espalhadores com amplitude quase uniforme e aleatoriamente distribuídos em uma célula de resolução corresponde ao caso de $m = 1$, e o modelo Nakagami torna-se uma distribuição Rayleigh. O caso de $m > 1$ corresponde a uma estrutura contendo também espalhadores igualmente espaçados dentro do volume englobado pelo pulso, e o modelo Nakagami se aproxima da distribuição Rice (pós-Rayleigh). Por fim, no caso de $m < 1$, a função de distribuição Nakagami pode ser descrita como estando no regime pré-Rayleigh e, particularmente para $m = 0,5$, a curva da distribuição se torna uma meia Gaussiana. A habilidade de m caracterizar o espalhamento acústico torna-se pequena para valores de $m > 2$ (SHANKAR, 2000). A Figura 2.13 mostra a curva PDF da distribuição Nakagami para cinco distintos valores de m , enquanto que a Figura 2.14 mostra a relação sinal-ruído da distribuição (SNR_e) em função de m .

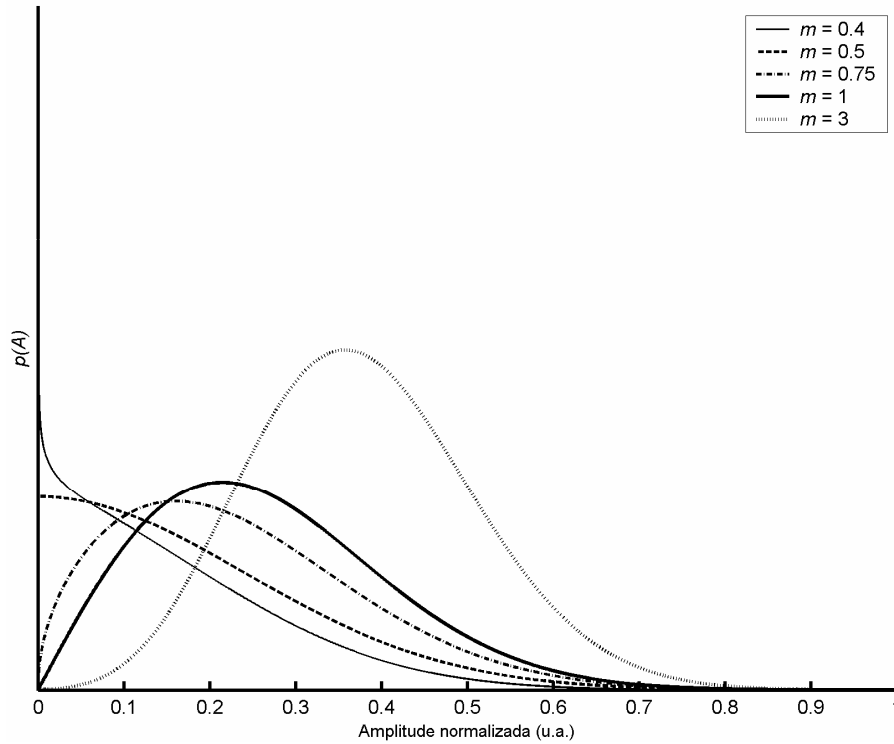


Figura 2.13 – Função Densidade de Probabilidade da distribuição Nakagami. Para $m = 1$, a PDF de Nakagami torna-se idêntica à PDF Rayleigh.

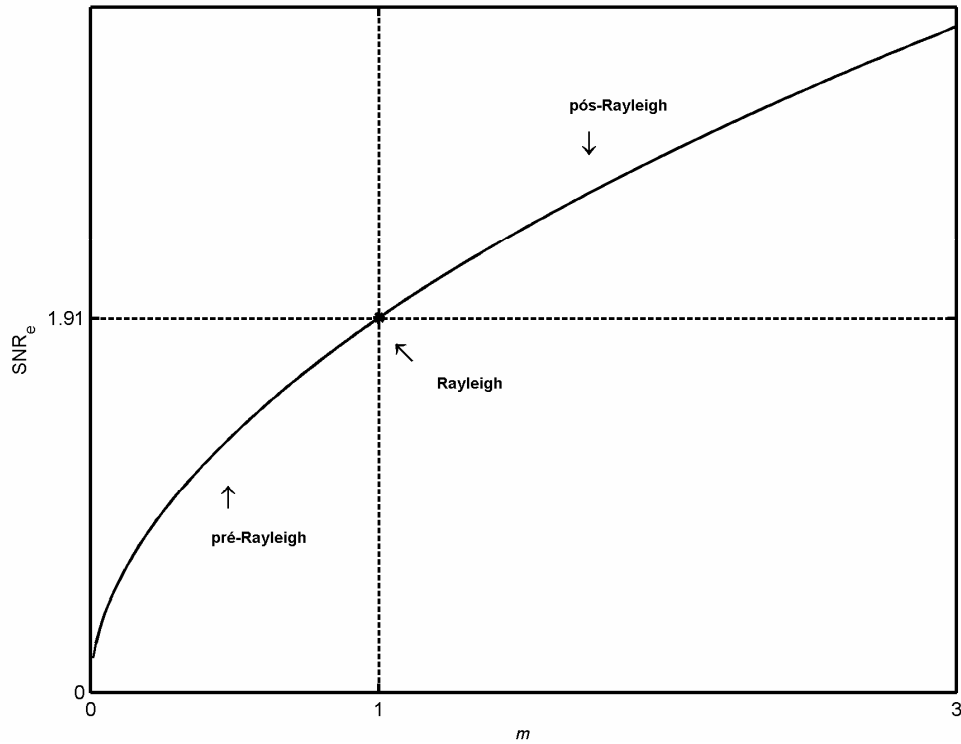


Figura 2.14 – Relação Sinal-Ruído da distribuição Nakagami. Dependendo do valor de m , a distribuição Nakagami é capaz de englobar os regimes pré-Rayleigh, Rayleigh e pós-Rayleigh.

Assim, percebe-se que a distribuição Nakagami é capaz de representar as mais diversas distribuições, dependendo dos valores que m assumir, podendo ser sintetizada englobando as seguintes estatísticas:

$0 < m < 1$: regime pré-Rayleigh ($\text{SNR}_e < 1,91$)

$m = 1$: regime Rayleigh ($\text{SNR}_e = 1,91$)

$m > 1$: regime pós-Rayleigh ($\text{SNR}_e > 1,91$)

O modelo Nakagami foi investigado e explorado pelo seu potencial em classificar tumores benignos e malignos em tecidos de mama, pois é um modelo de distribuição capaz de englobar diversas condições de espalhamento dos tecidos e também por ser um modelo de distribuição analiticamente mais simples (seus parâmetros são calculados de forma mais simples) e computacionalmente mais robusto quando comparado com a distribuição K (SHANKAR *et al*, 2001). O estudo realizado mostra a análise de imagens de 52 pacientes com tumores de mama (38 benignos e 14 malignos). Resultados indicaram que os parâmetros da distribuição Nakagami podem ser úteis na classificação dos tecidos, porém, quando comparados com resultados obtidos com outras técnicas, tal procedimento é menos atrativo (a performance obtida não foi suficientemente boa para ser aceita na prática médica). Uma outra investigação foi feita para estudar a possibilidade da utilização dos conceitos de diversidade de frequência de forma a aumentar a sensibilidade e a habilidade dos parâmetros do modelo Nakagami em separar as diferentes condições de espalhamento nos tecidos (DUMANE & SHANKAR, 2001; DUMANE *et al*, 2002). Em outro estudo, foi observado que, após a combinação dos parâmetros do modelo obtidos de duas imagens com anormalidades, a performance na classificação do tecido foi melhorada em relação à análise feita a partir de somente uma única imagem, podendo até ser comparada com o diagnóstico de um radiologista experiente (SHANKAR *et al*, 2002). Entretanto, recentemente foi mostrado que, se uma região de interesse a ser analisada possui uma pequena variação local nas amplitudes dos espalhadores (que reflete no padrão de *speckle* gerado), a distribuição Nakagami pode não ser capaz de representar a estatística do envelope do sinal retroespalhado por esta região e, conseqüentemente, seus parâmetros são inúteis para a caracterização dos tecidos (SHANKAR, 2003).

2.5.2.4 Distribuição Composta

De forma a englobar os casos em que a distribuição Nakagami (e outras) não consegue modelar os envelopes ultra-sônicos retroespalhados, foi proposto o que se chamou de distribuição Composta, capaz de incorporar as vantagens das distribuições K e Nakagami, e representar assim as estatísticas dos envelopes com características pré-Rayleigh, Rayleigh e pós-Rayleigh (SHANKAR, 2003).

A fórmula analítica da PDF Composta, derivada em (SHANKAR, 2003), é expressa segundo a equação 2.18, enquanto a relação sinal-ruído da distribuição pode ser descrita pela equação 2.19.

$$p(A) = \frac{2b \left(\frac{bA}{2}\right)^{M+m-1}}{\Gamma(M)\Gamma(m)} \cdot K_{M-m}(bA) \quad (2.18)$$

$$\text{SNR}_e = \frac{1}{\sqrt{M \cdot m \left[\frac{\Gamma(M)\Gamma(m)}{\Gamma(M+0.5)\Gamma(m+0.5)} \right]^2 - 1}} \quad (2.19)$$

onde: A é o envelope do sinal de RF;

$\Gamma(\cdot)$ é a função Gama;

$K_{M-m}(\cdot)$ é a função Bessel modificada do segundo tipo, de ordem $M-m$;

M é o número efetivo de espalhadores dentro da célula de resolução;

b é um fator de escala;

m é o parâmetro Nakagami de forma.

Apenas por notação, os parâmetros M , m e b serão escritos como M_c , m_c e b_c , respectivamente, quando forem relacionados à distribuição Composta, e podem ser calculados de forma numérica, usando as equações 2.20, 2.21 e 2.22.

$$\langle A \rangle = \left[\frac{\Gamma(M_c + 0.5)\Gamma(m_c + 0.5)}{\Gamma(M_c)\Gamma(m_c)} \right] \cdot \left(\frac{2}{b_c} \right) \quad (2.20)$$

$$\langle A^2 \rangle = M_c m_c \left(\frac{2}{b_c} \right)^2 \quad (2.21)$$

$$\langle \sqrt{A} \rangle = \left[\frac{\Gamma(M_c + 0.25) \Gamma(m_c + 0.25)}{\Gamma(M_c) \Gamma(m_c)} \right] \cdot \left(\sqrt{\frac{2}{b_c}} \right) \quad (2.22)$$

A Figura 2.15 mostra a curva PDF da distribuição Composta para diferentes valores de M_c e m_c . Pode-se observar que o modelo proposto engloba diversos tipos de distribuições (percebido pelas diferentes formas das curvas), indicando a veracidade da distribuição ser capaz de representar desde a estatística pré-Rayleigh até a pós-Rayleigh.

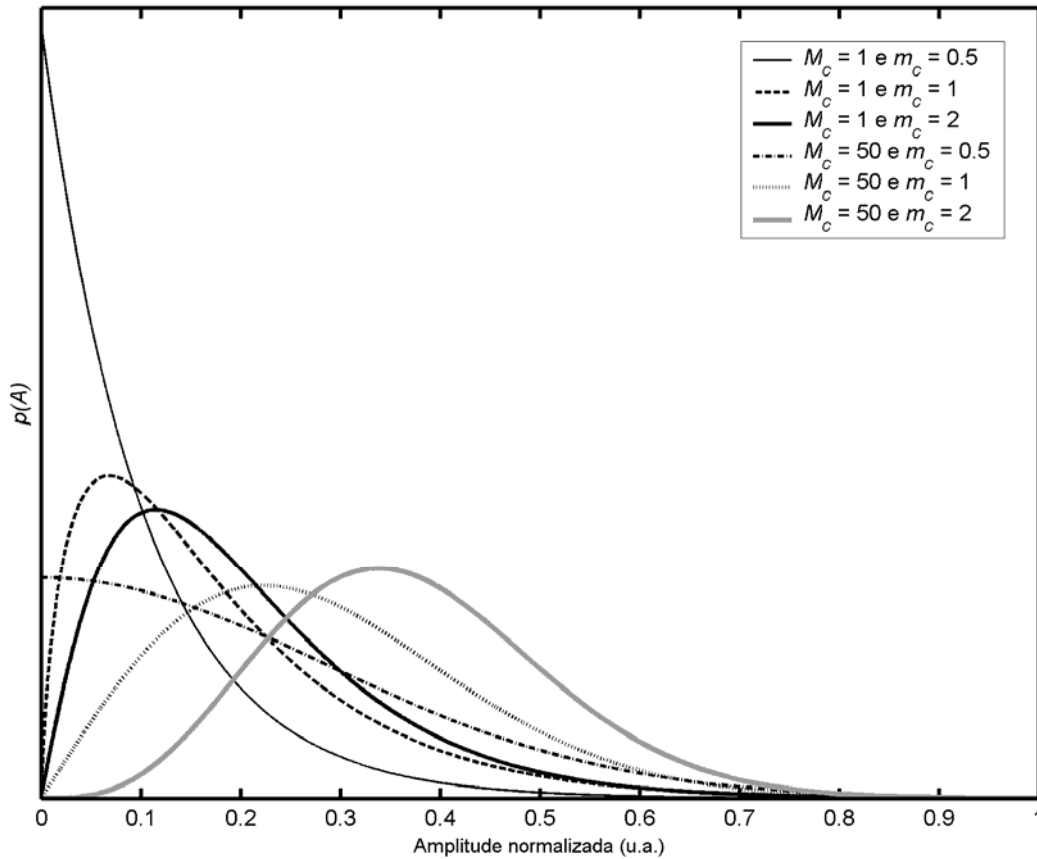


Figura 2.15 – Função Densidade de Probabilidade da distribuição Composta para diferentes valores dos parâmetros M_c e m_c .

A Figura 2.16.a ilustra a relação sinal-ruído do envelope (SNR_e) como função de M_c para diferentes valores de m_c , enquanto que a Figura 2.16.b mostra a SNR_e em função de m_c para valores distintos de M_c .

As curvas mostradas na Figura 2.16.a indicam que os valores da SNR_e aumentam muito lentamente para valores de M_c maiores do que 8, aproximadamente, e tornam-se

praticamente independentes deste parâmetro (para qualquer curva m_c). Portanto, nesta condição de $M_c \rightarrow \infty$, a relação sinal-ruído do envelope é dependente apenas de m_c e a distribuição Composta converge para a distribuição Nakagami. De forma análoga, a mesma interpretação pode ser realizada no gráfico da Figura 2.16.b. À medida que o valor de M_c aumenta, as curvas praticamente se sobrepõem, refletindo a similaridade explicada anteriormente de que a distribuição Composta converge para Nakagami para altos valores de M_c . A distribuição Composta é capaz também de representar o modelo analítico K quando o valor de m_c for igual a 1 (para qualquer valor de M_c , conforme Figura 2.16.a.). A condição de $m_c = 1$ e $M_c \rightarrow \infty$ faz com que o valor da relação sinal-ruído seja igual a 1,91 (Figura 2.16.b). Esta última condição caracteriza o regime Rayleigh. As relações entre os modelos analíticos Rayleigh, K e Nakagami com o modelo Composto estão resumidas na Tabela 2.1.

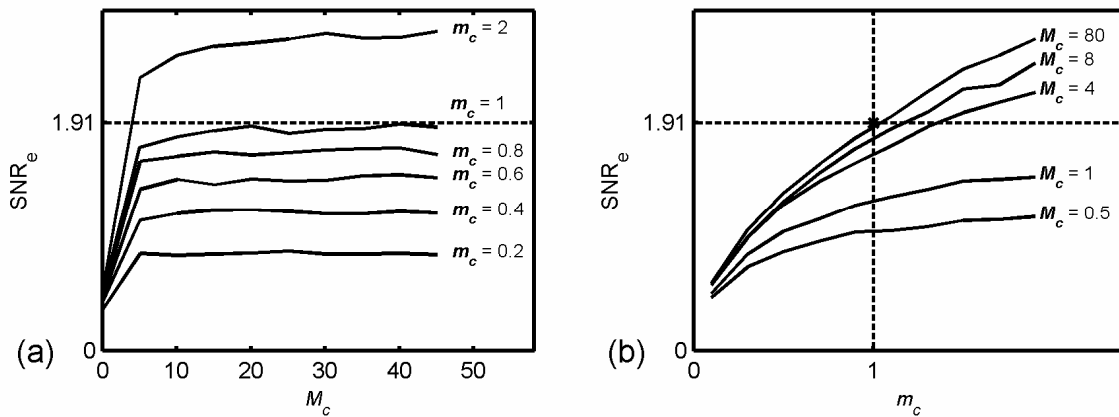


Figura 2.16 – A Relação Sinal-Ruído da distribuição Composta é mostrada como função de (a) M_c para diferentes valores de m_c e (b) m_c para diferentes valores de M_c .

Tabela 2.1 – As relações da PDF Composta com as distribuições Rayleigh, K e Nakagami estão indicadas.

PDF COMPOSTA		
PDF Rayleigh	PDF K	PDF Nakagami
$m_c = 1$	$m_c = 1$	$m_c > 0$
$M_c \rightarrow \infty$	$M_c > 0$	$M_c \rightarrow \infty$

Conforme pode ser percebido, as duas distribuições estatísticas não-Rayleigh (K e Nakagami) podem ser obtidas usando a PDF Composta, fortalecendo a idéia da existência de um modelo analítico geral que represente as diferentes formas de PDF's utilizadas na caracterização de tecidos por ultra-som (SHANKAR, 2003).

Utilizando os parâmetros M_c e m_c obtidos por meio das equações 2.20 a 2.22, foi proposto o parâmetro *Speckle Factor* (SF_c) (SHANKAR, 2004), um fator inversamente proporcional ao nível de *speckle* presente na imagem:

$$SF_c = \frac{1}{m_c} + \frac{1}{M_c} + \frac{1}{m_c M_c} \geq 0 \quad (2.23)$$

Para a condição de Rayleigh (“*fully formed*” ou “*fully developed*” *speckle* e SNR_e igual a 1,91), tem-se $M_c = \infty$ e $m_c = 1$, fazendo com que SF_c seja igual à unidade. Variando os parâmetros m_c e M_c , o SF_c mudará de valor e, portanto, isso o torna uma ferramenta eficaz na classificação de um determinado tipo de tecido. Quando ambos os parâmetros m_c e M_c possuírem um alto valor ($m_c > 1$ e $M_c > 8$), o SF_c será menor do que 1 e a estatística do envelope seguirá a distribuição pós-Rayleigh ($SNR_e > 1,91$). De forma análoga, valores de SF_c maiores do que a unidade indicarão uma condição pré-Rayleigh ($SNR_e < 1,91$). Estas relações podem ser melhor visualizadas no gráfico da Figura 2.17.

Quando SF_c é menor do que 1, o grau de heterogeneidade no tecido é baixo (em termos de amplitude dos espalhadores) e quando SF_c é maior do que 1, o nível de variações severas dos sinais retroespalhados será alto (devido à baixa homogeneidade do meio).

A função densidade de probabilidade da distribuição Composta foi, também recentemente, aplicada na caracterização de tecidos de mama por ultra-som (SHANKAR *et al*, 2005). O estudo utilizou o *Speckle Factor* (combinado com parâmetro $b_{inverse}$ da distribuição K) para classificar 99 imagens de pacientes com tumores na mama (29 malignos e 70 benignos). Os resultados indicaram uma performance mais elevada do que aquela obtida usando somente a distribuição Nakagami na caracterização dos tecidos. Por outro lado, deixou-se claro que estes resultados são apenas sugestivos, uma vez que o número de casos estudados não foi alto o suficiente para concluir definitivamente a aplicação do método na prática médica. A análise com um maior número de imagens e também com a aquisição destas por diferentes equipamentos seria requerida para tal

aplicação. Assim, os resultados mostraram apenas o grande potencial da distribuição Composta em modelar o envelope do sinal ultra-sônico para diversas condições de espalhamento dos tecidos, e estudos posteriores ainda devem ser realizados.

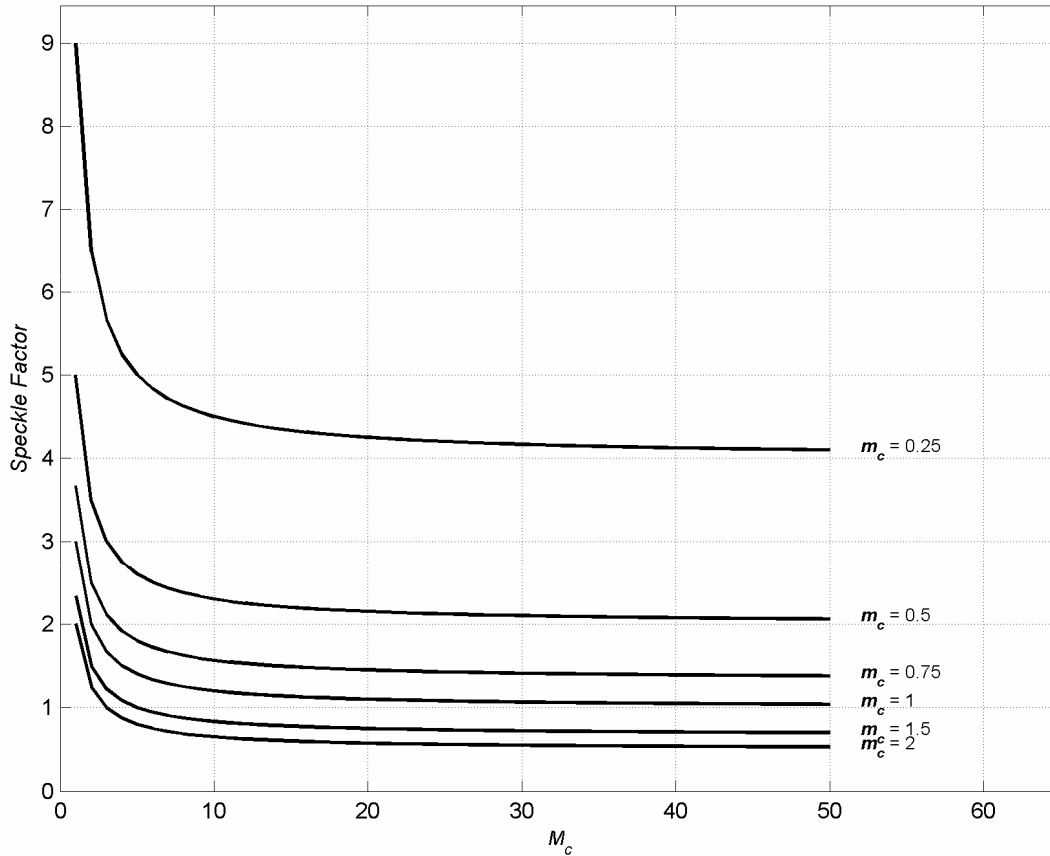


Figura 2.17 – Relação do *Speckle Factor* com parâmetros m_c e M_c . Dependendo dos valores de m_c e M_c , o SF_c tem a capacidade de indicar qual é a condição (pré-Rayleigh, Rayleigh ou pós-Rayleigh) da estatística do envelope do sinal retroespalhado.

2.6 Espalhadores Equivalentes

O conceito de espalhadores equivalentes (DANTAS *et al*, 2005) corresponde a uma técnica utilizada em simulação de retroespalhamento acústico que permite a substituição de um conjunto de espalhadores relativamente homogêneos (em termos de variação de amplitude), aleatoriamente distribuídos e com alta densidade por um outro equivalente, com uma densidade muito menor, com espalhadores regularmente espaçados e com grande variação em amplitude.

Como já descrito, a simulação de uma imagem em modo-B pode ser realizada por meio da convolução de um pulso ultra-sônico pelos espalhadores que representam a estrutura ou órgão sob investigação e que, no domínio da frequência, pode ser interpretada como a multiplicação dos espectros de ambos. Apesar do espectro dos espalhadores ser bastante amplo e com componentes em todas as faixas de frequência, o pulso, por outro lado, é limitado a uma estreita faixa, limitando também o espectro final da imagem de RF, cujo envelope é a imagem em modo-B. Dessa forma, para um dado pulso, grande parte das componentes espectrais dos espalhadores não é utilizada, isto é, quaisquer informações de seu espectro fora dos limites do espectro do pulso podem ser alteradas ou descartadas, sem prejuízo ao sinal de RF resultante ou seu envelope (DANTAS *et al*, 2005). Em outras palavras, para um dado pulso, existem infinitas estruturas capazes de resultar no mesmo sinal retroespalhado, desde que as componentes espectrais dentro da faixa de passagem do pulso sejam idênticas. Por exemplo, se a região espectral de interesse (limitada pelo espectro do pulso) for replicada, será obtido um novo conjunto de espalhadores pontuais regularmente espaçados e com grande variação em amplitude, mas equivalentes aos originais, no sentido em que serão capazes de fornecer o mesmo sinal de RF, desde que seja utilizado o mesmo pulso (DANTAS *et al*, 2005).

A Figura 2.18.a ilustra um conjunto qualquer de espalhadores pontuais no caso unidimensional, distribuídos de forma aleatória, com alta densidade ($\approx 60\%$ ao longo da estrutura) e pequena variação em amplitude. A Figura 2.18.b ilustra o espectro destes espalhadores e sobreposto a ele, o espectro de um determinado pulso ultra-sônico. Como se pode perceber, o espectro dos espalhadores compreende toda a faixa de frequência, enquanto que o do pulso é restrito a uma pequena faixa, cujos limites de banda de passagem encontram-se destacados pela região tracejada.

A Figura 2.19 ilustra um conjunto de espalhadores equivalentes e seu espectro, obtido a partir dos espectros dos espalhadores originais e do pulso, ilustrados na Figura 2.18.b. A região espectral limitada à faixa de passagem do pulso foi replicada quatro vezes (Figura 2.19.b), resultando no conjunto de espalhadores da Figura 2.19.a. Nota-se que, além da densidade reduzida, os espalhadores estão regularmente espaçados e possuem grande variação em amplitude, quando comparados com o conjunto original.

A Figura 2.20.a ilustra os sinais de RF (e seus envelopes) resultantes da interação do pulso ultra-sônico com os dois conjuntos de espalhadores apresentados anteriormente (Figuras 2.18.a e 2.19.a). Pode-se observar que os sinais são muito semelhantes, com erros visualmente imperceptíveis. Como há sobreposição destes sinais, os erros são notados apenas nas bordas, por pequenos desvios que ocorrem. Na Figura 2.20.b são ilustrados os erros do sinal de RF equivalente em relação ao original, onde também se podem distinguir os desvios nas extremidades dos sinais.

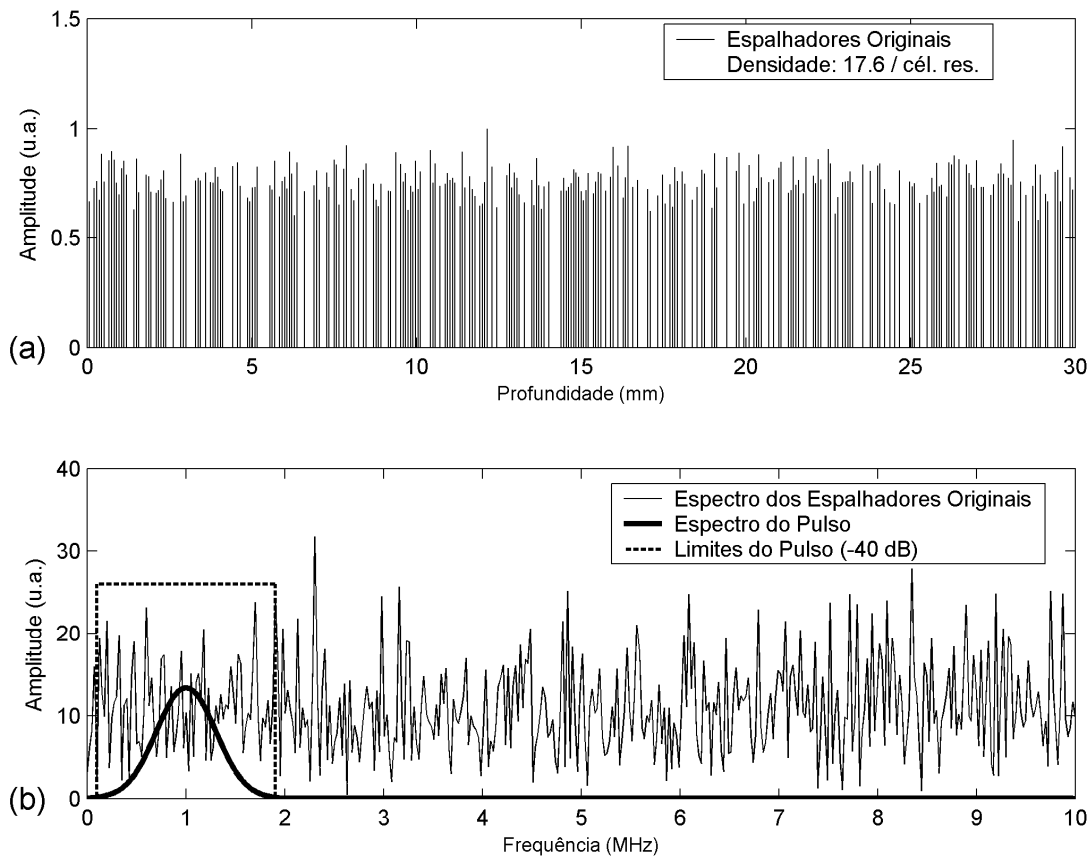


Figura 2.18 – (a) Conjunto de espalhadores pontuais com distribuição aleatória, alta densidade e pouca variação de amplitude; (b) Espectro de frequência destes espalhadores destacando-se também os limites correspondentes ao espectro do pulso ultra-sônico.

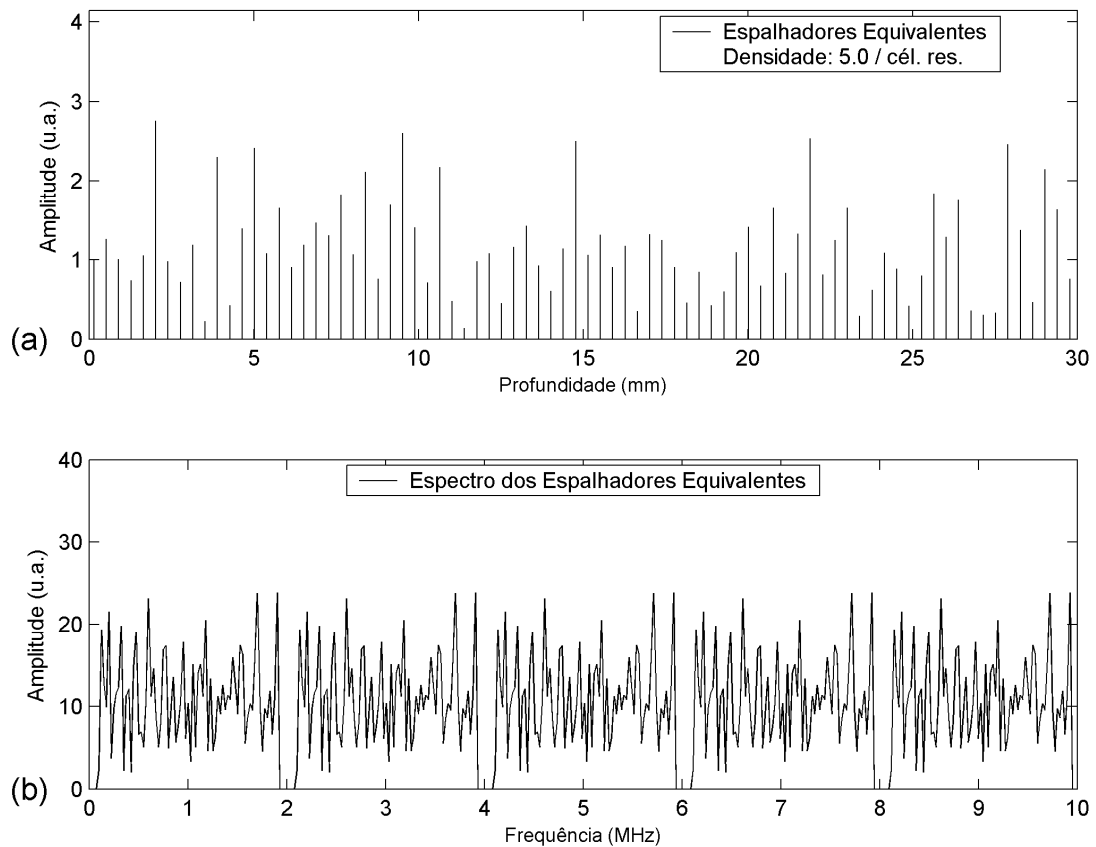


Figura 2.19 – (a) Espalhadores equivalentes aos originais (porém igualmente espaçados, com baixa densidade e grande variação de amplitude); (b) Espectro limitado à faixa de frequência do pulso e replicado 4 vezes.

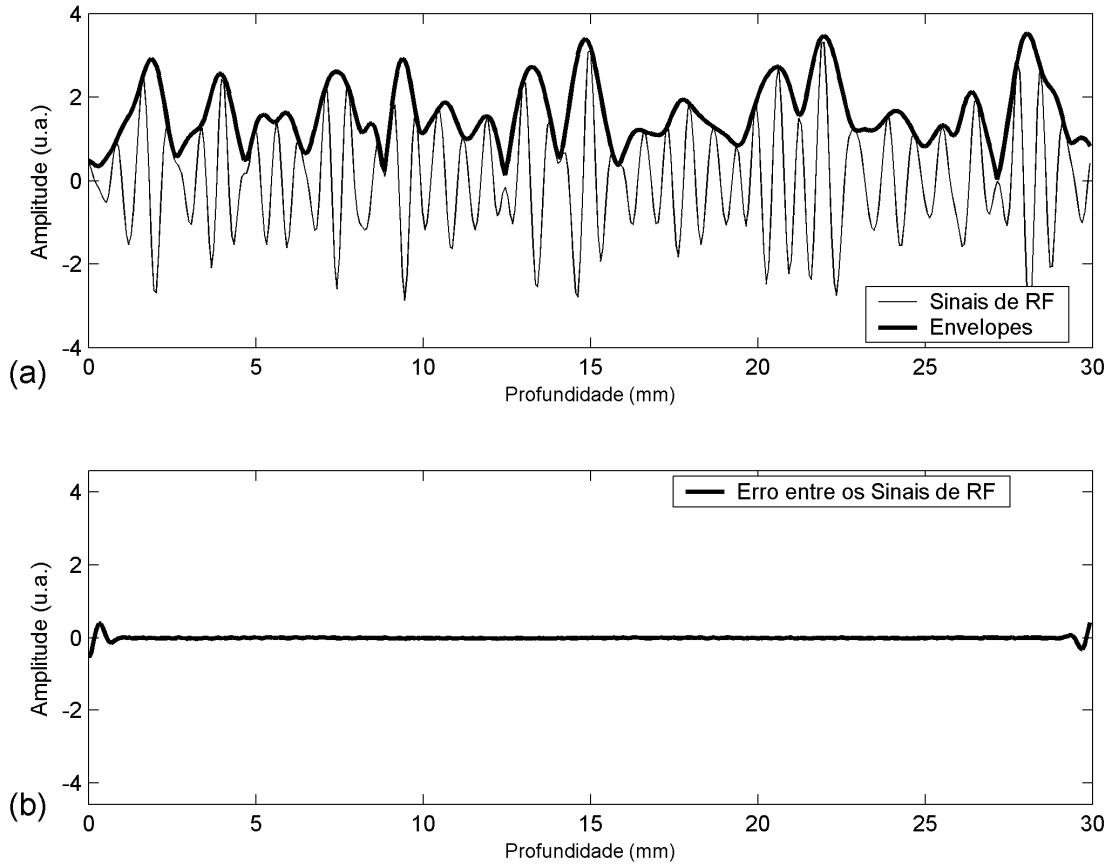


Figura 2.20 – (a) Superposição dos sinais de RF e seus respectivos envelopes obtido com os espalhadores originais e equivalentes; (b) Diferença entre os sinais de RF equivalente e original.

Muitos médicos associam o *speckle* à textura do tecido. Entretanto, quem trabalha com caracterização de tecidos não vê dessa forma. Conforme já comentado, o *speckle* é dependente tanto da forma como os espalhadores estão distribuídos na célula de resolução quanto da densidade desses espalhadores. Dado que os modelos estatísticos utilizam o envelope do sinal de RF para estimar esses parâmetros de densidade ou regularidade das partículas, por exemplo, para caracterizar determinada região de um tecido sob investigação, com o conceito de espalhadores equivalentes é possível obter-se um mesmo sinal de RF (Figura 2.20.a) a partir de estruturas completamente distintas e, conseqüentemente, com a mesma estatística do envelope deste sinal, o que poderia inviabilizar a caracterização de tecidos com as PDF's da imagem (ou de uma região de interesse).

2.7 Imagens de ultra-som e a fisiologia e a patologia dos tecidos

Neste trabalho assume-se que as propriedades acústicas dos tecidos, tais como a densidade, localização e amplitude dos espalhadores que os compõem, variam em razão de mudanças biológicas que possam ocorrer nas diferentes regiões do tecido (STRAVOS *et al*, 1995; HUNT *et al*, 1995). As flutuações na amplitude dos espalhadores são freqüentemente aleatórias e decorrentes de diversos fatores, como mudanças no fluxo sanguíneo ou na estrutura física do tecido (presença de uma neoplasia), e que afetam a intensidade da reflexão acústica do tecido. Por esta razão é que comumente adota-se o número efetivo de espalhadores ao invés do seu número real na modelagem do espalhamento acústico. À medida que as variações em amplitude tornam-se maiores, isto é, um meio torna-se mais heterogêneo em relação a um nível médio de amplitude dos espalhadores, o número efetivo de espalhadores decai e pode alcançar valores significativamente mais baixos do que o número real. Esta característica pode ser, portanto, utilizada na caracterização do tecido.

Na maioria das condições de espalhamento dos tecidos, um grande número de espalhadores está presente na célula de resolução. Entretanto, em um cisto com fluido há somente poucos espalhadores no líquido e, conseqüentemente, espera-se que o desvio da estatística Rayleigh seja grande. Por outro lado, micro-calcificações também podem ocorrer nos tecidos, sendo caracterizadas por pequenos e pontuais grupos de calcificações, geralmente associadas com uma lesão maligna, enquanto que as micro-calcificações benignas são maiores e mais difusas (HAAGENSEN, 1981).

Tecidos que apresentam alguma anomalia geralmente possuem um alto grau de atenuação e um baixo grau de homogeneidade quando comparados com os tecidos vizinhos (ao redor da região patológica). A atenuação reduz a amplitude do sinal retroespalhado, enquanto que a falta de uniformidade aumenta as variações na amplitude dos espalhadores (STRAVOS *et al*, 1995; SHANKAR *et al*, 2001).

Nos tecidos de mama, uma lesão benigna se caracteriza por uma massa sólida com margens suaves e bem definidas, oferecendo de baixa a média atenuação acústica. Os tecidos ao redor da lesão são relativamente homogêneos quando comparados com tecidos que circundam um tumor maligno. Em outras palavras, a estatística da região fora do tumor benigno é mais próxima da de Rayleigh do que a estatística da região onde se encontra o

tumor maligno. Por outro lado, uma lesão maligna oferece maior atenuação acústica do que um tumor benigno. Além disso, os tecidos ao redor de uma lesão maligna podem ser significativamente alterados devido à infiltração de pequenas estruturas que agem como margens bem definidas aumentando o nível médio do sinal retroespalhado, fazendo com que a intensidade da reflexão fora da lesão seja muito maior do que o valor na região do tumor. Isto pode ser correlacionado com um número efetivo de espalhadores reduzido na região fora da lesão, e utilizado na distinção entre os tipos de tumores (STRAVOS *et al*, 1995; SHANKAR *et al*, 2001).

Portanto, espera-se que os parâmetros das distribuições estatísticas possam ser correlacionados com determinadas patologias, provendo informações úteis e que sirvam de suporte ao diagnóstico médico. Por exemplo, enquanto que os parâmetros m e M das distribuições apresentadas podem indicar uma dependência da densidade dos espalhadores e da variação de suas amplitudes, os parâmetros b e Ω estão relacionados com o nível de energia do espalhamento acústico e, conseqüentemente, com o nível de atenuação provocado pela região analisada.

Capítulo 3

Material e Métodos

Este capítulo descreve todo o processo de desenvolvimento relacionado à implementação dos algoritmos utilizados nas simulações. Todos os algoritmos de teste utilizados na validação das distribuições estatísticas foram desenvolvidos usando-se o programa MATLAB[®] (*MathWorks Inc.*, EUA). Foram utilizadas imagens ultra-sônicas reais, obtidas com equipamentos comerciais, e imagens simuladas a partir de *phantoms* computacionais especialmente criados neste trabalho.

Como complementação deste trabalho de mestrado, foi elaborado um documento (VIVAS, 2006) contendo os códigos em MATLAB utilizados durante a pesquisa, e que se encontra disponível na Central de Referência em Equipamentos Biomédicos do Centro de Engenharia Biomédica da Universidade Estadual de Campinas. Junto com o documento foram também disponibilizados os arquivos em seu formato digital (extensão “.m”) em um CD de dados.

3.1 Pulsos ultra-sônicos e *phantoms* computacionais utilizados

Conforme apresentado no capítulo anterior (seção 2.2), sob o ponto de vista do retroespalhamento acústico, uma estrutura pode ser modelada por conjuntos de espalhadores pontuais correspondentes às interfaces entre regiões com diferentes

impedâncias acústicas de um tecido biológico qualquer. A imagem em modo-B a ser utilizada na caracterização do tecido é formada a partir da envoltória (envelope) da imagem de RF e pode ser obtida por meio da convolução entre um pulso ultra-sônico e um *phantom* computacional, representado pelos espalhadores individuais. Com o objetivo de testar e validar as distribuições estatísticas descritas no capítulo anterior, foi implementado um programa em MATLAB que simula o espalhamento acústico para diferentes tipos de pulsos e espalhadores (*phantoms* computacionais).

3.1.1 Pulso ultra-sônico utilizado

Apesar de o programa desenvolvido ser flexível e permitir a utilização de qualquer pulso ultra-sônico, optou-se pelo gaussiano, que gera uma onda senoidal modulada por uma envoltória gaussiana, e cujas características são definidas pelo usuário. Ao usuário é permitido alterar os seguintes parâmetros: frequência central do pulso (f_c), largura de banda relativa (bw_r), frequência de amostragem (f_s) e diâmetro do transdutor (admitindo-se um elemento circular único). O usuário também pode definir o nível de corte do pulso, visto que sua envoltória decai continuamente (adotou-se um corte de -40 dB em todas as simulações, ou seja, o pulso restringe-se à região onde sua envoltória é maior do que -40 dB de seu valor de pico). A largura de banda relativa (bw_r) é obtida pela largura de banda do pulso, medida a -6 dB de seu valor de pico, dividida pela frequência central (f_c).

A equação 3.1, descrita também em DANTAS (2004) expressa a fórmula do pulso ultra-sônico gaussiano utilizado no caso unidimensional.

$$p(t) = \cos(2\pi f_c \cdot t) \exp\left[-\frac{(t - \mu_t)^2}{2\sigma_t^2}\right] \quad (3.1)$$

onde: $p(t)$ é o pulso gaussiano;

f_c é a frequência central do pulso, em Hertz (Hz);

t é o vetor correspondente ao eixo temporal (em segundos), com intervalo entre amostras igual a $1/f_s$, sendo f_s a frequência de amostragem, em Hz;

μ_t é o deslocamento do valor máximo do envelope do pulso no eixo temporal (a priori utiliza-se $\mu_t = 0$, isto é, pulso simétrico à origem. Após a criação do mesmo, ele é deslocado para a região positiva do eixo temporal);

σ_t^2 é a variância temporal do envelope do pulso, dependente da variância da magnitude do espectro do pulso (σ_f^2), que são calculadas como $\sigma_t^2 = \frac{1}{4\pi^2 \sigma_f^2}$ e

$$\sigma_f^2 = -\frac{bw_r f_c}{8 \ln r}, \text{ respectivamente;}$$

bw_r é a largura de banda relativa ($bw_r f_c$ é a largura de banda absoluta, dada em Hz);

r é o nível de cálculo da largura de banda, dado por $r = 10^{-6/20}$, se calculado a -6 dB (valor definido como padrão, mas que também pode ser alterado pelo usuário).

Para a criação do pulso bidimensional, o pulso 1D é replicado um determinado número de vezes de acordo com o diâmetro do transdutor e modulado na direção lateral por uma curva gaussiana. Após a criação do pulso 2D calcula-se sua transformada de Hilbert para sua representação na forma analítica (componentes em fase e em quadratura). A Figura 3.1.a ilustra o perfil axial do sinal de RF de um pulso gaussiano unidimensional de 1 MHz, frequência de amostragem igual a 16 MHz e largura de banda relativa de 60%, isto é, de 600 kHz (valor absoluto), obtida a -6 dB. Na Figura 3.1.b é mostrada a magnitude do espectro deste pulso, podendo ser percebido que a maior parte da energia está concentrada em torno da frequência central, abrangendo uma faixa do espectro de 600 kHz. As Figuras 3.1.c e 3.1.d ilustram, respectivamente, a projeção do pulso ultra-sônico bidimensional e sua visão tridimensional em coordenadas temporal/espacial.

Embora se possa trabalhar com pulsos assimétricos (comprimentos axial e lateral diferentes), os envelopes dos pulsos bidimensionais utilizados nas simulações deste trabalho possuem as mesmas dimensões axial e lateral, de forma a permitir a detecção de possíveis erros nas imagens, caso haja uma perda de resolução em uma determinada direção.

A resolução axial do sistema permite distinguir objetos próximos situados no eixo de propagação do feixe ultra-sônico, enquanto que a resolução lateral permite distinguir objetos situados perpendicularmente a esse feixe. No espaço bidimensional, a resolução do sistema é dada pela área que o pulso ultra-sônico ocupa em um determinado instante de tempo. Assim, adotou-se como célula de resolução, a área compreendida por este pulso

onde sua envoltória (envelope) é maior do que -6 dB do seu valor de pico, ou seja, a região onde se tem maior concentração de energia.

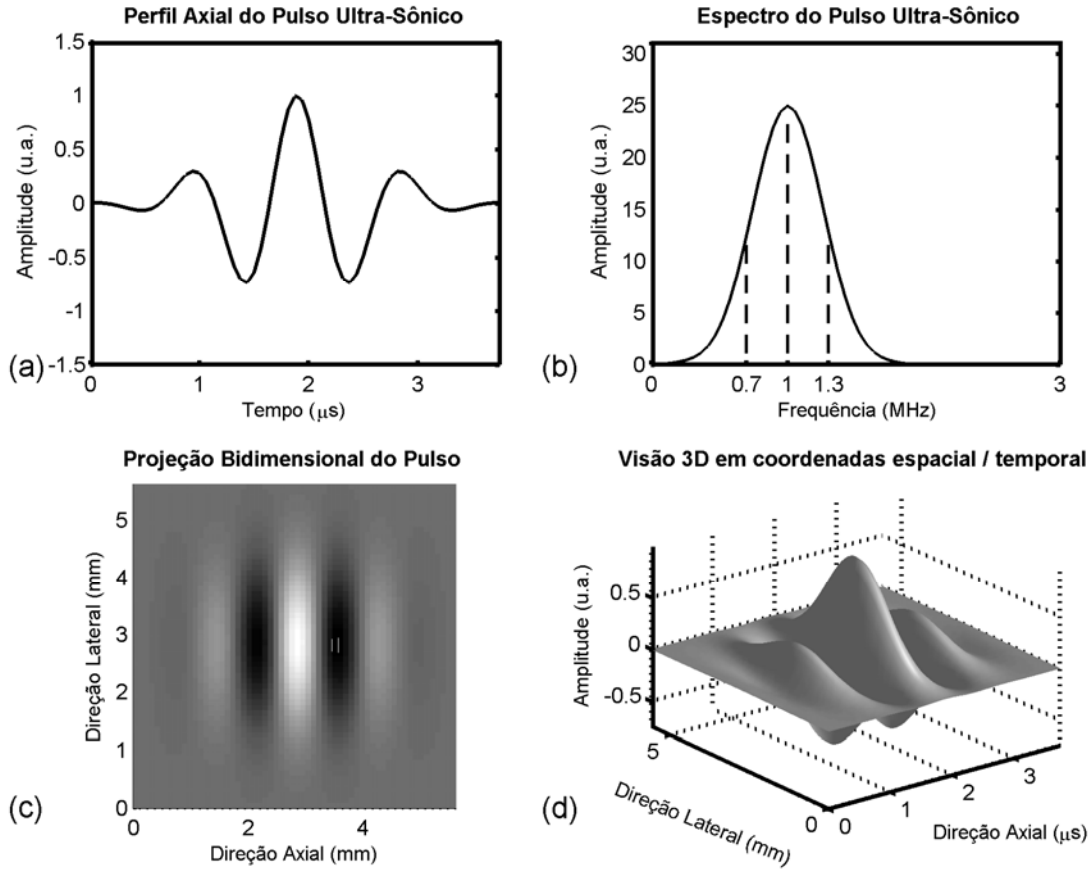


Figura 3.1 – Ilustração de um pulso ultra-sônico gaussiano simétrico obtido por simulação, com $f_c = 1$ MHz, $bw_f = 60\%$ e $f_s = 16$ MHz: (a) perfil axial do pulso; (b) seu espectro de frequência; (c) projeção bidimensional do pulso em coordenadas espaciais; (d) visão 3D em coordenadas espacial / temporal.

Para o cálculo da dimensão da célula de resolução, adotou-se a velocidade do som no meio (c) como sendo constante e igual a 1500 m/s, visto que este é o valor aproximado da velocidade do som na água à temperatura e pressão ambientes (e próxima à velocidade do som nos tecidos moles, que é de aproximadamente 1540 m/s). Em seguida, calculou-se a duração do pulso ($\Delta\tau$) até -6 dB de seu valor máximo (o tempo desde o pico máximo do pulso até a queda de 6 dB deste valor), em segundos, conforme equação 3.2 (HEALEY, 1997). Caso este valor não seja fornecido pelo usuário, o algoritmo que calcula o tamanho da célula de resolução fornece a duração do pulso até -40 dB do valor de pico.

$$\Delta\tau = 2\pi \left[\frac{\int_{-\infty}^{\infty} |p(t)|^2 (t-t_0)^2 dt}{\int_{-\infty}^{\infty} |p(t)|^2 dt} \right]^{1/2} \quad (3.2)$$

onde: $p(t)$ corresponde ao pulso 1D ou à linha central de um pulso 2D.

Dessa forma, o tamanho da célula de resolução em metros, definido por Δd , é calculado pela equação 3.3.

$$\Delta d = c \cdot \Delta\tau \quad (3.3)$$

As Figuras 3.2.a e 3.2.b ilustram, respectivamente, os perfis axial e lateral do pulso ultra-sônico bidimensional mostrado na Figura 3.1.c. Devido à simetria do pulso, ambos os perfis são iguais e descritos conforme uma curva gaussiana de mesma largura de banda. Até -6 dB, a duração do pulso dada pela equação 3.2 é igual a 1,5 μ s, o que resulta num Δd igual a 2,25 milímetros (equação 3.3). Isto pode ser verificado tanto na Figura 3.2.a quanto na 3.2.b, onde esta distância corresponde à maior parte da energia do pulso de RF. A Figura 3.2.c ilustra o envelope deste mesmo pulso de RF em coordenadas espaciais. A linha desenhada sobre o envelope indica a área compreendida pelo pulso com energia superior a -6 dB.

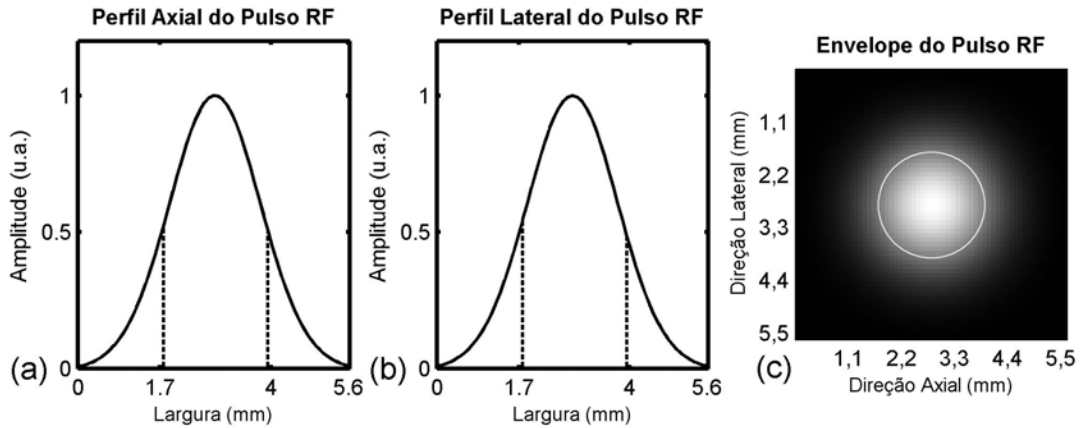


Figura 3.2 – Ilustração dos perfis (a) axial e (b) lateral do pulso ultra-sônico bidimensional; (c) envelope do pulso de RF com indicação (linha desenhada) da área compreendida pela célula de resolução do sistema.

Devido à natureza circular do envelope do pulso gaussiano utilizado, o tamanho ou área da célula de resolução em metros quadrados será dada por $\pi \cdot \Delta d^2 / 4$, e que para este pulso é, aproximadamente, igual a $3,98 \text{ mm}^2$, significando que objetos situados a um raio menor do que $1,13 \text{ mm}$ não poderão ser distinguidos corretamente, ocasionando interferências entre as reflexões acústicas.

3.1.2 *Phantoms* computacionais implementados

As estruturas 1D ou 2D compostas por espalhadores individuais com o intuito de representar os tecidos biológicos constituem os *phantoms* computacionais. Como explicado na seção 2.2, os espalhadores podem ser modelados como variáveis complexas, contendo magnitude e fase. A fase distribui-se uniformemente no intervalo de 0 a 2π , enquanto que a amplitude é descrita em termos da relação sinal-ruído em amplitude (SNR_a), dada em dB, definida pelo usuário e que indica o grau de uniformidade relativo às variações entre as amplitudes de cada espalhador. A relação sinal-ruído da amplitude dos espalhadores é definida como a média dos valores de sua amplitude dividida pelo desvio padrão destes valores, ou seja, uma alta SNR_a será correspondente a valores com pouca variação de amplitude (baixo desvio padrão) em relação a um valor médio e vice-versa. A Figura 3.3 ilustra esse efeito, em que o eixo da ordenada indica o valor de SNR_a e o eixo da abscissa indica o nível de variação (desvio padrão) existente entre as amplitudes dos espalhadores (o valor 0 corresponde a um meio com espalhadores de mesma amplitude, enquanto que o valor 1 indica um meio contendo espalhadores com amplitude extremamente heterogênea, ou seja, alto desvio padrão). Neste trabalho, a atribuição dos valores individuais de amplitude a cada um dos espalhadores com determinada relação sinal-ruído (SNR_a) foi realizada por meio da função *gamrnd* (MATLAB), a qual gera um conjunto de valores aleatórios com uma distribuição gama de média e desvio padrão definidos pelo usuário. Desde que o valor da SNR_a seja conhecido, o desvio padrão da distribuição é obtido fixando-se um valor qualquer para a média. Portanto, os valores de amplitude dos espalhadores são obtidos após a normalização (entre 0 e 1) do conjunto de valores retornado pela função *gamrnd*.

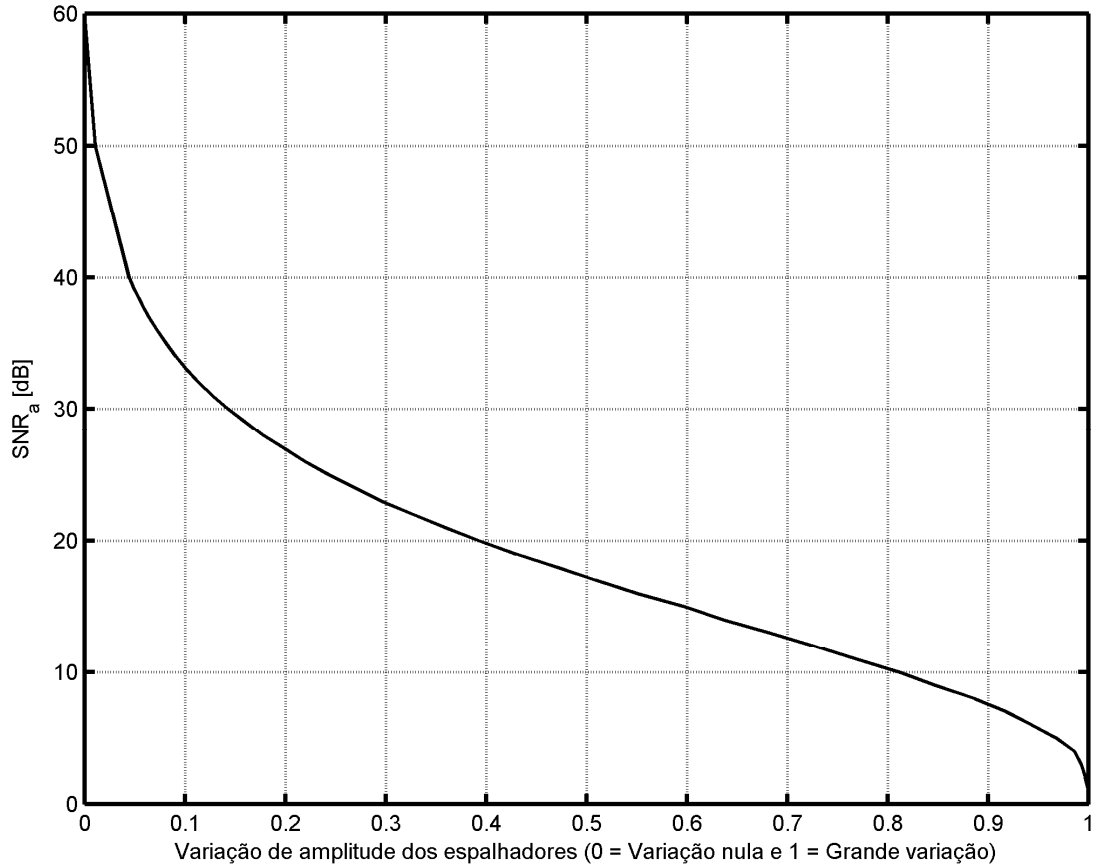


Figura 3.3 – Relação Sinal-Ruído das amplitudes dos espalhadores: quanto maior é o valor de SNR_a , menor é a variação entre as amplitudes dos espalhadores e vice-versa. Em uma distribuição Gama, a relação sinal-ruído igual a 40 dB corresponde a um conjunto de valores com desvio padrão próximo de zero.

Os *phantoms* computacionais utilizados no trabalho subdividem-se em unidimensionais e bidimensionais, ambos desenvolvidos no ambiente MATLAB. É permitido ao usuário definir os seguintes parâmetros:

- N = Número de espalhadores aleatoriamente distribuídos dentro da célula de resolução. Se N for igual a zero, haverá apenas espalhadores regularmente distribuídos na estrutura;
- SNR_a = Grau de homogeneidade relativo às amplitudes dos espalhadores, dado em dB. A fase é sempre distribuída uniformemente entre 0 e 2π ;
- k = Fator de espaçamento entre os espalhadores, caso a opção de existência de espalhadores igualmente espaçados na célula de resolução seja escolhida. O

espaçamento axial em metros, Δx , é igual a λ / k , sendo λ o comprimento de onda do pulso ultra-sônico utilizado, dado por c / f_c . No caso de estruturas bidimensionais, especifica-se também a relação (R) entre os espaçamentos nas direções axial (Δx) e lateral (Δy) de propagação do pulso ($R = \Delta x / \Delta y$), conforme mostra a Figura 3.4. Cada ponto da figura representa um espalhador individual (ponto de espalhamento), que terá uma determinada fase e amplitude. Entretanto, no esboço estão representadas apenas as posições espaciais dos espalhadores, não levando em consideração estes valores.

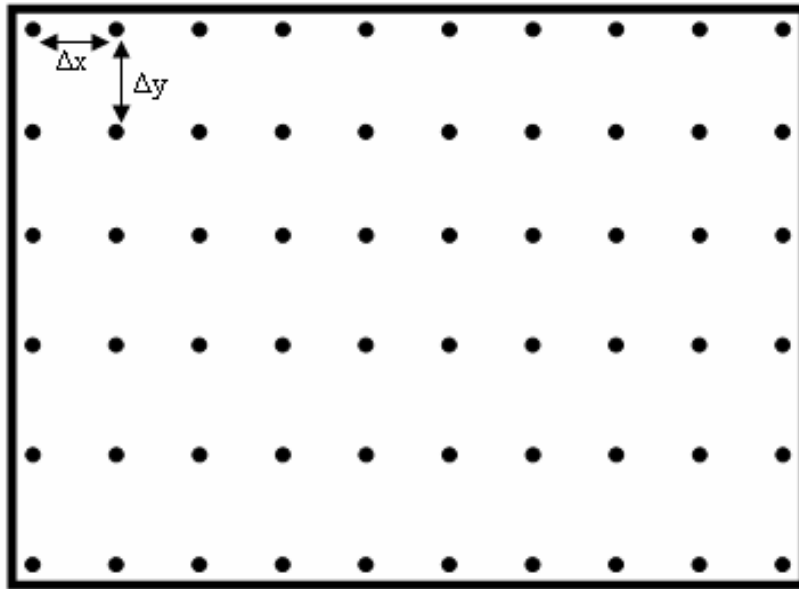


Figura 3.4 – Esboço de uma estrutura 2D contendo apenas espalhadores igualmente espaçados nas direções axial e lateral de propagação da onda ultra-sônica.

3.1.2.1. Phantom 1D

Para a alocação espacial dos espalhadores na estrutura unidimensional, primeiramente o usuário define o tamanho total desta estrutura 1D, em metros. Em seguida, de acordo com o tipo do pulso utilizado, calcula-se o tamanho da célula de resolução (equação 3.3) para que ali sejam distribuídos aleatoriamente os N espalhadores. A alocação destes é feita até se atingir a dimensão final da estrutura, ou seja, a cada distância Δd são alocados N espalhadores de maneira aleatória e independente até se atingir o tamanho final

da estrutura definido previamente. Caso a opção de existência de espalhadores regulares seja feita, estes serão alocados a cada distância Δx , com o primeiro espalhador alocado imediatamente após a face do transdutor.

Ao fim da distribuição de todos os espalhadores ao longo da estrutura, a eles são atribuídos os valores de fase (uniformemente distribuídas entre 0 e 2π) e amplitude (dependente do valor de SNR_a informado). A Figura 3.5 ilustra três exemplos de *phantoms* unidimensionais criados com dimensões de 30 mm cada.

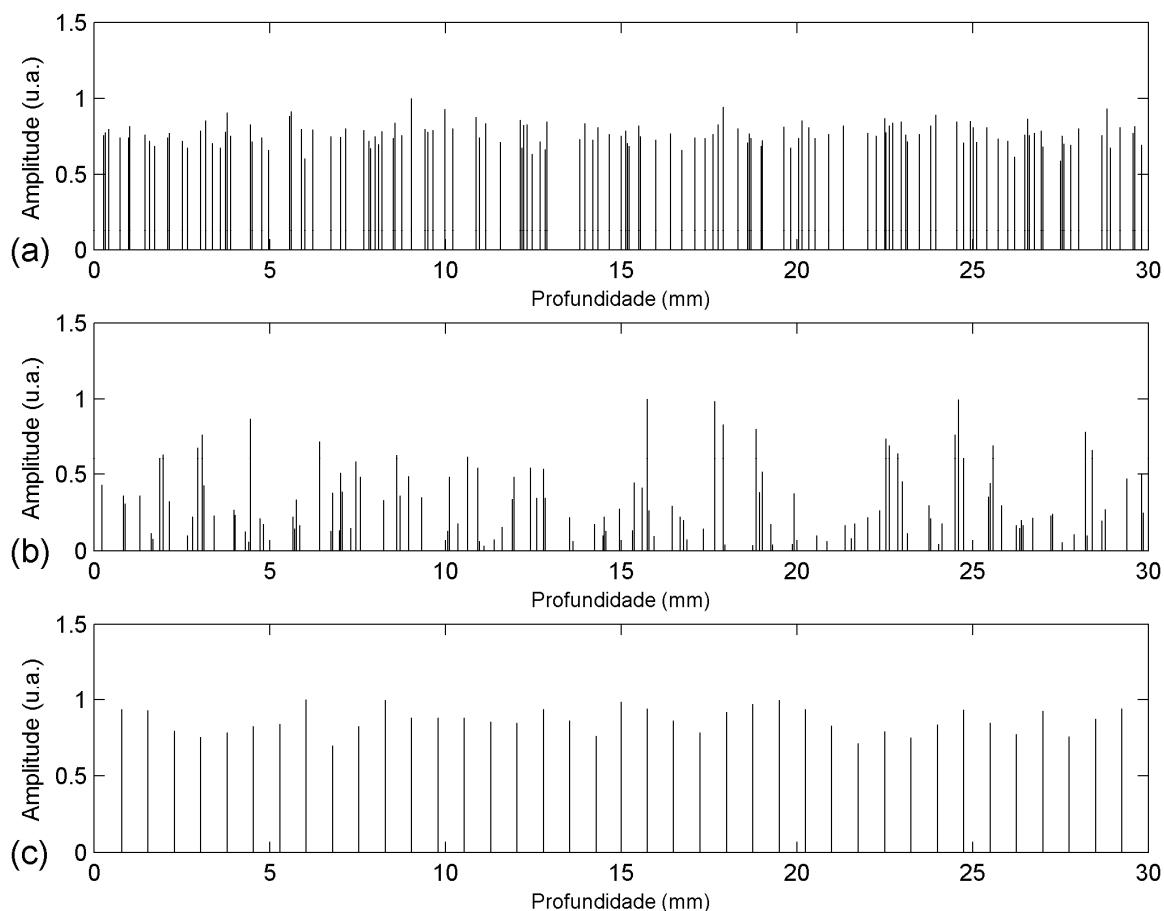


Figura 3.5 – Estruturas unidimensionais constituídas por espalhadores com: (a) distribuição aleatória e pequena variação de amplitude ($SNR_a = 20$ dB); (b) distribuição aleatória e grande variação de amplitude ($SNR_a = 2$ dB); (c) distribuição regular e pequena variação de amplitude ($SNR_a = 20$ dB).

Os dois primeiros *phantoms* unidimensionais (Figura 3.5.a e 3.5.b) apresentam estruturas contendo apenas espalhadores aleatoriamente distribuídos em cada célula de resolução (a saber, aproximadamente 10 em cada uma), porém com diferentes valores de

SNR_a , sendo 20 dB na estrutura da Figura 3.5.a (amplitudes quase uniformemente distribuídas) e 2 dB na da Figura 3.5.b (grande variação nos valores de amplitude). A estrutura da Figura 3.5.c contém apenas espalhadores regularmente espaçados a uma distância Δx igual a $\lambda/2$ ($k = 2$) e com SNR_a igual a 20 dB. Considere-se que também foi utilizado o mesmo pulso da Figura 3.1.a, com Δd igual a 2,25 mm e λ igual a 1,5 mm.

3.1.2.2. Phantom 2D

A distribuição espacial dos espalhadores em uma estrutura bidimensional é realizada em um *phantom* de $m \times n$ pontos (*pixels*), definido pelo usuário. Na maioria dos *phantoms* computacionais implementados, optou-se por utilizar uma estrutura de 256 x 256 pontos (65.536 posições disponíveis). Conforme visto na seção 3.1.1, por meio da equação 3.3 define-se a área da célula de resolução onde serão alocados N espalhadores de forma aleatória. Portanto, de posse destas informações (área total do *phantom*, área da célula de resolução e N), calcula-se o número total de espalhadores que serão distribuídos uniformemente ao longo de toda a estrutura 2D. Ao final da alocação espacial dos espalhadores, são atribuídos os valores de fase e amplitude a cada um deles. Para a criação de um *phantom* 2D contendo apenas espalhadores espaçados igualmente, considera-se o primeiro ponto de espalhamento imediatamente após a face do transdutor e se faz a alocação de toda a estrutura bidimensional de acordo com os valores Δx e Δy desejados.

A Figura 3.6 ilustra dois *phantoms* bidimensionais. Foi utilizado o mesmo pulso ultra-sônico de 1 MHz já descrito anteriormente no cálculo da resolução do sistema. A Figura 3.6.a mostra uma estrutura onde foram distribuídos aleatoriamente 10 espalhadores por célula de resolução com SNR_a igual a 2 dB, enquanto que a Figura 3.6.b ilustra um outro *phantom* 2D, porém contendo apenas espalhadores regularmente distribuídos ao longo de toda a estrutura bidimensional, com SNR_a igual a 20 dB e valores de R e k iguais à unidade, ou seja, Δx igual a λ e Δy igual a Δx . Em ambas implementações, os espalhadores têm suas fases distribuídas aleatoriamente entre 0 e 2π . Os diferentes níveis de amplitude dos espalhadores são representados por pontos com diferentes tons de cinza.

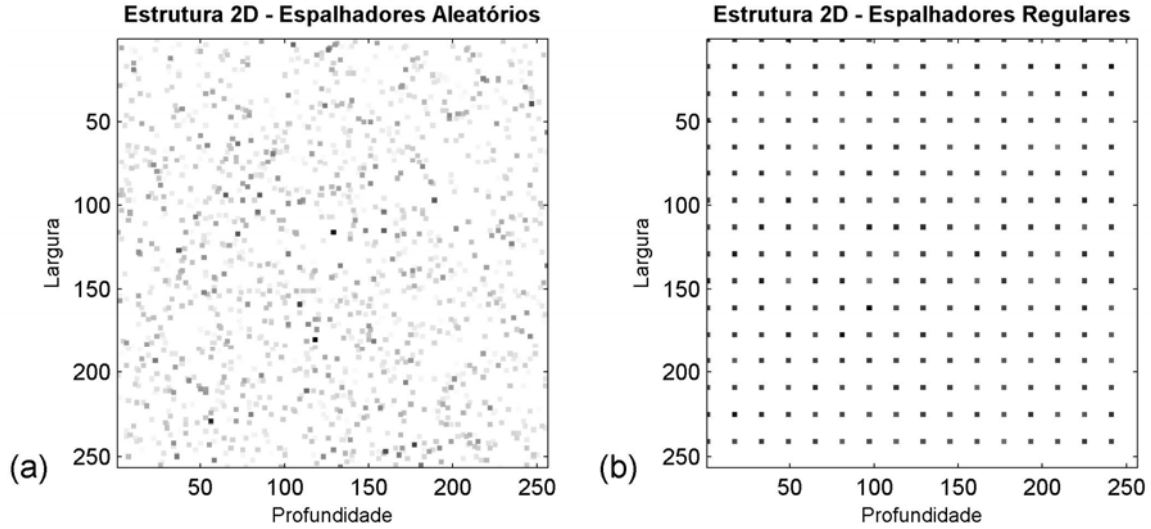


Figura 3.6 – Estruturas bidimensionais constituídas por espalhadores com: (a) distribuição aleatória e grande variação de amplitude ($\text{SNR}_a = 2 \text{ dB}$); (b) distribuição regular e pequena variação de amplitude ($\text{SNR}_a = 20 \text{ dB}$), o que implica em pontos com níveis de cinza similares.

3.2 Análise estatística do envelope do sinal de RF

A análise estatística é feita a partir do envelope dos sinais de RF (sinais em modo-A ou imagens em modo-B), de onde são calculados e estimados diversos parâmetros, tais como a relação sinal-ruído envelope (SNR_e) e os momentos da distribuição, por exemplo.

3.2.1 Distribuição Empírica x Distribuições Analíticas

O histograma do envelope do sinal de RF revela a forma com que os níveis de cinza estão distribuídos na imagem, ou seja, o padrão de amplitudes do sinal refletido. A partir desta distribuição de amplitudes do sinal, representada pela variável 'A' (seção 2.4.1), os modelos analíticos das distribuições estatísticas são utilizados no levantamento de suas respectivas curvas PDF, objetivando compará-las com o histograma original dado pelo envelope do sinal de RF (curva PDF empírica). Com o conjunto de amostras 'A', também são calculados e estimados todos os momentos e parâmetros das distribuições analíticas, conforme equações apresentadas no capítulo anterior e implementadas no MATLAB.

A opção de normalização do envelope ‘A’ de 0 a 1 adotada como padrão pode ser modificada pelo usuário caso este o deseje. Neste trabalho, foram utilizadas 100 classes de valores para ‘A’, isto é, o eixo de intensidades da PDF empírica limitada no intervalo [0, 1] contém 100 elementos. As distribuições analíticas fornecem curvas com o mesmo número de elementos do sinal ou imagem analisados, ou seja, se a imagem em modo-B tiver 256 x 256 elementos, por exemplo, sua PDF analítica resultante terá 2^{16} pontos. Assim, para que a PDF empírica possa ser comparada com os diferentes modelos analíticos, é feita uma amostragem das curvas das PDF’s analíticas para o número de classes da PDF empírica, informado pelo usuário. Em outras palavras, de todo o conjunto de 2^{16} elementos limitados entre 0 e 1, apenas 100 são considerados, eliminando-se os demais. No eixo da ordenada, estão contidos os valores da função densidade de probabilidade de quaisquer intervalos entre as 100 classes de valores de amplitude, porém padronizados de forma que as curvas analítica e empírica estejam na mesma escala para comparação (a área sob ambas as curvas é igual a 1). Vale a pena ressaltar que este número de classes é um parâmetro de entrada do programa e que pode ser alterado pelo usuário.

3.2.2 Teste estatístico utilizado

A comparação entre as curvas de distribuição (empírica x analíticas) pode ser feita visualmente. Porém, para validar se determinada distribuição analítica realmente é capaz de representar o conjunto de dados empíricos, isto é, verificar a aproximação das curvas analíticas com a empírica, é necessário que seja realizado um teste estatístico.

Quando se deseja testar se uma distribuição teórica (analítica) segue um conjunto de dados com uma determinada distribuição empírica, inúmeros testes estatísticos podem ser aplicados. Dentre os muitos citados pela literatura, os testes Kolmogorov-Smirnov (*K-S*) e o Qui-Quadrado (χ^2) são frequentemente utilizados quando o objetivo é comparar a distribuição do envelope do sinal de RF com as diferentes distribuições analíticas estudadas (GEORGIU & COHEN, 1998; SHANKAR, 2000). A medida do erro mínimo quadrático (*LSE – Least Square Error*) entre as distribuições é também uma boa ferramenta na análise estatística para verificar o desvio existente entre o modelo analítico e os dados empíricos, sendo adotada na literatura (MOLTHEN *et al*, 1998-B). Neste trabalho optou-se por usar o

teste Qui-Quadrado, porém o programa desenvolvido também permite a utilização do *LSE*, do *MSE* (*Mean Square Error* – Erro Médio Quadrático) ou do desvio relativo entre as curvas, caso o usuário opte por usar outro teste estatístico.

O teste de Qui-Quadrado, simbolizado por χ^2 , é um teste de hipóteses muito usado em diversas aplicações, inclusive na área biomédica, e é utilizado para verificar se a frequência com que um determinado acontecimento observado em uma amostra se desvia significativamente ou não da frequência com que ele é esperado. Neste trabalho, o χ^2 , cujo valor é dado pela equação 3.4, calcula a soma dos quadrados das diferenças entre os valores observados e esperados, dividido pelo esperado, avaliando quantitativamente a aproximação das curvas analíticas (curva observada) com a empírica (curva esperada). Quanto menor for o valor de χ^2 , menor será a diferença entre as distribuições analítica e empírica. No caso de ajuste perfeito entre as curvas, o valor de χ^2 deve ser igual a zero.

$$\chi^2 = \frac{(x_1 - E_1)^2}{E_1} + \frac{(x_2 - E_2)^2}{E_2} + \dots + \frac{(x_k - E_k)^2}{E_k} = \sum_{i=1}^k \frac{(x_i - E_i)^2}{E_i} \quad (3.4)$$

onde: x_i é o valor observado na curva analítica;

E_i é o valor esperado na curva empírica;

$i = 1, 2, \dots, k$, para k medidas realizadas, ou seja, para k classes de valores de amplitude.

Nas aplicações de análise de *speckle*, os testes estatísticos, como o Qui-Quadrado, apresentam algumas limitações, uma vez que igual importância é dada a todas as regiões da curva de probabilidade. Como praticamente todas as distribuições apresentam longas caudas (com valores próximos de zero), este efeito pode mascarar e falsear o resultado do valor χ^2 quando a diferença entre as curvas for substancialmente diferente somente na sua região central. Em outras palavras, devido à semelhança na cauda entre as curvas empírica e analíticas, o valor χ^2 sempre tenderá a um valor baixo e, portanto, poderá indicar resultados tendenciosos. Dessa forma, com o objetivo de minimizar esse “efeito de cauda” (e maximizar as diferenças relativas entre as curvas comparadas), uma modificação no cálculo de χ^2 foi realizada. Foram consideradas apenas as 75% primeiras classes de valores

na equação 3.4, isto é, como se adotou $k = 100$, apenas as 75 primeiras classes de valores de amplitudes foram utilizadas para computar o valor de χ^2 .

3.3 Espalhamento acústico nos *phantoms* computacionais

Para realizar a comparação entre os diversos modelos estatísticos apresentados e verificar o melhor a ser utilizado na caracterização de tecidos, foram feitas simulações para diversos tipos de *phantoms* computacionais com características de espalhamento distintas. As estruturas criadas abrangem diversas condições de espalhamento possíveis encontradas em uma região de um tecido qualquer. Nesta etapa optou-se pela utilização de simulação no caso bidimensional (pulsos e *phantoms* 2D) por esta fornecer uma maior quantidade de amostras para análise e também pela possibilidade de exibição de uma imagem se desejado. O pulso utilizado tem as mesmas características do pulso da Figura 3.1.

Os níveis de amplitude dos espalhadores utilizados, descritos em termos da SNR_a , foi de 2 e 20 dB. Isto significa que as regiões simuladas possuem tanto espalhadores de amplitude mais homogênea (20 dB), quanto com amplitude mais aleatória (2 dB). Para ambos os casos, a densidade de espalhadores aleatórios distribuídos por célula de resolução, N , varia de 1 a 70. Para simulações contendo apenas espalhadores regularmente distribuídos (N nulo), definiu-se o fator de espaçamento, k , variando de 0,4 a 4 (espaçamento axial de $2,5\lambda$ a $\lambda/4$) e manteve-se a relação R constante e igual a 1 ($\Delta x = \Delta y$). Por fim, para simular meios tanto com espalhadores regulares quanto com difusos (aleatórios), o valor de N é variado de 1 a 70 para cada valor de k igual a 0,5, 1,5 e 4.

Para cada *phantom* computacional gerado de acordo com as condições pré-estabelecidas, são feitos os levantamentos do histograma dos dados empíricos bem como das curvas de distribuição (PDF) analíticas, para então, por meio do teste Qui-Quadrado, realizar a comparação entre os valores esperados (empíricos) e observados (analíticos) por cada modelo. Além disso, para cada simulação foram calculados os parâmetros de cada distribuição estatística e também a relação sinal-ruído do envelope da imagem em modo-B. Os gráficos resultantes de cada simulação realizada são mostrados no capítulo seguinte. De forma a garantir a fidelidade dos resultados, cada simulação foi repetida 10 vezes, calculando-se a média para cada valor de densidade e/ou regularidade utilizado.

3.4 Caracterização de imagens em modo-B usando a estatística do envelope do sinal de RF

Para a análise estatística das imagens em modo-B e sua conseqüente caracterização, foram utilizadas imagens ultra-sônicas sintéticas e reais, obtidas por equipamentos comerciais. Para as imagens simuladas, a aplicação do algoritmo que realiza a análise estatística da imagem foi feita de duas formas: com a região de interesse (ROI – *Region of Interest*) pré-definida (pelo usuário ou automaticamente) e por meio de varredura de toda a imagem em modo-B. Na imagem real, realizou-se a análise estatística apenas por meio da seleção de ROI's.

3.4.1 Imagens simuladas

As imagens sintéticas foram obtidas a partir de simulações com pulsos e *phantoms* computacionais bidimensionais. O pulso gaussiano utilizado é simétrico, de frequência central igual a 2 MHz, 50% de largura de banda (calculada a -6dB) e frequência de amostragem igual a 20 MHz. A célula de resolução para este pulso é igual a 1,3 mm (o que corresponde a 36 pontos) nas direções axial e lateral de propagação da onda.

Foram implementados dois *phantoms* computacionais 2D para testes cujas características são mostradas na Figura 3.7. Esta figura ilustra os moldes (máscaras) utilizados para a criação das estruturas bidimensionais. Tanto a estrutura em si, preenchida pelos espalhadores, quanto a imagem em modo-B simulada são mostradas no capítulo seguinte. A estrutura final possui dimensões de 512 x 512 pontos.

A Figura 3.7 representa estruturas divididas em quatro regiões circulares, ou quadrantes (R1 a R4), de mesmo tamanho, mas com diferentes tipos de espalhadores.

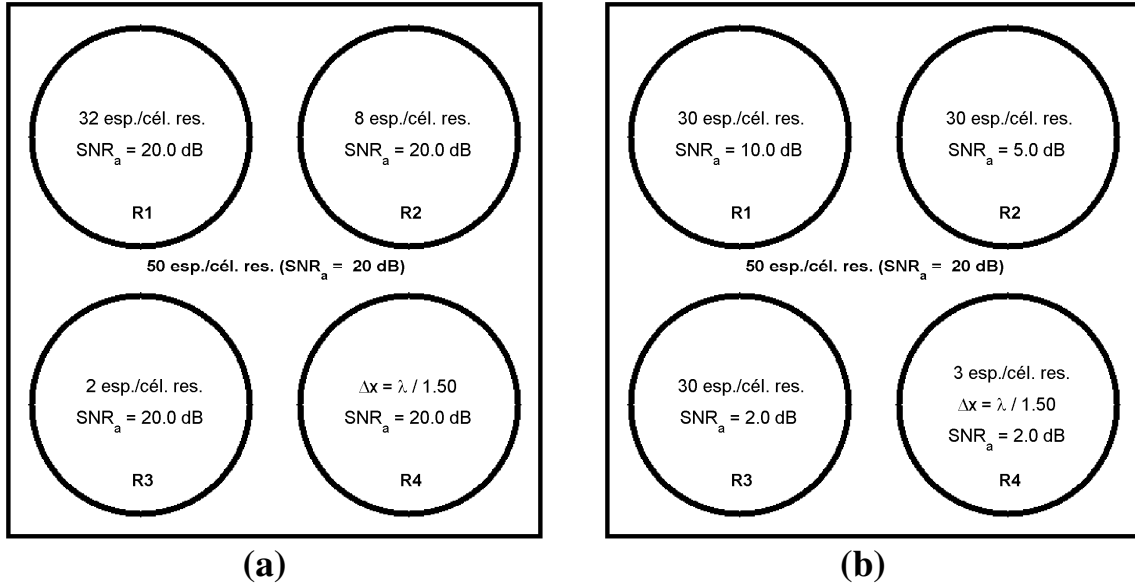


Figura 3.7 – Esquemático de duas estruturas bidimensionais implementadas divididas em quatro regiões circulares cada uma, cujas características são definidas no esboço e no texto.

A Figura 3.7.a representa uma estrutura com espalhadores de mesma SNR_a , mas com diferentes densidades e tipos de distribuição espacial, contendo tanto espalhadores com distribuição aleatória (R1 a R3) quanto periódica (R4). As regiões R1, R2 e R3 são formadas por espalhadores com distribuição espacial aleatória e densidades iguais a 32, 8 e 2 espalhadores por célula de resolução, respectivamente. A região R4 é formada por espalhadores distribuídos regularmente com espaçamento Δx igual a $\lambda/1,5$. Para estas regiões, manteve-se o nível de SNR_a constante e igual a 20 dB. Por outro lado, a Figura 3.7.b representa uma estrutura com a mesma densidade de espalhadores aleatoriamente distribuídos em todos os quadrantes (30 por célula de resolução), porém com variação de amplitude. As regiões R1, R2, R3 e R4 possuem, respectivamente, SNR_a igual a 10, 5, 2 e 2 dB. Em ambas as estruturas, a região de fundo possui 50 espalhadores por célula de resolução e relação sinal ruído em amplitude igual a 20 dB.

Nas imagens em modo-B geradas a partir das duas estruturas representadas pela Figura 3.7, a região de interesse ou de análise pode tanto ser pré-definida automaticamente, quanto ser selecionada pelo usuário.

3.4.1.1 Seleção da ROI

A seleção automática (previamente definida) das regiões de análise foi feita de forma a compreender todas as quatro regiões circulares presentes na imagem gerada. Em outras palavras, a mesma máscara utilizada na criação das regiões circulares e definição de seus limites é também aplicada na seleção das regiões que serão analisadas pelo algoritmo desenvolvido. Em paralelo, a análise estatística também foi realizada considerando como região de interesse tanto o fundo da imagem quanto toda ela. Portanto, como resultado, serão fornecidos dados referentes a seis regiões de cada estrutura bidimensional.

De forma análoga, a seleção da ROI a ser analisada pode ser de livre escolha e da maneira que o usuário desejar. O algoritmo possibilita que o operador utilize o *mouse* do microcomputador para realizar a seleção, como se este “recortasse” na imagem em modo-B a sua região de interesse. Neste caso, apenas a região por ele selecionada será analisada estatisticamente.

3.4.1.2 Varredura

Outra forma considerada para analisar estatisticamente a imagem em modo-B foi por meio da varredura ao longo de toda a imagem. Define-se o tamanho de uma janela móvel que varre a imagem e, a partir do algoritmo implementado, este é aplicado localmente pela janela, fornecendo os dados de saída após cada leitura. Dessa forma, o resultado será uma imagem onde cada ponto corresponderá à classificação daquela janela. Vale a pena ressaltar que haverá um efeito de borda quando a janela englobar parte de uma região esparsa e parte de uma densa, mas ainda assim espera-se ser possível classificar a imagem em modo-B, definindo-se apenas o tamanho da janela de interesse. Foi utilizada janela com dimensões de 64 x 64 pontos, praticamente o dobro do tamanho da célula de resolução do pulso utilizado.

3.4.2 Imagens reais

Uma imagem ultra-sônica real foi adquirida de um paciente com um equipamento Acuson da Siemens utilizando um transdutor de 2,5 MHz. A frequência de amostragem usada foi de 40 MHz. Os sinais de RF foram cordialmente cedidos pelo Prof. Dr. Sidney Leeman do King's College London.

A imagem utilizada, com compressão logarítmica, obtida a partir dos sinais de RF é mostrada na Figura 3.8. O processo de compressão reduz a faixa dinâmica do envelope do sinal de forma a aumentar o nível de intensidade das reflexões mais fracas (CHRISTENSEN, 1988). Como este processo também altera a estatística original do sinal, a análise dos dados foi realizada sem compressão logarítmica.

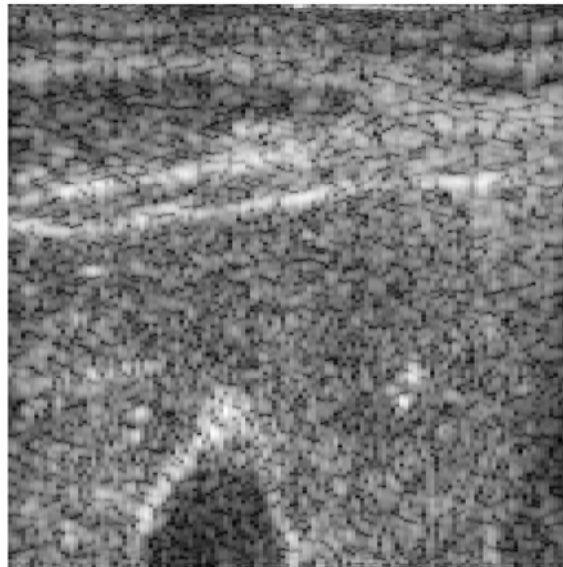


Figura 3.8 – Imagem real em modo-B (com compressão logarítmica) utilizada no estudo.

3.4.2.1 Seleção da ROI

A seleção das regiões de interesse na imagem real utilizada também foi feita da mesma forma que nas imagens sintéticas. Além da seleção manual, realizada pelo operador utilizando o *mouse* do micro-computador, a análise feita englobou cinco regiões

previamente definidas pelo usuário. A máscara utilizada como molde para a seleção destas cinco regiões é ilustrada na Figura 3.9.

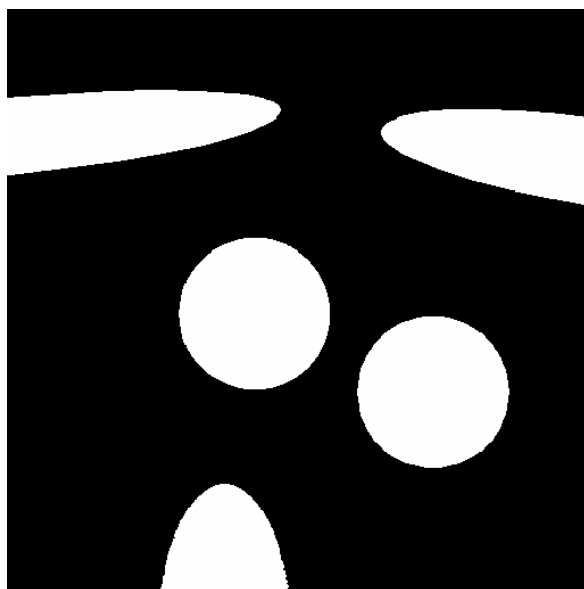


Figura 3.9 – Máscara pré-definida pelo usuário utilizada para a seleção das regiões de interesse na imagem real que serão investigadas pelo algoritmo desenvolvido.

O algoritmo desenvolvido interpreta a imagem molde mostrada identificando os limites entre as regiões de cor branca com a de cor preta. Dessa forma, conforme pode ser observado na Figura 3.9, as ROI's obtidas e que serão utilizadas pelo algoritmo na análise estatística da imagem em modo-B real serão correspondentes às cinco regiões identificadas na máscara (regiões de cor branca). A escolha destas foi previamente feita de forma a abranger diferentes áreas na imagem real com diferentes padrões de brilho e textura.

Capítulo 4

Resultados e Discussão

Este capítulo tem como finalidade mostrar os resultados da análise dos modelos estatísticos definidos no Capítulo 2, comparando-os com os dados originais obtidos com o envelope do sinal de RF retroespalhado pela estrutura investigada. Além disso, os parâmetros das distribuições estatísticas foram utilizados para caracterizar regiões de interesse em imagens reais e sintéticas. A discussão dos resultados é feita na medida em que eles são apresentados, de forma a facilitar a compreensão do assunto.

4.1 Análise estatística do envelope do sinal de RF

Para validar a aplicabilidade de uma distribuição estatística em ser capaz de modelar um sinal refletido pelos tecidos, uma comparação visual entre o histograma do envelope do sinal de RF com as curvas de distribuição analíticas pode ser feita. Além disso, deve-se realizar um teste estatístico (por exemplo, o Qui-Quadrado) para avaliar quantitativamente a aproximação entre as curvas observadas (analíticas) e esperada (empírica). Sendo assim, este processo consiste, primeiramente, no levantamento do padrão de amplitudes do sinal refletido, isto é, na coleta dos dados dos sinais de rádio-frequência (e seu envelope) resultantes da interação entre a onda ultra-sônica e a estrutura biológica. A princípio, a

curva de distribuição analítica que melhor se ajustar ao conjunto dos dados empíricos poderá ser utilizada na caracterização da região analisada e, conseqüentemente, seus parâmetros correlacionados com as características de espalhamento do meio.

Para demonstrar como são feitas as análises das distribuições estatísticas obtidas a partir do envelope dos sinais de RF retroespalhados dos tecidos, foram realizadas simulações do retroespalhamento acústico nos casos unidimensional e bidimensional. Em todos os resultados apresentados nesta seção, foi utilizado um pulso gaussiano de 3 MHz, frequência de amostragem igual a 40 MHz e largura de banda relativa de 50%, resultando numa célula de resolução de 0,9 mm ($0,64 \text{ mm}^2$ no caso 2D). O *phantom* computacional 1D implementado, com dimensão de 30 mm e ilustrado na Figura 4.1.a, contém aproximadamente 3 espalhadores difusos distribuídos por célula de resolução, juntamente com partículas espaçadas igualmente a uma distância de 2λ na direção axial de propagação do feixe ultra-sônico. Dado que o comprimento de onda do pulso utilizado é igual a 0,5 mm (considerando $c = 1500 \text{ m/s}$), isto significa que, a partir da face do transdutor, haverá um espalhador posicionado a cada milímetro. A relação sinal-ruído da amplitude dos espalhadores é igual a 10 dB. A Figura 4.1.b mostra o retroespalhamento acústico originado da interação entre o pulso e os espalhadores.

Conforme apresentado previamente, o conjunto de amostras utilizado na obtenção das curvas PDF e na computação dos parâmetros das distribuições analíticas é representado pela variável '*A*' (Capítulo 2), que corresponde à envoltória (envelope) dos sinais de RF mostrados na Figura 4.1.b. Portanto, após definir-se o número de classes a ser utilizado, realiza-se a comparação entre as PDF's analíticas com a empírica usando a equação 3.4. A Figura 4.2 mostra as curvas analíticas obtidas com o envelope '*A*' (equações definidas no Capítulo 2) juntamente com a própria distribuição de amplitudes '*A*' (curva empírica). Em outras palavras, utiliza-se o mesmo envelope '*A*' no levantamento de todas as curvas, tanto a empírica quanto as analíticas. Pode-se afirmar que, de acordo com o menor valor Qui-Quadrado calculado, indicado na legenda, a distribuição Composta é a que melhor se aproxima da distribuição original do envelope do sinal de RF. Neste caso, visualmente também se pode chegar esta observação.

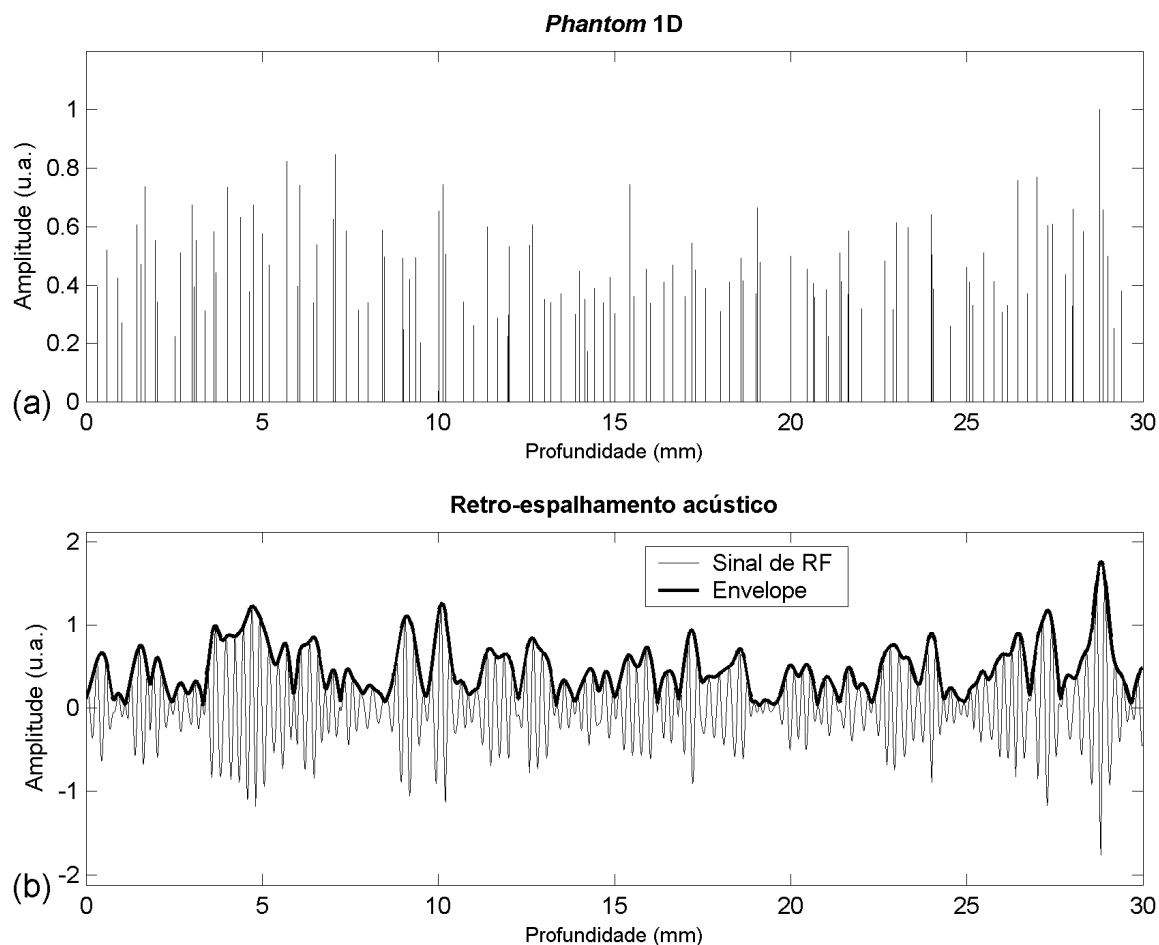


Figura 4.1 – Simulação do retroespalhamento acústico 1D: (a) Estrutura composta por espalhadores pontuais; (b) sinal retroespalhado e seu envelope, obtidos por meio da convolução entre o pulso ultra-sônico e o *phantom* computacional.

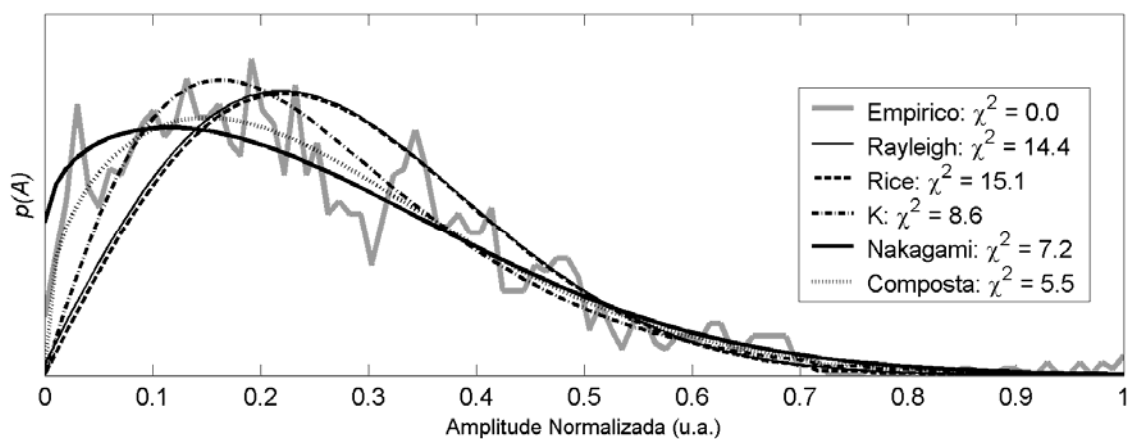


Figura 4.2 – Curvas PDF empírica e analíticas da distribuição das amplitudes do envelope ' A ', obtido por simulação.

No caso bidimensional, o *phantom* implementado (Figura 4.3.a) tem as mesmas características de espalhamento do *phantom* 1D (mesma densidade de espalhadores aleatórios, mesma distância entre os espalhadores regulares na direção axial e mesma SNR_a). Na direção perpendicular à propagação da onda ultra-sônica, foi considerado R igual a 2 (ou seja, Δy igual a λ). A Figura 4.3.b mostra a imagem em modo-B da estrutura bidimensional.

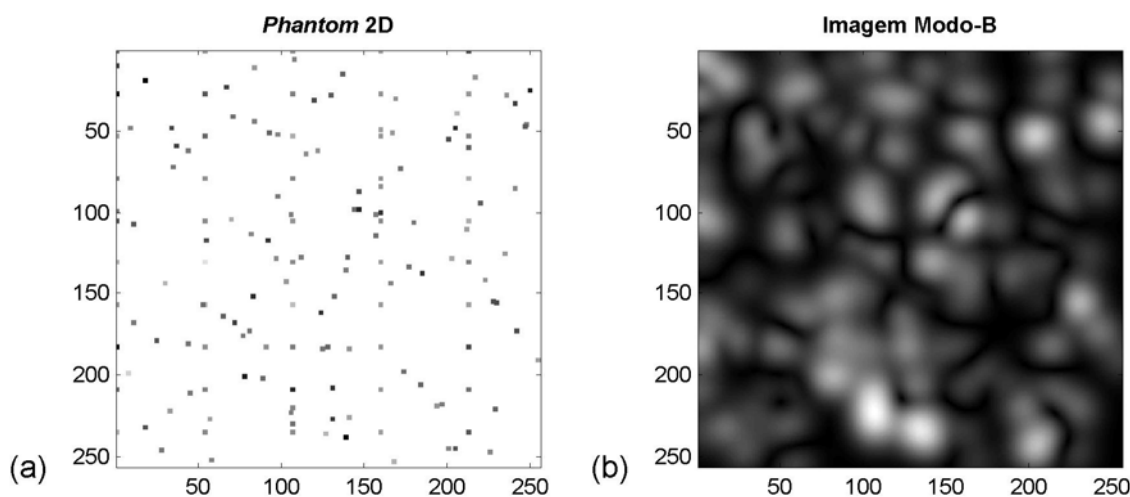


Figura 4.3 – Simulação do retroespalhamento acústico 2D: (a) Estrutura composta por espalhadores pontuais; (b) Imagem em modo-B, obtida após a convolução entre o pulso e o *phantom* bidimensionais.

Na simulação bidimensional, o levantamento das curvas empírica e analítica é realizado com os dados que dão origem à imagem em modo-B, que corresponde ao envelope da imagem de RF resultante da interação entre a onda ultra-sônica e a estrutura contendo os espalhadores. Portanto, neste caso, a variável ' A ' será dada pela matriz de dados (disposta em uma única linha) que origina a imagem em modo brilho. A Figura 4.4 mostra a comparação entre os modelos analíticos com a curva empírica, onde também pode ser percebido que a distribuição Composta é a que melhor se ajusta aos dados esperados (por inspeção visual e pelo baixo valor χ^2).

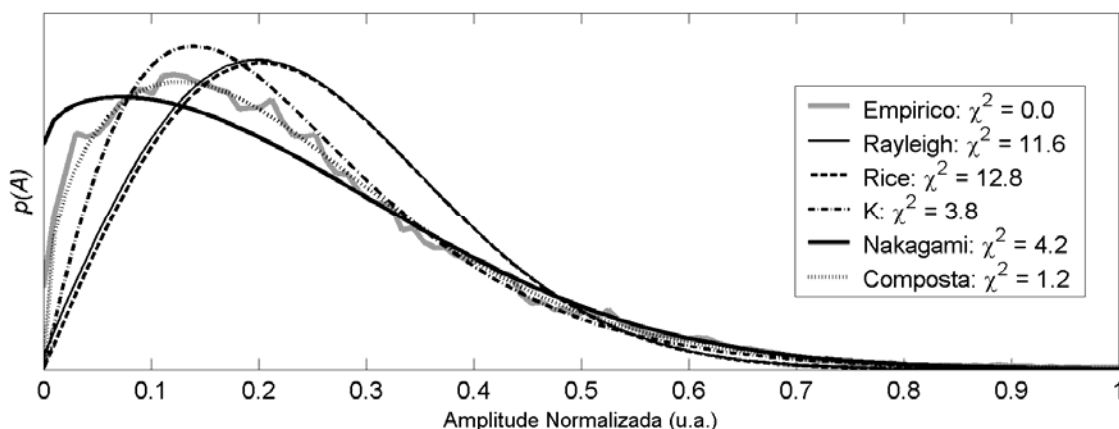


Figura 4.4 - Curvas PDF empírica e analíticas da distribuição das amplitudes do envelope 'A', obtido por simulação.

Apesar das propriedades dos pulsos e espalhadores utilizadas nas simulações serem idênticas, pela comparação entre os resultados obtidos nas Figuras 4.2 e 4.4, nota-se que a curva de distribuição empírica no primeiro caso encontra-se extremamente mais ruidosa do que a obtida na segunda simulação. Isto se deve ao fato da quantidade de amostras utilizada (antes da amostragem em k níveis de amplitude – número de classes) no levantamento das curvas PDF no primeiro caso ser baixa e, no segundo, alta. Na primeira simulação, a variável 'A' é constituída por um total de 1.600 amostras, enquanto que no caso bidimensional esse valor é de 65.536 (para um *phantom* de 256 x 256 pontos). No capítulo seguinte, as limitações que isto pode acarretar serão abordadas em maiores detalhes.

4.2 Espalhamento acústico nos *phantoms* computacionais

As propriedades e a validade dos modelos estatísticos descritos até aqui foram examinadas com simulações em *phantoms* computacionais implementados no MATLAB. As simulações foram realizadas considerando o volume em investigação (célula de resolução) composto por espalhadores independentes, distribuídos espacialmente de diferentes formas, com diferentes densidades e níveis de amplitude (SNR_a). Em outras palavras, foi utilizado um modelo de espalhamento bidimensional para simular diferentes condições encontradas em um tecido biológico qualquer, desde um meio normal que resulte numa estatística Rayleigh, até condições de espalhamento que resultem em estatísticas pré-

e pós-Rayleigh. Procura-se verificar qual modelo de distribuição analítica consegue representar o envelope do sinal de RF para as mais diversas variações do tecido biológico.

Para melhor compreensão do leitor, optou-se por sub-dividir os resultados desta seção em dois itens: o primeiro contendo simulações com espalhadores com distribuição espacial aleatória (ou difusos) ou com espalhadores regulares distribuídos na célula de resolução, e o segundo item com as simulações onde o volume de espalhamento contém tanto os espalhadores difusos quanto os regulares ao mesmo tempo. Para cada simulação, o valor atribuído a SNR_a foi igual a 2 e a 20 dB (nos gráficos a serem apresentados, todas as linhas das curvas de cor preta são referentes às simulações onde o nível da SNR_a é igual a 2 dB, enquanto que as linhas em tom de cinza são referentes às simulações com SNR_a igual a 20 dB). É importante ressaltar que, para cada estrutura implementada, a simulação foi repetida 10 vezes, de forma que cada ponto nos gráficos subsequentes corresponde a uma média entre os 10 valores obtidos. Deve-se salientar ainda que estes resultados foram obtidos utilizando-se um pulso gaussiano e simétrico, conforme descrito no capítulo anterior.

4.2.1 Espalhadores aleatórios x regulares na célula de resolução

A primeira simulação foi realizada de forma a analisar o comportamento da relação sinal-ruído do envelope do sinal retroespalhado (SNR_e) para as estruturas que possuem espalhadores com distribuição espacial aleatória ou regular dentro da célula de resolução. A Figura 4.5.a mostra os valores da SNR_e obtidos utilizando-se apenas espalhadores aleatoriamente distribuídos no volume englobado pelo pulso, com densidades variando entre 1 e 70. Por outro lado, os resultados da Figura 4.5.b referem-se a apenas espalhadores regulares, cujos espaçamentos Δx e Δy são iguais e dependentes do comprimento de onda do pulso ultra-sônico.

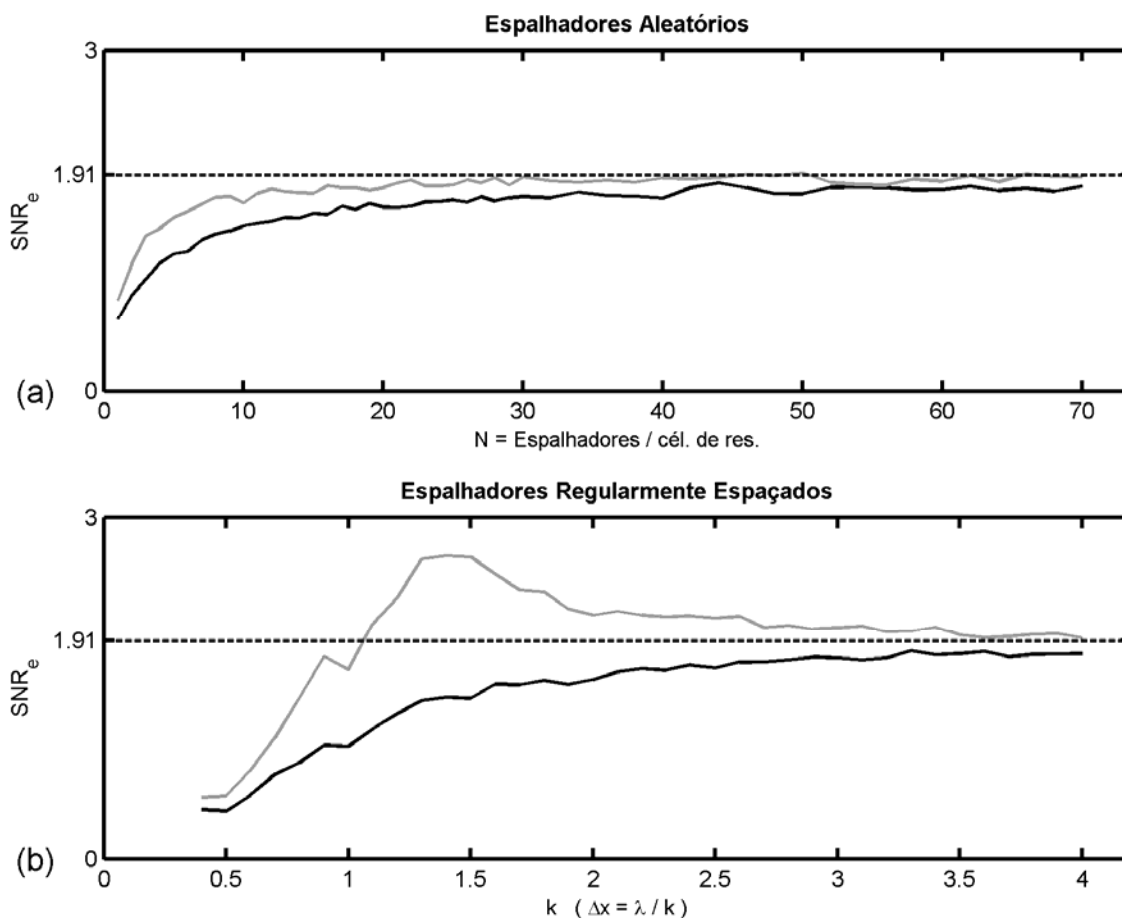


Figura 4.5 – Relação Sinal-Ruído do envelope do sinal de RF em função de: (a) N (número de espalhadores aleatoriamente distribuídos na célula de resolução); (b) k (fator de espaçamento entre os espalhadores regulares na célula de resolução). A curva preta se refere à simulação onde a SNR_a é igual a 2 dB, enquanto que a curva cinza, 20 dB.

Pode ser observado na Figura 4.5.a que o valor da relação sinal-ruído do envelope converge mais rapidamente para o valor teórico na condição de Rayleigh (1,91) quando a relação sinal-ruído da amplitude dos espalhadores contidos dentro da célula de resolução é igual a 20 dB. Em outras palavras, enquanto o valor da SNR_e se mantém em torno de 1,91 para N aproximadamente maior do que 10 e SNR_a igual a 20 dB, se esta for igual a 2 dB, a relação sinal-ruído do envelope se aproximará do valor teórico esperado apenas para densidades maiores do que 20 ou 30. Na Figura 4.5.b (e SNR_a igual a 20 dB) tem-se que, quando o espaçamento entre os espalhadores é da ordem de λ ou 2λ ($k = 1$ e $k = 0,5$), a estatística pré-Rayleigh predomina, resultando em poucos espalhadores por célula de resolução. Para Δx em torno de $0,67\lambda$ ($k = 1,5$), por exemplo, a estatística do envelope

segue a estatística pós-Rayleigh (com $SNR_e > 1,91$). Quando o espaçamento é da ordem de $\lambda/3$ ou $\lambda/4$, temos o mesmo efeito de uma célula de resolução contendo muitos espalhadores aleatoriamente distribuídos, e a SNR_e é aproximadamente igual a 1,91 (condições de Rayleigh). Quando o valor da SNR_a é igual a 2 dB, em nenhum momento se atinge a condição pós-Rayleigh, uma vez que quando k for igual a 1,5, por exemplo, a não uniformidade em relação à amplitude dos espalhadores fará com que o número daqueles que efetivamente contribuirão para a formação do sinal seja menor e, conseqüentemente, predominará a condição pré-Rayleigh.

Na Figura 4.6 são mostrados os gráficos referentes aos valores que os parâmetros das distribuições analíticas assumem para cada valor de N , desconsiderando qualquer periodicidade no meio. Foram calculados os parâmetros citados na literatura com maior potencial de prover informações a respeito da estrutura investigada. Desta forma, foram calculados os parâmetros σ da distribuição Rayleigh, σ e s da distribuição Rice, M da distribuição K, m da distribuição Nakagami e o SF_c da distribuição Composta.

Conforme apresentado no Capítulo 2, a distribuição Rayleigh não é um bom modelo a ser utilizado na caracterização de tecidos por ultra-som em casos onde, por exemplo, há baixa densidade de espalhadores na célula de resolução. Apesar do parâmetro σ (Figura 4.6.a) aumentar seu valor com a densidade e isto aparentemente demonstrar algum significado, poucas informações podem ser fornecidas a respeito da estrutura, uma vez que seu valor representa apenas uma medida de energia do retroespalhamento acústico.

Os parâmetros σ e s (Figuras 4.6.b e 4.6.c) da distribuição Rice correspondem às componentes difusa e coerente do sinal refletido, respectivamente. Como não há regularidade entre as partículas no meio, espera-se que o valor de s seja zero, ou bem próximo deste valor (na prática), o que pode ser verificado no gráfico da Figura 4.6.c. Estas pequenas variações observadas possivelmente ocorrem se o sinal refletido pelos espalhadores difusos apresenta algum comportamento coerente, porém de natureza aleatória. De qualquer forma, o valor de s é muito baixo fazendo com que o valor de σ (Figura 4.6.b) seja quase igual ao valor calculado na distribuição Rayleigh (Figura 4.6.a). Neste caso, a curva PDF da distribuição Rice torna-se equivalente à curva do modelo Rayleigh.

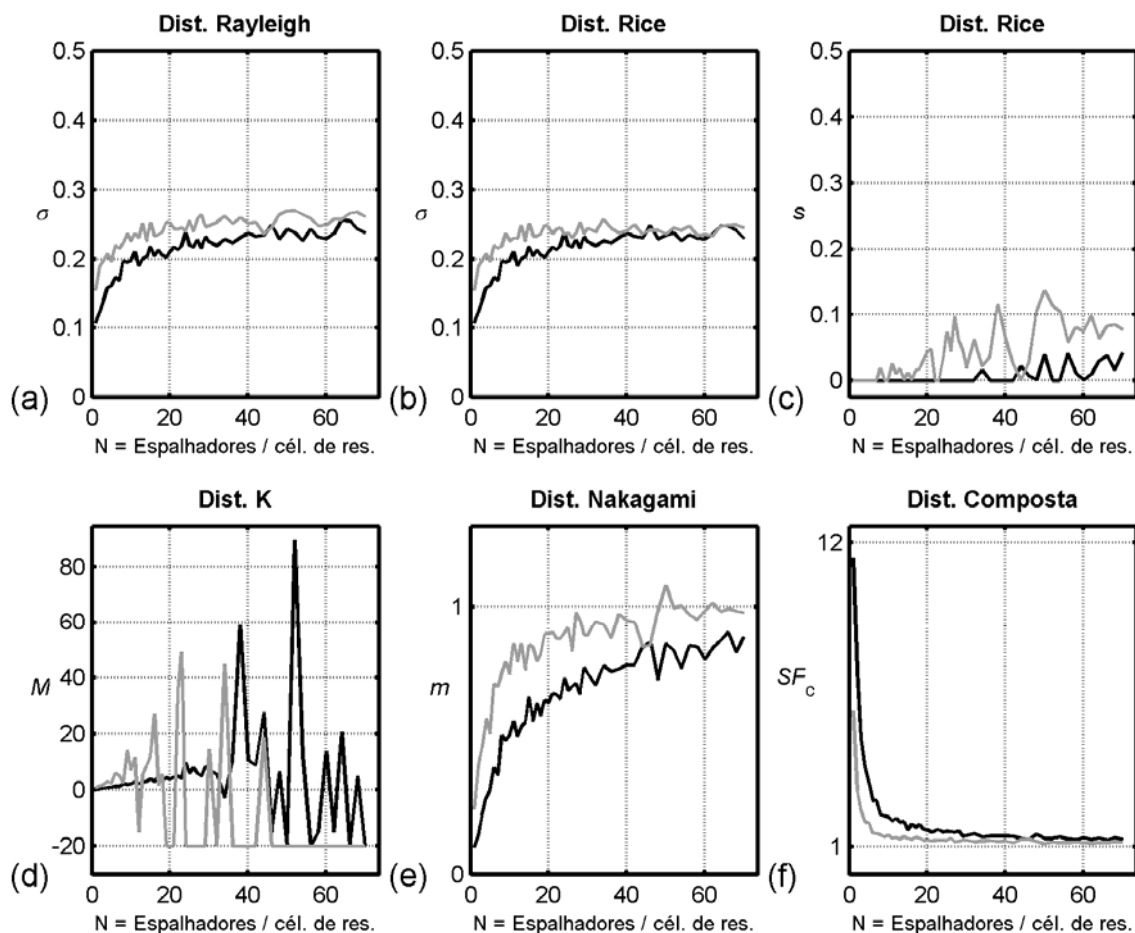


Figura 4.6 – Comportamento dos parâmetros das distribuições analíticas quando a estrutura investigada contém apenas espalhadores difusos na célula de resolução: (a) σ (dist. Rayleigh); (b) σ (dist. Rice); (c) s (dist. Rice); (d) M (dist. K); (e) m (dist. Nakagami); (f) SF_c (dist. Composta). As curvas pretas se referem às simulações onde a SNR_a é igual a 2 dB, enquanto que as curvas cinzas, 20 dB.

O parâmetro M (Figura 4.6.d) da distribuição K tem uma relação linear para baixas densidades. Como explicado previamente, quando a relação sinal-ruído da amplitude dos espalhadores é baixa (em torno de 2 dB), atinge-se o regime Rayleigh tardiamente (para valores de N maiores do que 20 ou 30). Por outro lado, valores elevados de SNR_a (20 dB) e densidade de 6 a 10 espalhadores aleatoriamente distribuídos por célula de resolução já são requisitos suficientes para a aplicação do Teorema do Limite Central (seção 2.5.1), o que satisfaz as condições de Rayleigh. Foi visto que um dos maiores problemas da distribuição K é a sua instabilidade e complexidade computacional quando a estatística do envelope tende a se comportar de acordo com a estatística de Rayleigh. Portanto, como pode ser observado no gráfico, o parâmetro M apresenta um comportamento completamente

aleatório a partir do momento em que se atinge o regime Rayleigh, podendo até assumir valores negativos (casos onde a curva PDF K não é calculada), tanto para SNR_a igual a 2 dB (curva preta) quanto para 20 dB (curva cinza). É necessário ressaltar que, apenas com o intuito de melhorar a visualização gráfica, os valores de M foram restritos dentro da faixa -20 e 100, ou seja, foram truncados nestes valores no caso de M ser menor do que -20 ou maior do que 100, respectivamente, já que devido ao comportamento aleatório de M , este pode assumir valores superior a 2000, por exemplo.

O parâmetro Nakagami de forma (Figura 4.6.e) tem um comportamento logarítmico e, conforme mencionado no Capítulo 2 (seção 2.5.2), tem seu valor em torno da unidade nas condições de Rayleigh. Neste caso, sua curva analítica torna-se equivalente à curva da distribuição Rayleigh. Se a relação sinal-ruído da amplitude dos espalhadores for baixa e, além disso, houver uma baixa densidade de espalhadores ($\downarrow N$), o parâmetro m será menor do que 0,5. Assim, estes valores de m serão correspondentes aos baixos valores do parâmetro M da distribuição K, indicando um meio contendo um alto grau de aleatoriedade na distribuição das amplitudes dos espalhadores.

O parâmetro SF_c (Figura 4.6.f) da distribuição Composta apresenta uma rápida queda em seu valor a baixas densidades. Se aliado a isso o valor da SNR_a também é baixo, esta queda é ainda maior (curva preta). De qualquer forma, o valor do parâmetro converge para a unidade quando a estatística do envelope se aproxima do regime Rayleigh (valores práticos encontrados variam em torno de 1,1 a 1,2 para esta condição).

Portanto, pelos resultados apresentados, pode-se perceber que, na ausência de regularidade na distribuição dos espalhadores, a estatística do envelope do sinal de RF parte de uma condição pré-Rayleigh até se estabilizar no regime Rayleigh, o que realmente era esperado, uma vez que a condição pós-Rayleigh se caracteriza por somente apresentar interferências construtivas entre as reflexões acústicas, o que é pouco comum na ultrasonografia (ocorre apenas para determinadas regularidades entre os espalhadores).

A Figura 4.7 mostra o comportamento dos parâmetros quando o meio em investigação contém apenas espalhadores regularmente distribuídos. Como visto anteriormente, quando o grau de homogeneidade em relação às amplitudes dos espalhadores é igual a 2 dB, a estatística do envelope do sinal de RF não tende ao regime pós-Rayleigh para nenhuma regularidade das partículas que compõem a estrutura, devido

ao número efetivo de espalhadores ser extremamente baixo. Pela análise dos parâmetros das distribuições analíticas também se pode perceber este fato. É importante também observar que, na medida em que o espaçamento entre os espalhadores diminui, maior será sua quantidade dentro da célula de resolução. Dessa forma, a partir de $\lambda/3$, aproximadamente, a estatística do envelope do sinal tende ao regime Rayleigh.

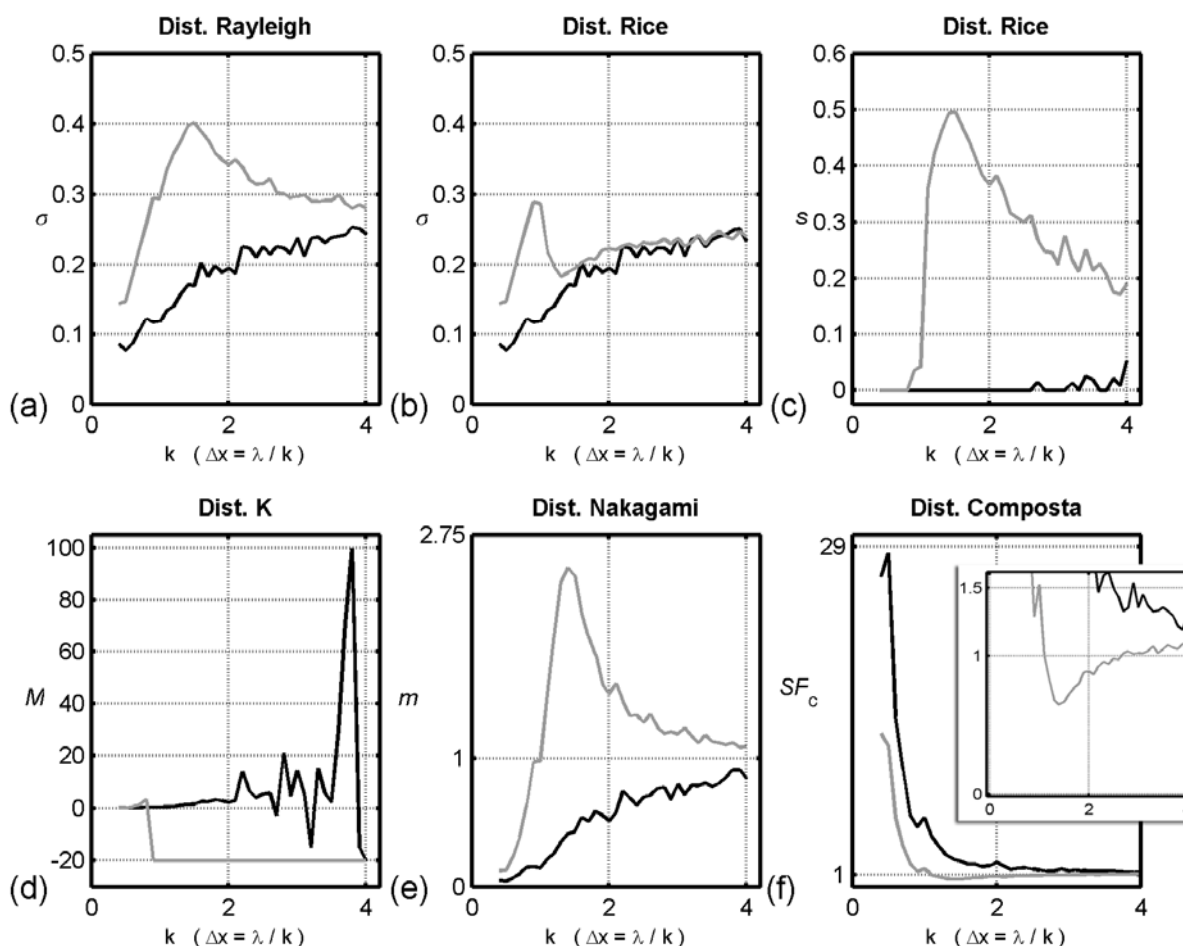


Figura 4.7 – Comportamento dos parâmetros das distribuições analíticas quando a estrutura investigada contém apenas espalhadores regularmente espaçados na célula de resolução: (a) σ (dist. Rayleigh); (b) σ (dist. Rice); (c) s (dist. Rice); (d) M (dist. K); (e) m (dist. Nakagami); (f) SF_c (dist. Composta). As curvas pretas se referem às simulações onde a SNR_a é igual a 2 dB, enquanto que as curvas cinzas, 20 dB.

Quando a condição pós-Rayleigh predomina ($\uparrow SNR_a$ e $k \approx 1,5$), o parâmetro σ (Figura 4.7.a) da distribuição de Rayleigh apenas indica que a energia total retroespalhada dos espalhadores é maior do que nas outras condições. Entretanto, sua curva PDF analítica

não se aproxima da curva empírica, como será mostrado adiante, e o modelo não se torna eficaz na modelagem do envelope do sinal.

O parâmetro s (Figuras 4.7.c) da distribuição Rice é praticamente nulo quando o valor da relação sinal-ruído da amplitude dos espalhadores é igual a 2 dB, fazendo com que o valor de σ (Figura 4.7.b) seja equivalente ao do modelo Rayleigh (Figura 4.7.a). Isto possivelmente ocorre porque, devido à falta de homogeneidade no meio, os sinais refletidos pelos espalhadores regulares não aparentam ser coerentes, uma vez que as contribuições destes sinais serão completamente diferentes e aleatórias (umas com maior e outras com menor energia). Entretanto, se a SNR_a é igual a 20 dB (curva cinza), o valor de s é capaz de indicar a presença de periodicidade entre as partículas do meio, tornando-se útil apenas nestas condições de espalhamento. Porém, quando o espaçamento entre as partículas é muito pequeno (por exemplo, na ordem de $\lambda/4$), a estatística do envelope tende ao regime Rayleigh e, com isso, o parâmetro torna-se menos eficaz para ser utilizado na caracterização de tecidos, uma vez que seu valor encontra-se bem próximo do valor calculado quando a estrutura é apenas constituída por inúmeros espalhadores aleatoriamente distribuídos. Neste último caso, a PDF Rice se torna equivalente à PDF Rayleigh.

Devido à instabilidade computacional da distribuição K, sua curva analítica não é calculada nas condições pós-Rayleigh e Rayleigh quando a SNR_a é igual a 20 dB, pois os valores de M são negativos (Figura 4.7.d). Quando o envelope tende à estatística Rayleigh para baixos valores de SNR_a (curva preta), o parâmetro M torna-se instável, isto é, tanto pode ser calculado como pode assumir valores negativos. Neste último caso, a PDF K também não é calculada.

A presença de um espaçamento da ordem de $0,67\lambda$ entre os espalhadores regulares, faz com que o valor de m (Figura 4.7.e) da distribuição Nakagami seja maior do que 1 (em torno de 2,5) caso a SNR_a seja igual a 20 dB, indicando que o envelope segue uma distribuição Rice (pós-Rayleigh). Por outro lado, quando o espaçamento é da ordem de $\lambda/3$ ou $\lambda/4$, seu valor é mais baixo e tende à unidade (regime Rayleigh). Para um alto grau de não uniformidade existente entre as partículas do meio, o parâmetro Nakagami de forma terá seu valor sempre abaixo de 1, e converge para este número a partir de espaçamentos na ordem de $\lambda/3$.

O *Speckle Factor* (Figura 4.7.f) da distribuição Composta converge para a unidade nas condições de Rayleigh e apresenta uma queda em seu valor nas condições pré-Rayleigh. Entretanto, como pode ser observado na região ampliada do gráfico, o valor SF_c é menor do que 1 quando a SNR_a é igual a 20 dB (curva cinza e $k \approx 1,5$), indicando que, nestas circunstâncias, a estatística do envelope segue uma distribuição pós-Rayleigh.

Portanto, de posse destes resultados, torna-se possível verificar que apenas os parâmetros das distribuições Nakagami e Composta são capazes de fornecer informações úteis a respeito da estrutura analisada para todas as condições de espalhamento pré-estabelecidas. A Figura 4.8 mostra o resultado do teste Qui-Quadrado realizado para as simulações contendo apenas espalhadores aleatórios na estrutura, de forma que a Figura 4.8.a indica o teste quando a SNR_a é igual a 2 dB, e a Figura 4.8.b quando a SNR_a é igual a 20 dB.

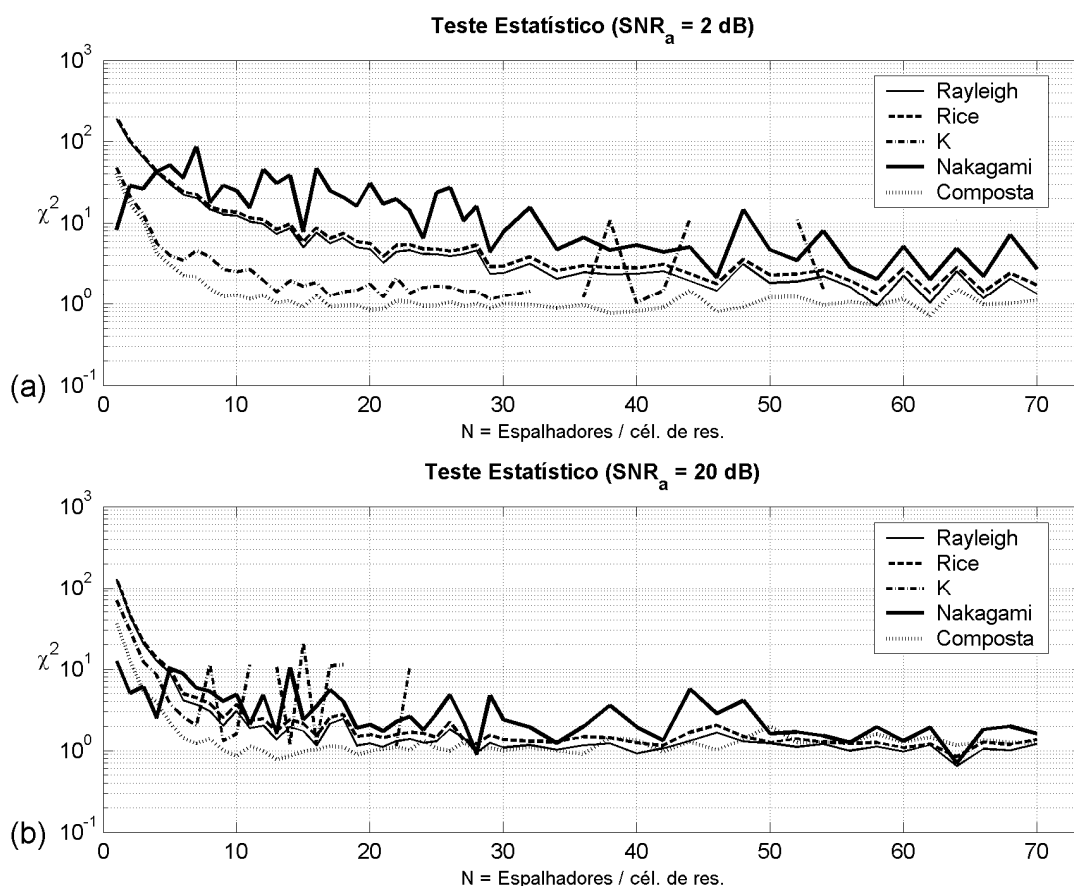


Figura 4.8 – Análise quantitativa usando o teste estatístico Qui-Quadrado (χ^2) para testar a hipótese de cada distribuição ser capaz de modelar o envelope do sinal de RF obtido quando a estrutura investigada contém apenas espalhadores difusos na célula de resolução, para cada N, e para SNR_a igual a (a) 2 dB e (b) 20 dB.

Como era de se esperar, as distribuições Rayleigh e Rice apresentaram a pior performance para baixas densidades de espalhadores (para ambos os valores de SNR_a), enquanto que a distribuição Nakagami apresenta os menores valores de χ^2 para estas baixas densidades. Por outro lado, para um grande número de espalhadores distribuídos na célula de resolução, o modelo Nakagami mostra o pior desempenho, quando comparado com as demais distribuições (com exceção do modelo K). Percebe-se também que as distribuições Rice e Rayleigh têm o mesmo comportamento, comprovando de fato sua equivalência na ausência de regularidade entre as partículas da estrutura ($s \approx 0$). A distribuição K tem um comportamento suave e apresenta pequenos erros para baixas densidades. Porém, as descontinuidades mostradas nas curvas (a partir de N aproximadamente maior do que 30 no caso de SNR_a igual a 2 dB, e N maior do que 10 para SNR_a igual a 20 dB) indicam os pontos onde a sua curva PDF não pôde ser calculada (valores de M negativos) e, conseqüentemente, sem ponto a ser confrontado com a PDF empírica para o cálculo de χ^2 (resultado da instabilidade computacional do modelo). Por fim, a distribuição Composta apresentou o melhor desempenho em praticamente todas as situações, indicando assim que o parâmetro SF_c mostra-se bastante útil na caracterização das regiões investigadas.

A Figura 4.9 mostra o resultado do teste Qui-Quadrado realizado para as simulações contendo apenas espalhadores regularmente espaçados contidos na estrutura, onde a Figura 4.9.a indica o teste para SNR_a igual a 2 dB, e a Figura 4.9.b para SNR_a igual a 20 dB.

Quando a relação sinal-ruído da amplitude dos espalhadores é igual a 2 dB, o regime pré-Rayleigh predomina até a estatística do envelope se estabilizar no regime Rayleigh ($k \approx 3$), conforme já mostrado (curva preta da Figura 4.5.b). Até esta condição, as distribuições K e Composta apresentam a melhor performance (Figura 4.9.a). A distribuição Nakagami mostra um bom desempenho apenas para valores de k extremamente baixos. A partir da condição Rayleigh estabelecida, a distribuição K torna-se instável (pontos de descontinuidade no gráfico) e a distribuição Composta apresenta os menores valores de χ^2 . As distribuições Rayleigh e Rice têm o mesmo comportamento, e não são indicadas na representação do envelope do sinal no regime pré-Rayleigh (altos valores de χ^2). Quando o valor da SNR_a é igual a 20 dB (Figura 4.9.b), atinge-se a condição pós-Rayleigh para valores de k em torno de 1,5 e, neste ponto, o envelope distribui-se conforme o modelo Rice (performance um pouco melhor do que as demais). A distribuição K é

calculada apenas até a transição entre os regimes pré-Rayleigh e Rayleigh / pós-Rayleigh (k em torno de 0,75). A partir daí, a curva PDF K não é mais obtida em nenhuma ocasião. A partir dos valores de k igual a 3, as distribuições Rayleigh, Rice, Nakagami e Composta apresentam desempenho semelhante. Portanto, pode-se também verificar que o modelo Composto representa os dados empíricos de forma mais geral e versátil quando comparado com os demais.

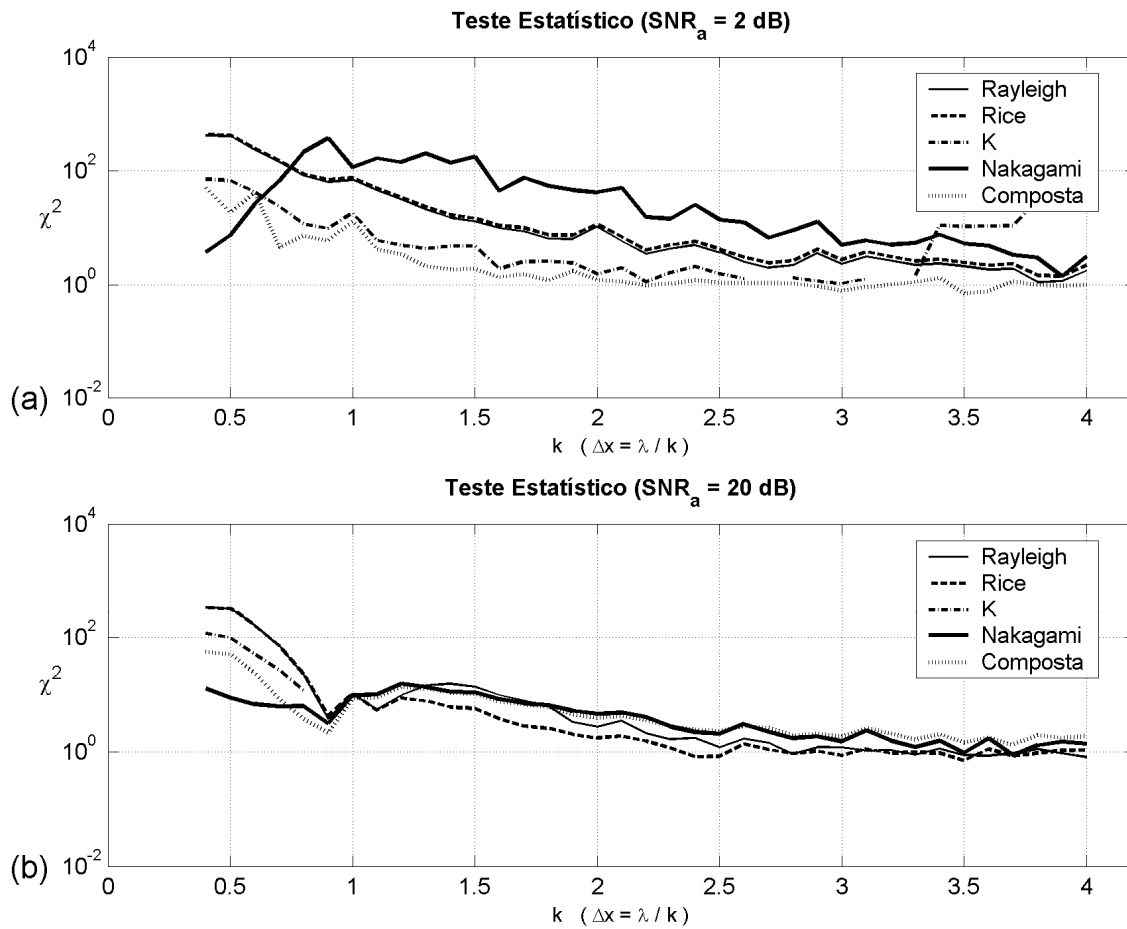


Figura 4.9 – Análise quantitativa usando o teste estatístico Qui-Quadrado (χ^2) para testar a hipótese de cada distribuição ser capaz de modelar o envelope do sinal de RF obtido quando a estrutura investigada contém apenas espalhadores regulares na célula de resolução (a cada k), e SNR_a igual a (a) 2 dB e (b) 20 dB.

4.2.2 Espalhadores aleatórios juntamente com os regulares na célula de resolução

Para esta simulação, a estrutura é composta tanto por espalhadores difusos quanto por regulares, em que três diferentes periodicidades foram utilizadas: 2λ , $0,67\lambda$ e $\lambda/4$ ($k = 1/2, 3/2$ e 4). Como visto no item anterior, estas distâncias indicam que as estatísticas do envelope do sinal de RF retroespalhado seguem, respectivamente, as distribuições pré-Rayleigh, Rayleigh e pós-Rayleigh, quando a estrutura contém apenas espalhadores regularmente espaçados. Entretanto, nesta seção, para cada uma destas periodicidades, há espalhadores aleatoriamente distribuídos na célula de resolução com densidades variando de 1 a 70. Os níveis de amplitude dos espalhadores, descritos em termos da SNR_a , são iguais a 2 e a 20 dB, para cada *phantom* implementado.

A Figura 4.10 mostra o comportamento da relação sinal-ruído do envelope do sinal de RF para cada uma das regularidades pré-estabelecidas. Quando a distância entre as partículas é da ordem de 2λ (Figura 4.10.a), em nenhum momento haverá mais do que um espalhador regular por célula de resolução, visto que Δd é igual a 2,25 mm nas direções axial e lateral, enquanto que λ é igual a 1,5 mm. Isto significa que o valor da SNR_e sofrerá maior parte de influência da densidade dos espalhadores aleatórios, da mesma forma como mostrado na Figura 4.5.a e explicado anteriormente. Por outro lado, quando k for igual a 1,5 (Figura 4.10.b), o espaçamento entre as partículas regulares será igual a 1 mm, aproximadamente ($0,67 \times 1,5$ mm). Neste caso, para um baixo número de espalhadores por célula de resolução e uma SNR_a elevada (20 dB, curva cinza), os espalhadores regulares é que determinam o valor da SNR_e para maior do que 1,91, indicando que a estatística do envelope segue uma distribuição pós-Rayleigh. Se a relação sinal-ruído da amplitude dos espalhadores for igual a 2 dB (curva preta), a estatística se mantém numa condição pré-Rayleigh ($SNR_e < 1,91$), e se estabiliza no regime Rayleigh com o aumento da densidade dos espalhadores aleatórios. Por fim, como visto no item anterior, somente a regularidade entre os espalhadores da ordem de $\lambda/4$ já satisfaz as condições de Rayleigh. Portanto, mesmo que, somados a estas partículas, existam ainda os espalhadores difusos, a relação sinal-ruído do envelope ainda será próxima do valor teórico da distribuição de Rayleigh, seja o valor da SNR_a igual a 2 dB ou 20 dB (Figura 4.10.c).

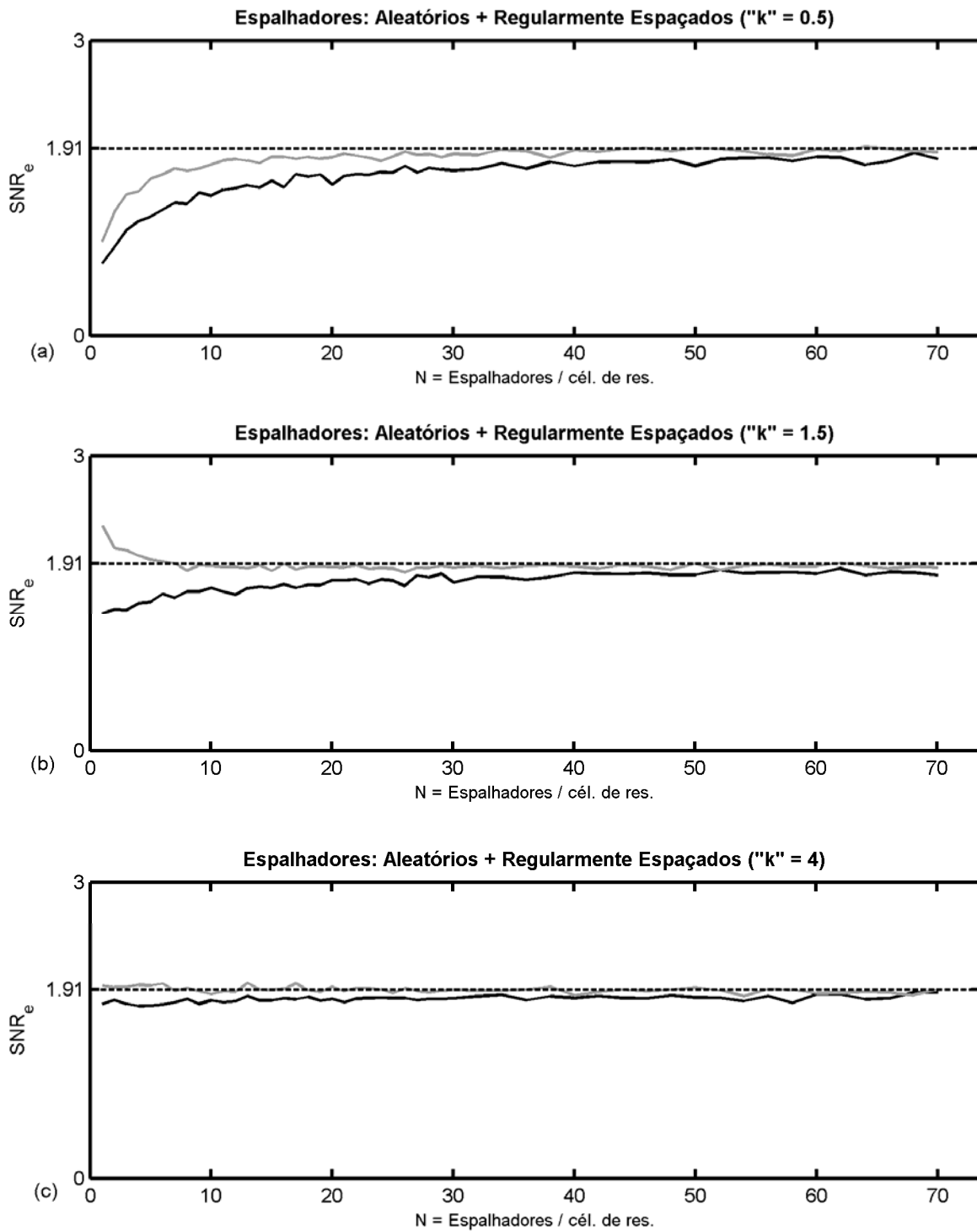


Figura 4.10 – Relação Sinal-Ruído do envelope do sinal de RF em função de N para cada k igual a: (a) 0,5; (b) 1,5; (c) 4. As curvas pretas se referem às simulações onde a SNR_a é igual a 2 dB, enquanto que as curvas cinzas, 20 dB.

A Figura 4.11 mostra o comportamento dos parâmetros das distribuições analíticas no caso de, além dos espalhadores aleatórios, haver espalhadores regularmente espaçados a uma distância igual a 2λ na estrutura investigada.

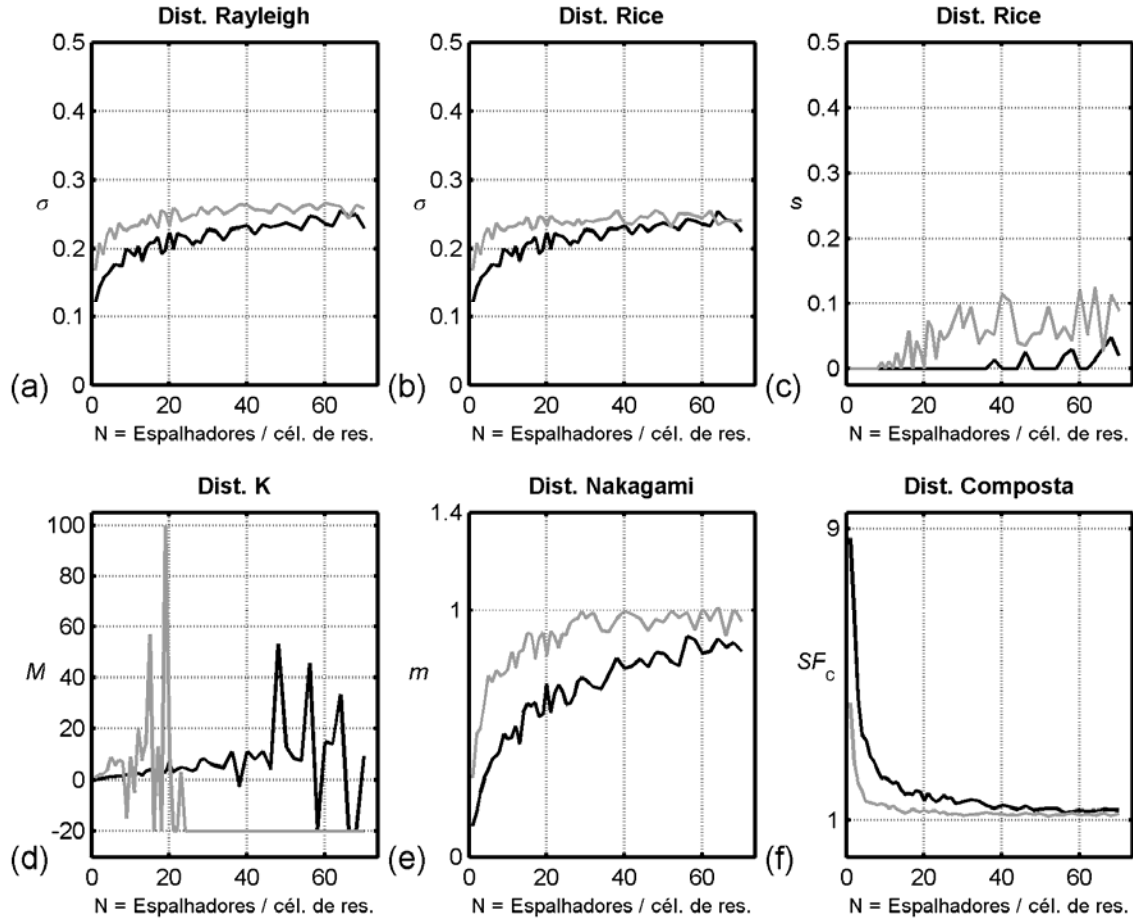


Figura 4.11 – Comportamento dos parâmetros das distribuições analíticas quando a estrutura investigada contém tanto espalhadores difusos quanto regularmente espaçados a uma distância 2λ na célula de resolução: (a) σ (dist. Rayleigh); (b) σ (dist. Rice); (c) s (dist. Rice); (d) M (dist. K); (e) m (dist. Nakagami); (f) SF_c (dist. Composta). As curvas pretas se referem às simulações onde a SNR_a é igual a 2 dB, enquanto que as curvas cinzas, 20 dB.

Conforme mencionado, se a distância entre os espalhadores regulares for maior do que o tamanho da célula de resolução (ou até da mesma ordem de grandeza), a estatística do envelope praticamente não sofre influência destas partículas igualmente espaçadas, mas sim da densidade dos espalhadores aleatoriamente distribuídos ao longo da estrutura. Desta forma, os parâmetros de todas as distribuições estatísticas terão aproximadamente o mesmo comportamento como se não houvesse regularidade entre as partículas no meio, e terão seus

valores bem próximos daqueles apresentados nos gráficos da Figura 4.6. Comparando-se os gráficos da Figura 4.11 com os da Figura 4.6, verifica-se esse fato.

A Figura 4.12 mostra os valores dos parâmetros das distribuições estatísticas para as estruturas contendo espalhadores aleatórios e espalhadores igualmente espaçados a uma distância igual a $0,67\lambda$.

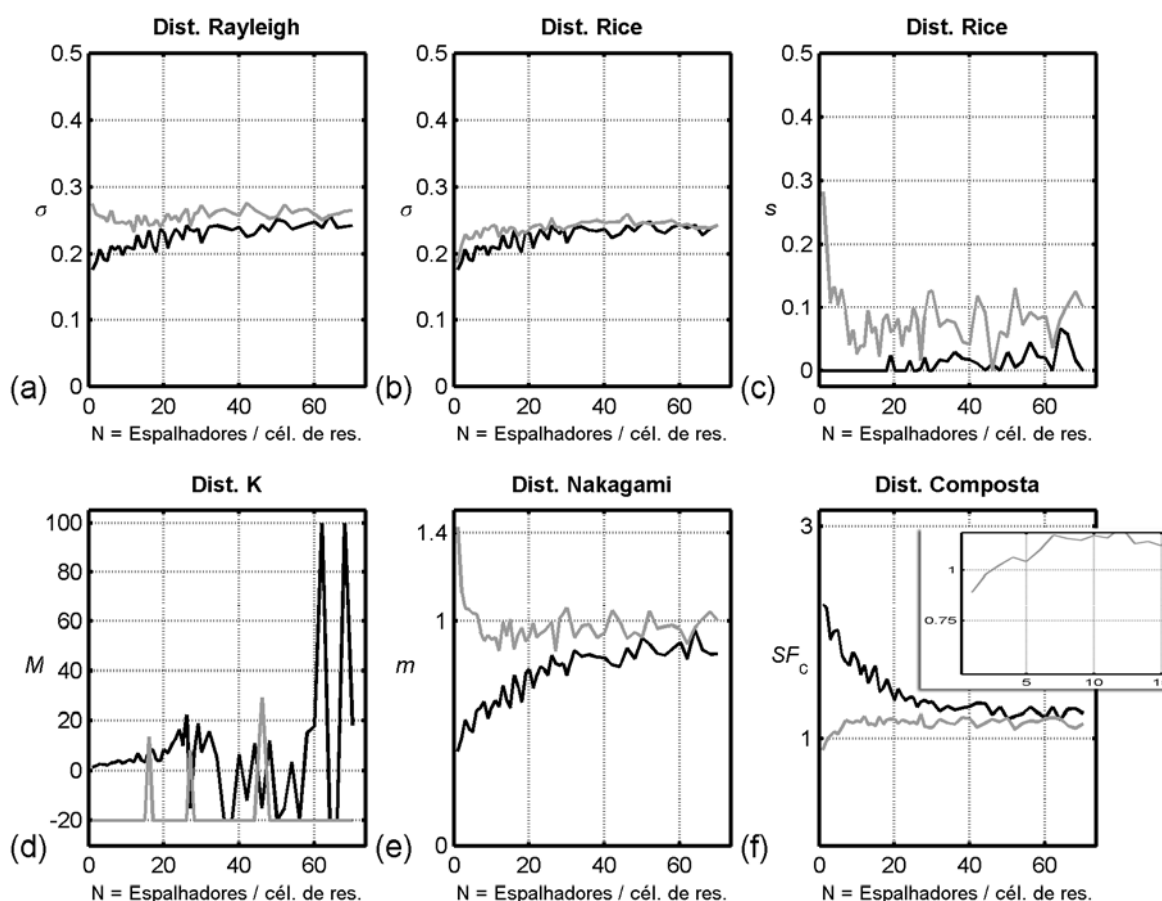


Figura 4.12 – Comportamento dos parâmetros das distribuições analíticas quando a estrutura investigada contém tanto espalhadores difusos quanto regularmente espaçados a uma distância $0,67\lambda$ na célula de resolução: (a) σ (dist. Rayleigh); (b) σ (dist. Rice); (c) s (dist. Rice); (d) M (dist. K); (e) m (dist. Nakagami); (f) SF_c (dist. Composta). As curvas pretas se referem às simulações onde a SNR_a é igual a 2 dB, enquanto que as curvas cinzas, 20 dB.

Quando as partículas no meio analisado são relativamente homogêneas ($\uparrow \text{SNR}_a$) e, além disso, há poucos espalhadores por célula de resolução, o regime pós-Rayleigh predomina e a estatística do envelope é dependente da regularidade $0,67\lambda$ existente na estrutura investigada. Portanto, espera-se que, nesta situação, os valores de m da distribuição Nakagami e do SF_c da distribuição Composta sejam, respectivamente, maiores

e menores do que a unidade, o que pode ser observado nas Figuras 4.12.e e 4.12.f (ver ampliação). Da mesma forma, desde que o envelope esteja distribuído de acordo com a distribuição Rice, o parâmetro s (Figura 4.12.c) indicará a presença de regularidade na estrutura, enquanto que o parâmetro M não terá tido seu valor calculado (Figura 4.12.d, curva cinza). O mesmo não ocorre se o valor da SNR_a for igual a 2 dB (curvas pretas), pois assim a estatística do envelope se comportará conforme a distribuição pré-Rayleigh. Entretanto, pode-se observar que o pequeno número de espalhadores difusos já faz diferença nos valores dos parâmetros calculados, se comparados com aqueles mostrados nos gráficos da Figura 4.6. Quando há tanto espalhadores aleatórios quanto difusos, a esta regularidade e a um baixo valor da SNR_a , o limite entre as estatísticas pré-Rayleigh e Rayleigh está mais próximo. Na medida em que a densidade é aumentada, o efeito da regularidade existente se perde e a estatística do envelope do sinal retroespalhado atinge a condição de Rayleigh, para qualquer variação entre os níveis de amplitude dos espalhadores. Observando os gráficos (a-f), isso pode ser percebido, uma vez que os parâmetros das distribuições se mantêm em torno de seus valores normais no regime Rayleigh, com exceção do parâmetro M da distribuição K, que apresenta um comportamento aleatório ou então tem seu valor negativo.

Na Figura 4.13 ilustrada a seguir, são mostrados os parâmetros das distribuições quando a regularidade existente entre os espalhadores é da ordem de $\lambda/4$. Como nos resultados apresentados anteriormente, a densidade dos espalhadores aleatórios, N , varia de 1 a 70 por célula de resolução. De acordo com o que foi visto até aqui, quando a estrutura é composta por espalhadores regularmente espaçados a uma distância igual a $\lambda/4$, o envelope do sinal de rádio-frequência se distribui conforme o modelo Rayleigh, seja o valor da relação sinal-ruído das amplitudes das partículas desse meio igual a 2 dB ou a 20 dB, e para qualquer N . As Figuras 4.13.a e 4.13.b mostram, respectivamente, os parâmetros σ das distribuições Rayleigh e Rice. Percebe-se que estes valores têm o mesmo comportamento e apresentam pouca variação em torno de um valor central, indicando, neste caso, que a estatística do envelope encontra-se no regime Rayleigh para quaisquer pontos das curvas. O mesmo raciocínio pode ser feito na análise dos parâmetros m (Figura 4.13.e) e SF_c (Figura 4.13.f), onde seus valores calculados se encontram em torno dos seus valores teóricos esperados, ou seja, a unidade, o que também indica uma condição de Rayleigh. Da mesma

forma, o parâmetro s (Figura 4.13.c) da distribuição Rice indica uma condição de Rayleigh predominante, uma vez que as variações de seus valores mostrados no gráfico correspondem a pequenas parcelas coerentes de energia sendo refletidas pelas partículas presentes no meio, não necessariamente daquelas regulares, como visto anteriormente. A análise do parâmetro M (Figura 4.13.d) da distribuição K também condiz com o regime Rayleigh, uma vez seu valor não apresentar linearidade em momento algum.

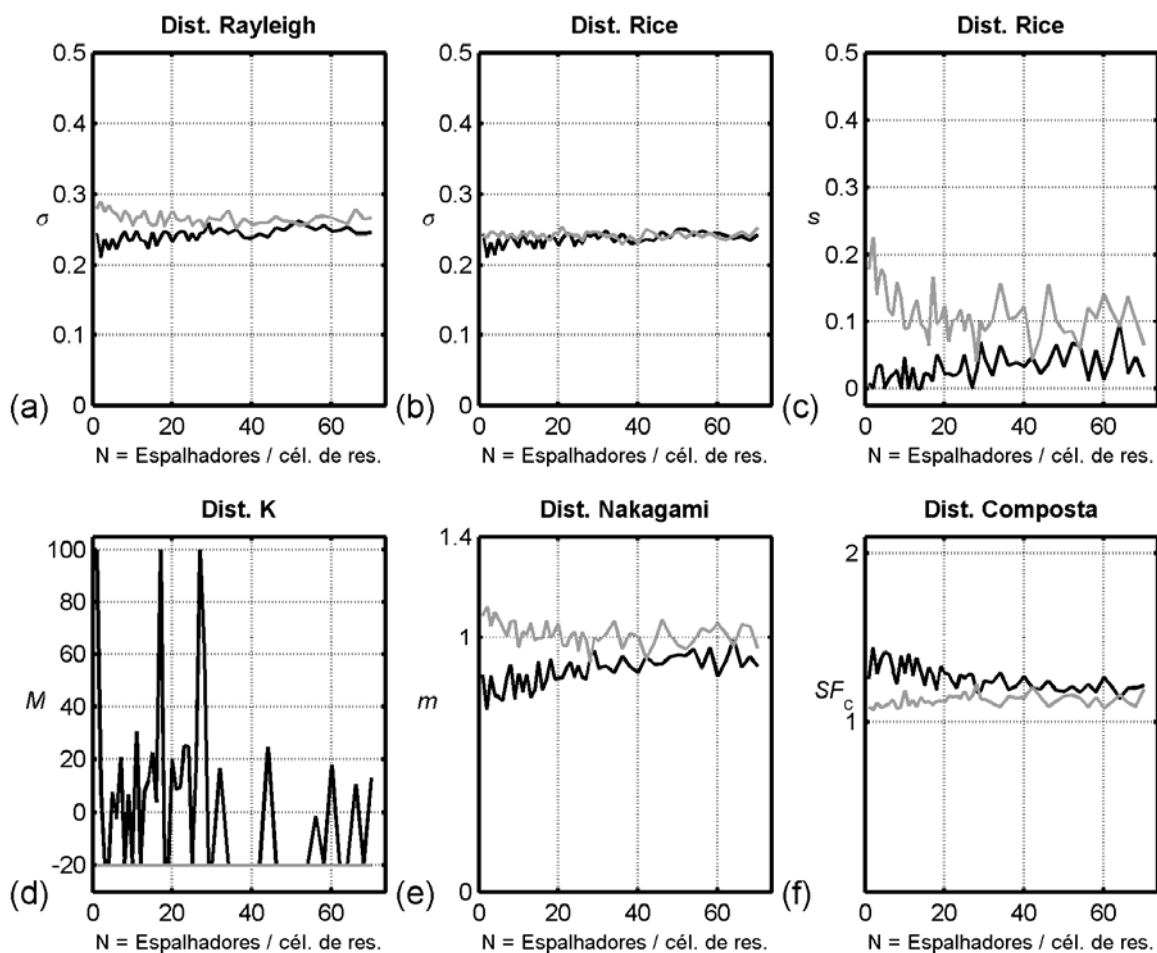


Figura 4.13 – Comportamento dos parâmetros das distribuições analíticas quando a estrutura investigada contém tanto espalhadores difusos quanto regularmente espaçados a uma distância $\lambda/4$ na célula de resolução: (a) σ (dist. Rayleigh); (b) σ (dist. Rice); (c) s (dist. Rice); (d) M (dist. K); (e) m (dist. Nakagami); (f) SF_c (dist. Composta). As curvas pretas se referem às simulações onde a SNR_a é igual a 2 dB, enquanto que as curvas cinzas, 20 dB.

Os gráficos a seguir mostram o resultado do teste Qui-Quadrado realizado para cada uma das situações apresentadas. A Figura 4.14 mostra o teste χ^2 no caso da estrutura conter,

além dos espalhadores difusos, partículas regularmente distribuídas a uma distância igual a 2λ .

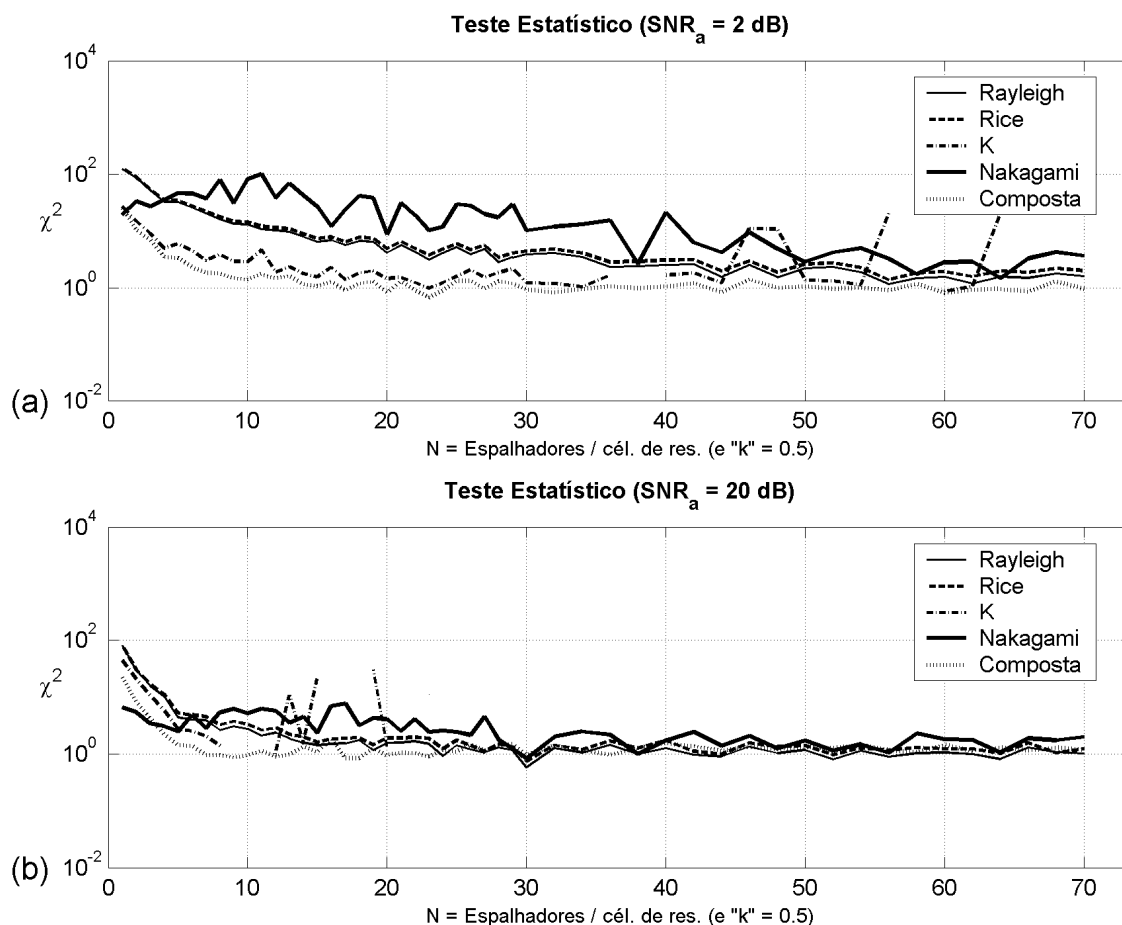


Figura 4.14 – Análise quantitativa usando o teste estatístico Qui-Quadrado (χ^2) para testar a hipótese de cada distribuição ser capaz de modelar o envelope do sinal de RF obtido quando a estrutura investigada contém ambos espalhadores difusos e regulares ($k = 0,5$) na célula de resolução, e SNR_a igual a (a) 2 dB e (b) 20 dB.

Como visto previamente, quando os espalhadores regulares estão igualmente espaçados a essa distância, o valor da SNR_e varia praticamente com apenas a densidade dos espalhadores aleatoriamente distribuídos na estrutura. Assim, a condição de Rayleigh predominará quando o número de espalhadores difusos por célula de resolução for maior do que 10 para SNR_a igual a 20 dB e maior do que 30 para SNR_a igual a 2 dB, aproximadamente. Pela Figura 4.14.a pode-se perceber as descontinuidades dos valores χ^2 calculados para distribuição K quando N é maior do que 30. Para esta situação, a distribuição Composta apresenta o melhor desempenho na representação dos dados

empíricos (menor χ^2). Na Figura 4.14.b a distribuição K perde sua capacidade de modelar o envelope do sinal para valores de N um pouco abaixo de 10. Devido aos poucos espalhadores regulares presentes, o limite entre os regimes pré-Rayleigh e Rayleigh ocorre mais rapidamente do que no caso de a estrutura conter apenas espalhadores aleatórios no volume em investigação, e a partir daí, as distribuições Rayleigh, Rice, Nakagami e Composta são capazes de representar a estatística do envelope de maneira aceitável, com esta última apresentando uma performance ligeiramente melhor do que as demais.

Na Figura 4.15 estão indicados os valores χ^2 quando a distância entre os espalhadores regulares é $0,67\lambda$.

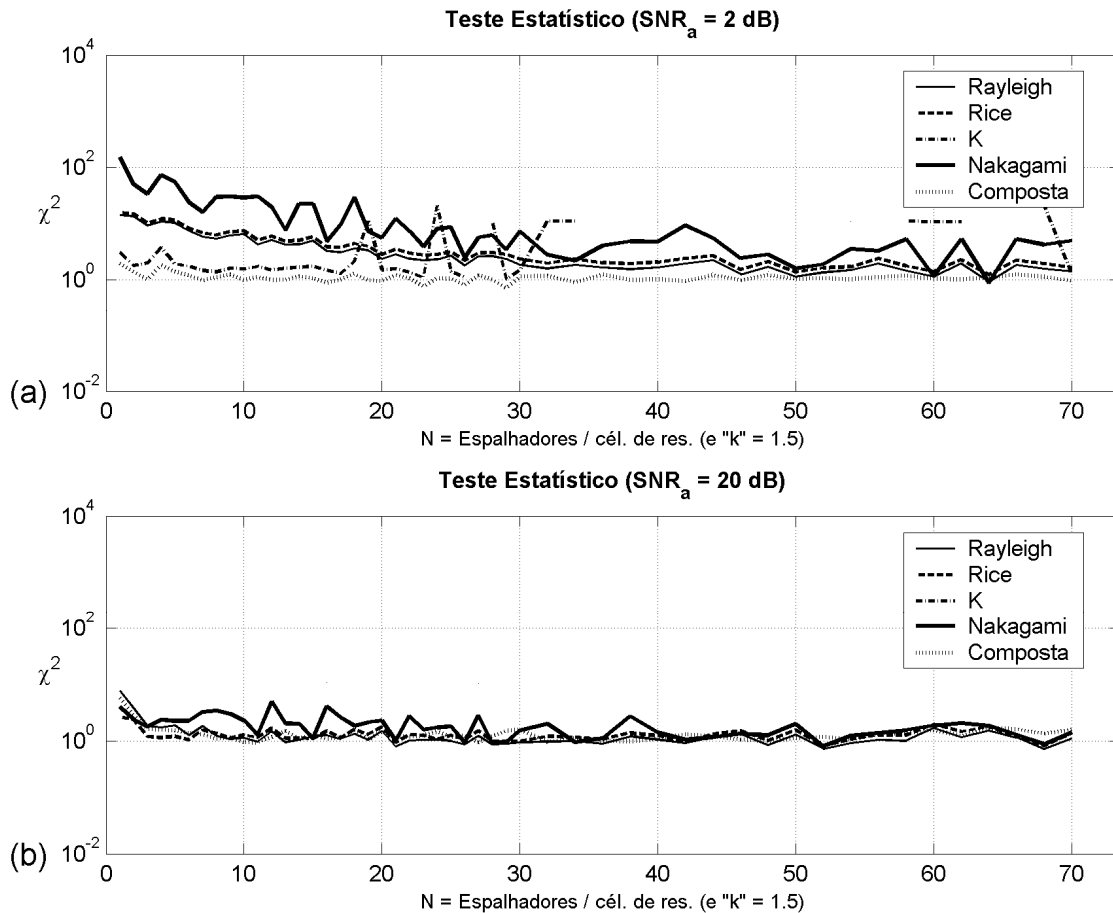


Figura 4.15 – Análise quantitativa usando o teste estatístico Qui-Quadrado (χ^2) para testar a hipótese de cada distribuição ser capaz de modelar o envelope do sinal de RF obtido quando a estrutura investigada contém ambos espalhadores difusos e regulares ($k = 1,5$) na célula de resolução, e SNR_a igual a (a) 2 dB e (b) 20 dB.

Se a densidade dos espalhadores aleatórios for baixa, a estatística do envelope do sinal retroespalhado seguirá uma distribuição pré-Rayleigh quando a relação sinal-ruído da amplitude dos espalhadores for igual a 2 dB, e uma distribuição pós-Rayleigh quando esta relação for igual a 20 dB. Na Figura 4.15.a pode-se observar a melhor performance dos modelos K e Composto para N e SNR_a baixos. Quando o regime Rayleigh se estabelece, o modelo K deixa de ser calculado em vários momentos, enquanto que as distribuições Rayleigh, Rice, Nakagami e Composta apresentam baixos valores χ^2 . Entretanto, o modelo Composto ainda tem um desempenho suavemente melhor na modelagem dos dados originais. Na Figura 4.15.b a distribuição Rice possui uma performance ligeiramente melhor para representar o envelope do sinal quando a densidade dos espalhadores difusos é baixa e a estrutura é composta por partículas homogêneas, indicando, de fato, que o regime pós-Rayleigh é predominante. Ao se estabelecer a condição Rayleigh, todas as distribuições (exceto a K, que não é calculada em momento algum) apresentam bom desempenho da representação das intensidades dos níveis de cinza da imagem em modo-B.

Quando as partículas estão igualmente espaçadas a uma distância $\lambda/4$, o regime Rayleigh é satisfeito, tanto para SNR_a igual a 2 quanto igual a 20 dB, e para qualquer N. Os resultados do teste Qui-Quadrado (Figura 4.16) também permitem verificar isso.

Pode ser observado nas Figuras 4.16.a e 4.16.b que os valores χ^2 calculados são muito baixos para os modelos Rayleigh, Rice, Nakagami e Composto, comprovando que realmente o envelope do sinal de RF segue uma distribuição Rayleigh. A distribuição K, devido à sua instabilidade computacional, não é calculada em praticamente nenhuma situação, não sendo candidata na caracterização das imagens por ultra-som se as condições de espalhamento da estrutura possuírem tais características pré-estabelecidas.

Portanto, a distribuição analítica Composta mostra-se, também, bastante versátil e eficaz na modelagem dos dados empíricos para as mais diversas condições de espalhamento apresentadas e, conseqüentemente, seus parâmetros tornam-se úteis na separação e classificação de diferentes regiões de interesse analisadas.

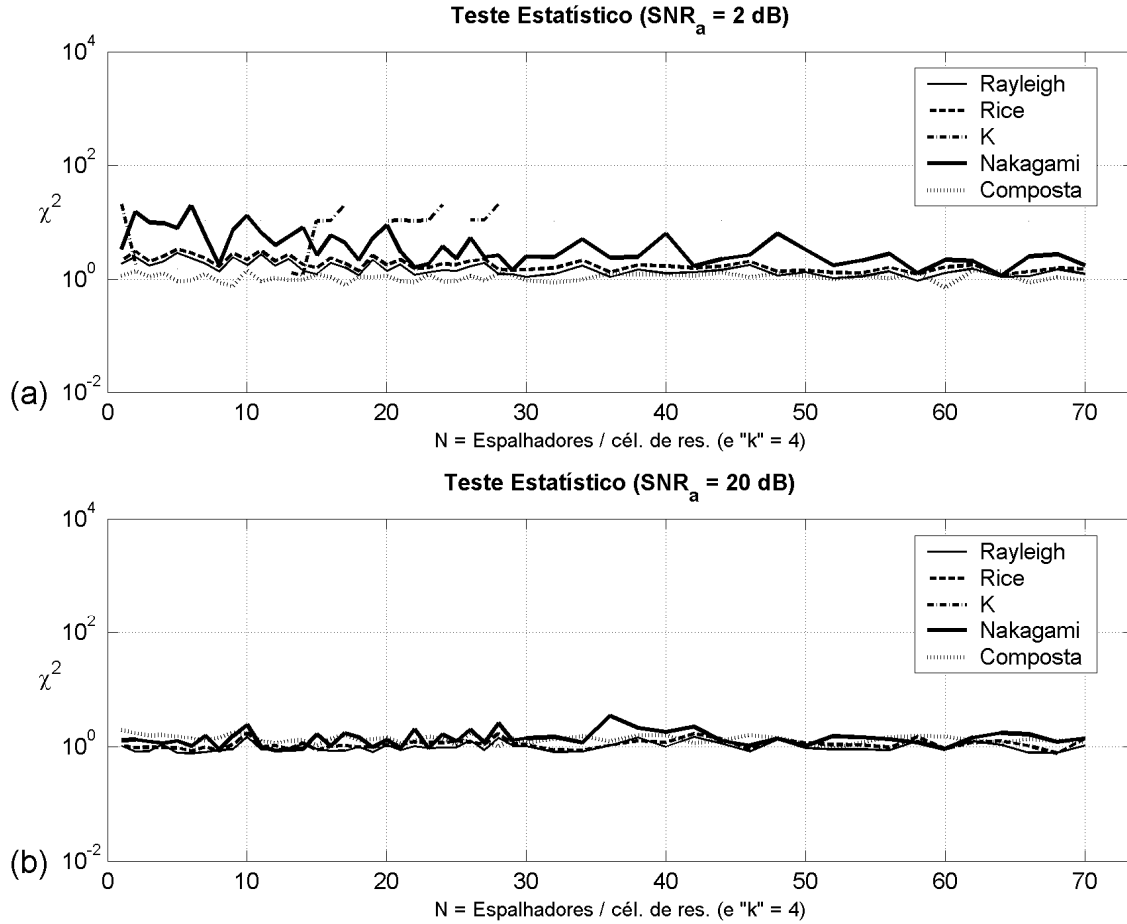


Figura 4.16 – Análise quantitativa usando o teste estatístico Qui-Quadrado (χ^2) para testar a hipótese de cada distribuição ser capaz de modelar o envelope do sinal de RF obtido quando a estrutura investigada contém ambos espalhadores difusos e regulares ($k = 4$) na célula de resolução, e SNR_a igual a (a) 2 dB e (b) 20 dB.

4.3 Caracterização de imagens em modo-B usando a estatística do envelope do sinal de RF

Este tópico tem como principal objetivo avaliar o potencial das distribuições estatísticas e seus respectivos parâmetros na separação e classificação de diferentes regiões encontradas em um tecido biológico qualquer. Foram utilizadas duas imagens em modo-B sintéticas, implementadas em MATLAB, e uma imagem de ultra-som real, obtida com um equipamento comercial.

4.3.1 Imagens simuladas

A Figura 4.17.a ilustra a primeira estrutura bidimensional implementada, onde as suas características de espalhamento foram definidas na Figura 3.7.a. Na Figura 4.17.b está mostrada a imagem em modo-B resultante da interação entre o pulso gaussiano bidimensional e a estrutura composta pelos espalhadores. Da mesma forma, a Figura 4.18.a ilustra a outra estrutura sintética bidimensional utilizada, cujas propriedades referentes aos espalhadores nela contidos estão definidas na Figura 3.7.b. A Figura 4.18.b mostra a imagem em modo-B obtida. As regiões circulares que compõem a estrutura mostrada na Figura 4.17.a possuem espalhadores com a mesma SNR_a e diferentes densidades, com exceção da região circular localizada no canto inferior direito da estrutura, que contém apenas espalhadores regularmente espaçados. Por outro lado, as regiões circulares da estrutura mostrada na Figura 4.18.a possuem espalhadores de mesma densidade mas diferentes valores de SNR_a , com exceção também da região circular localizada no canto inferior direito da estrutura, que contém tanto espalhadores regulares quanto aleatórios.

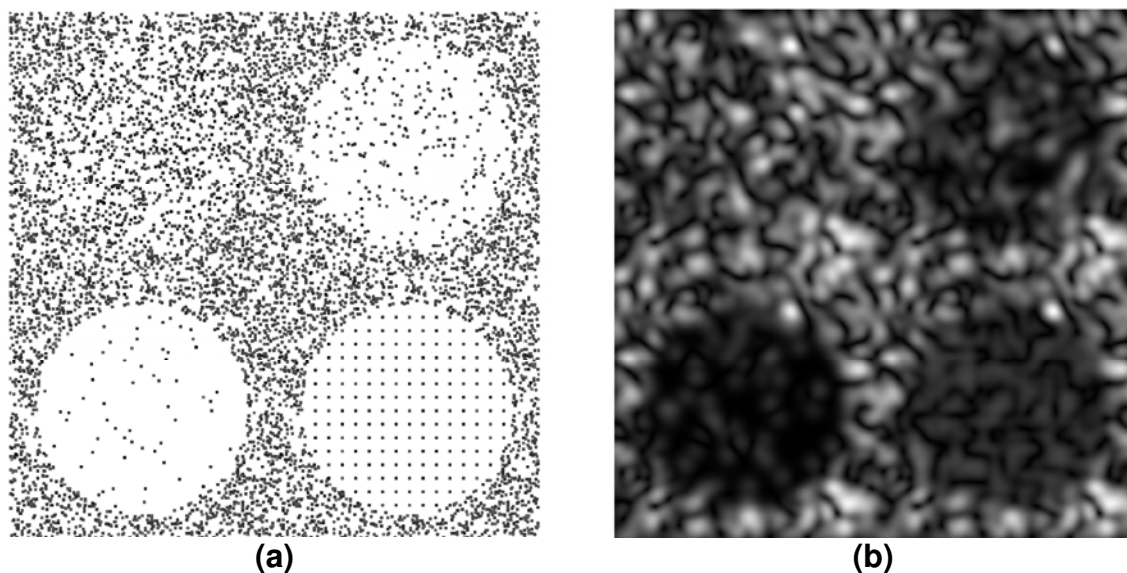


Figura 4.17 – (a) Estrutura bidimensional composta de quatro regiões circulares, de mesmo tamanho, mas com diferentes tipos de espalhadores; (b) Imagem em modo-B sintética, resultado da convolução entre o pulso gaussiano utilizado e a estrutura contendo os espalhadores. As propriedades acústicas dos espalhadores estão ilustradas na Figura 3.7.a.

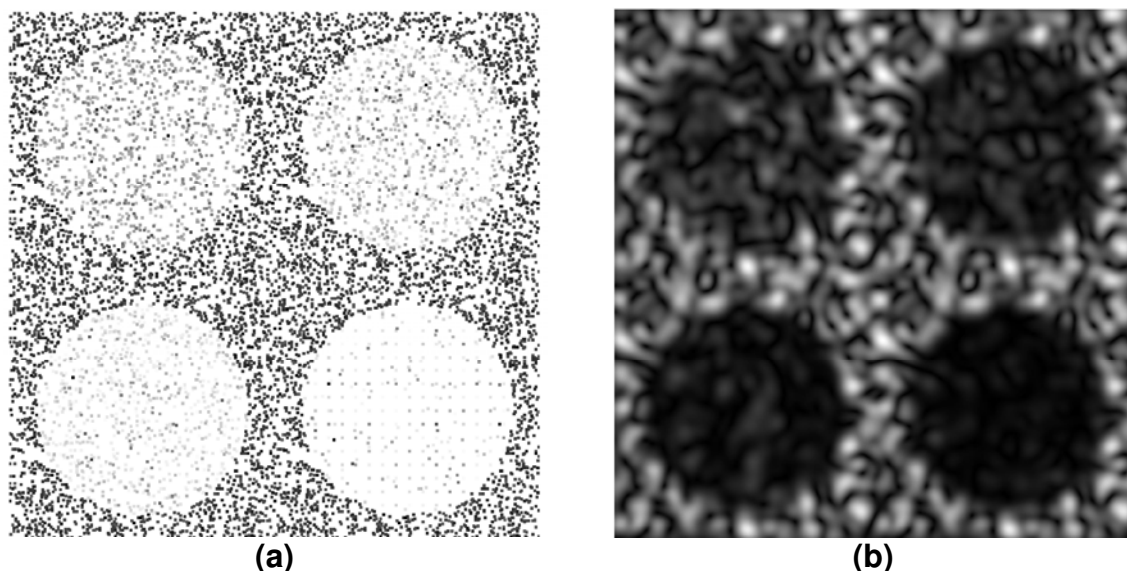


Figura 4.18 – (a) Estrutura bidimensional composta de quatro regiões circulares, de mesmo tamanho, mas com diferentes tipos de espalhadores; (b) Imagem em modo-B sintética, resultado da convolução entre o pulso gaussiano utilizado e a estrutura contendo os espalhadores. As propriedades acústicas dos espalhadores estão ilustradas na Figura 3.7.b.

Em ambas as estruturas, nas regiões externas aos limites circulares, há 50 espalhadores por célula de resolução com distribuição espacial difusa e SNR_a igual a 20 dB.

4.3.1.1 Seleção da ROI

A seleção das regiões de interesse, onde serão realizadas as análises estatísticas, foi feita tanto de forma automática, em que a ROI já é conhecida a priori, quanto feita manualmente pelo usuário, em que este utiliza o *mouse* do microcomputador para “recortar” a região desejada. Dessa forma, convencionou-se a primeira opção de seleção como ‘Método Automático’ e a segunda como ‘Método Manual’.

- **MÉTODO AUTOMÁTICO**

A Figura 4.19 ilustra os limites das regiões de interesse (R1 a R4) da imagem mostrada na Figura 4.17.b, e que serão analisadas pelo algoritmo desenvolvido. A análise das curvas PDF empírica e analítica é feita de forma similar àquela ilustrada nas Figuras 4.2

e 4.4, sendo também consideradas as áreas referentes ao fundo da imagem (descartando as regiões circulares) e da imagem toda (englobando todas as regiões existentes na imagem).

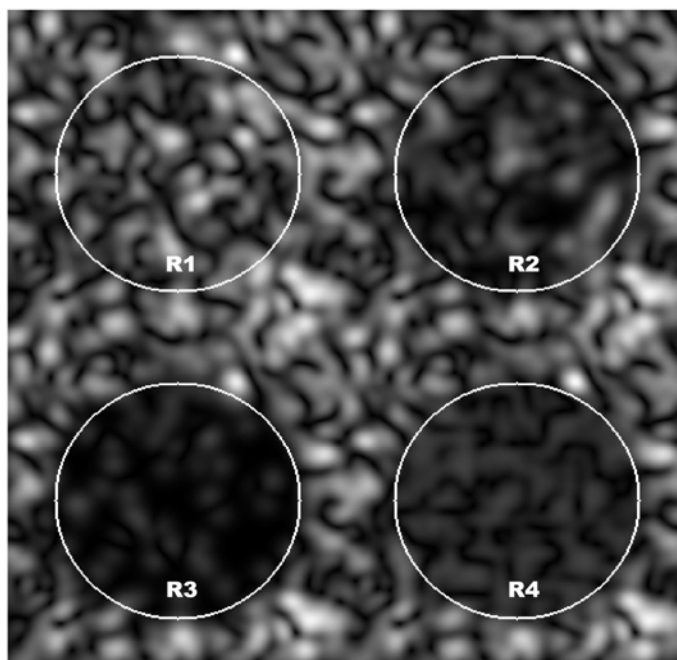


Figura 4.19 – As linhas em destaque correspondem aos limites das ROI's definidas a priori (R1 a R4) na imagem em modo-B mostrada na Figura 4.17.b e que serão analisadas pelo algoritmo desenvolvido.

As Figuras 4.20.a e 4.20.b mostram, respectivamente, as curvas de função densidade de probabilidade (PDF) para as regiões R1 e R2. A região R1 apresenta uma alta densidade de espalhadores (32 por célula de resolução) e, sob essas condições, a estatística do envelope dos dados se comporta segundo a distribuição Rayleigh. Pela Figura 4.19, pode-se perceber que esta região se confunde com o fundo da imagem, que tem 50 espalhadores por célula de resolução. As curvas na Figura 4.20.a indicam que, para essa situação, todos os modelos analíticos convergem para a condição de Rayleigh. A região R2 encontra-se no limite entre as condições de estatística Rayleigh e pré-Rayleigh, com 8 espalhadores por célula de resolução. Como pode ser visto nas curvas da Figura 4.20.b, os dados empíricos têm um histograma na forma de uma distribuição Rayleigh e que pode ser aproximado pelas curvas analíticas com diferentes graus de sucesso. Os resultados quantitativos são apresentados na Tabela 4.1, mostrada mais à frente.

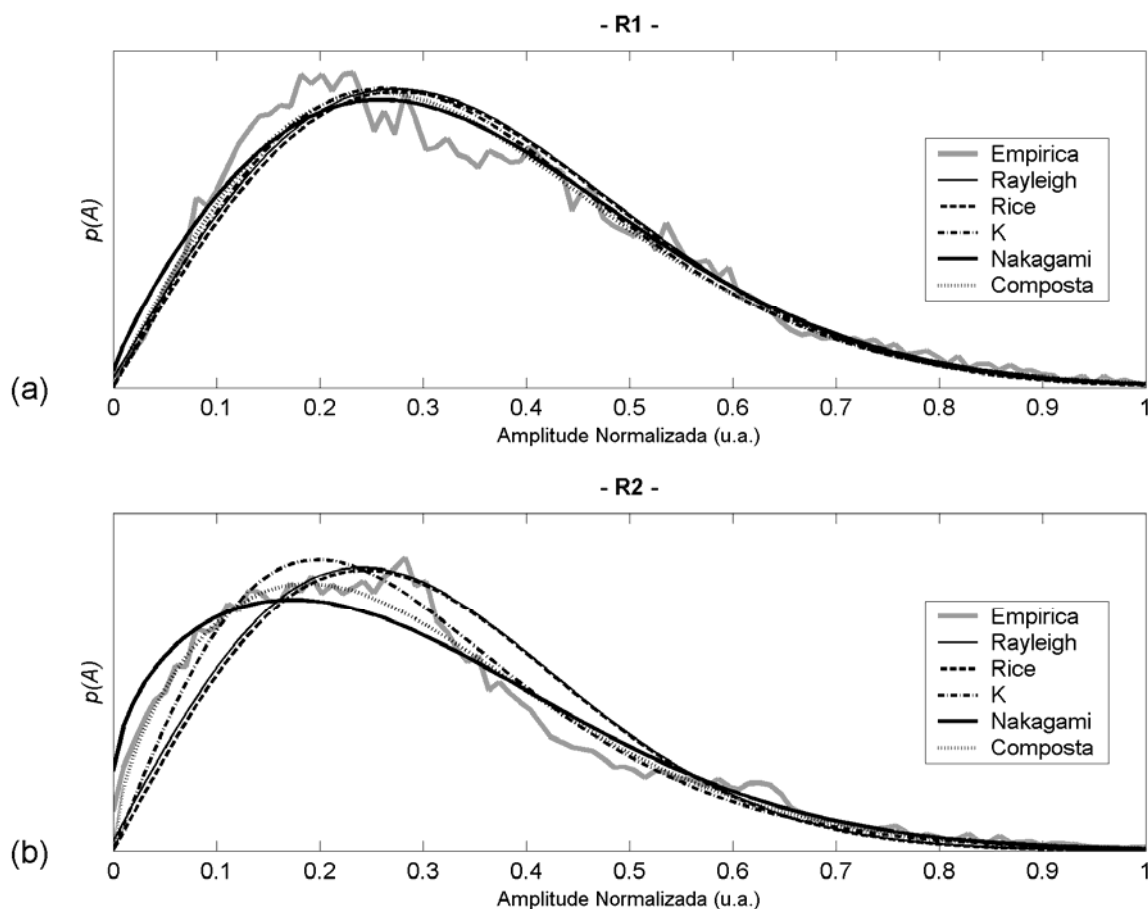


Figura 4.20 – Curvas PDF das distribuições analíticas correspondentes à análise do algoritmo nas regiões de interesse: (a) R1 e (b) R2.

As curvas PDF das outras regiões de interesse pré-selecionadas (R3 e R4) são mostradas nas Figuras 4.21.a e 4.21.b. A região R3, com 2 espalhadores por célula de resolução, caracteriza-se como uma região pré-Rayleigh, o que pode ser confirmado pelas curvas da Figura 4.21.a. Nesta situação, os modelos Nakagami e Composto se ajustam muito bem à curva dos dados originais, enquanto que os modelos K e Rice (equivalente ao Rayleigh) não são capazes de representar o envelope do sinal de RF adequadamente. Por fim, o envelope resultante da interação entre o pulso e a região R4, que contém apenas espalhadores regularmente espaçados a uma distância igual a $0,67\lambda$ e SNR_a igual a 20 dB, se comporta segundo uma distribuição pós-Rayleigh (Figura 4.21.b). Portanto, como era de se esperar, a curva de distribuição Rice se ajusta à curva empírica um pouco melhor do que as curvas dos modelos Nakagami e Composto. Nesta condição, o modelo K não foi calculado (curva sob o eixo das abscissas), corroborando os resultados obtidos no tópico

anterior. Para essas duas regiões apresentadas, os resultados quantitativos também são mostrados na Tabela 4.1.

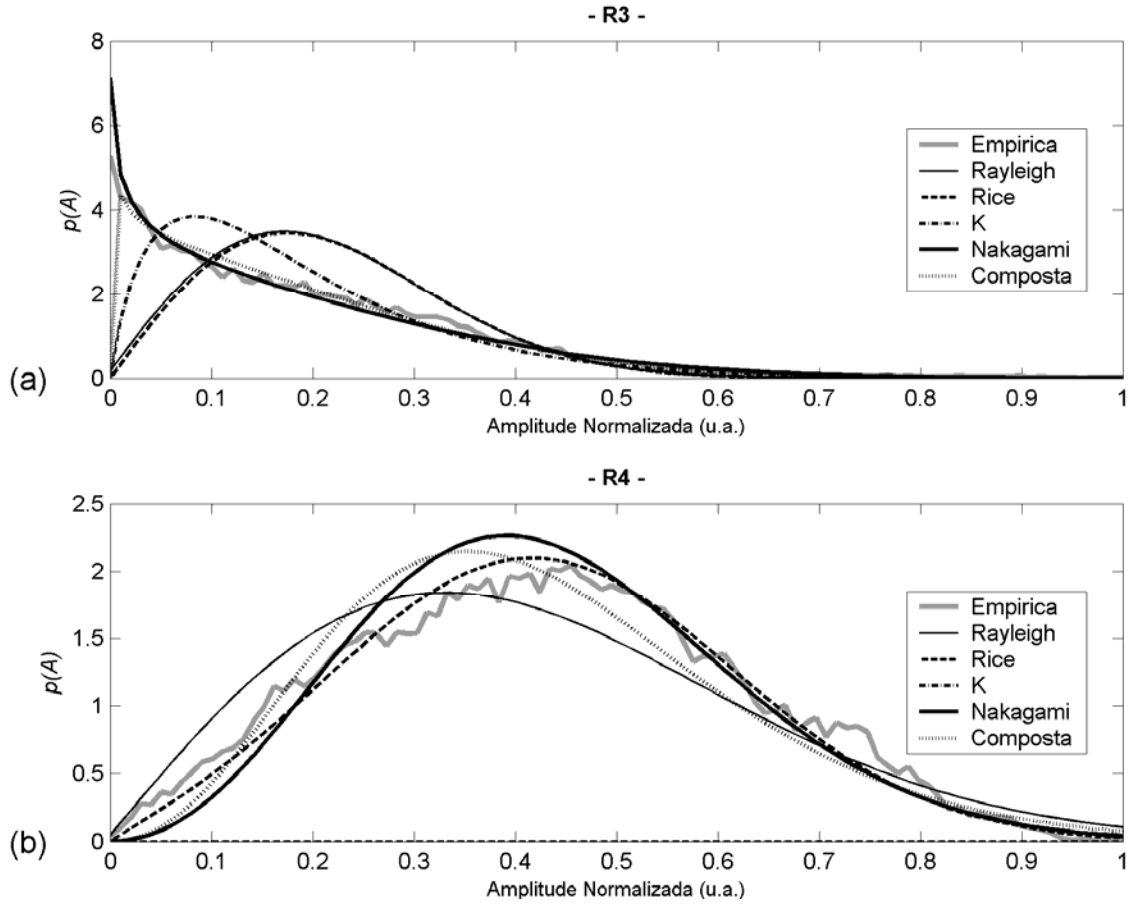


Figura 4.21 – Curvas PDF das distribuições analíticas correspondentes à análise do algoritmo nas regiões de interesse: (a) R3 e (b) R4.

As curvas de distribuição empírica e analítica de toda a imagem e da imagem de fundo são mostradas na Figura 4.22. Como pode ser observado, desde que a imagem analisada seja constituída por regiões que apresentem fortes variações em amplitude, dificilmente um modelo analítico será capaz de descrever tal região de forma adequada (Figura 4.22.a). Por outro lado, as características de espalhamento da região de fundo satisfazem as condições de Rayleigh, o que pode ser observado pelas curvas da Figura 4.22.b e pelos resultados quantitativos apresentados na Tabela 4.1.

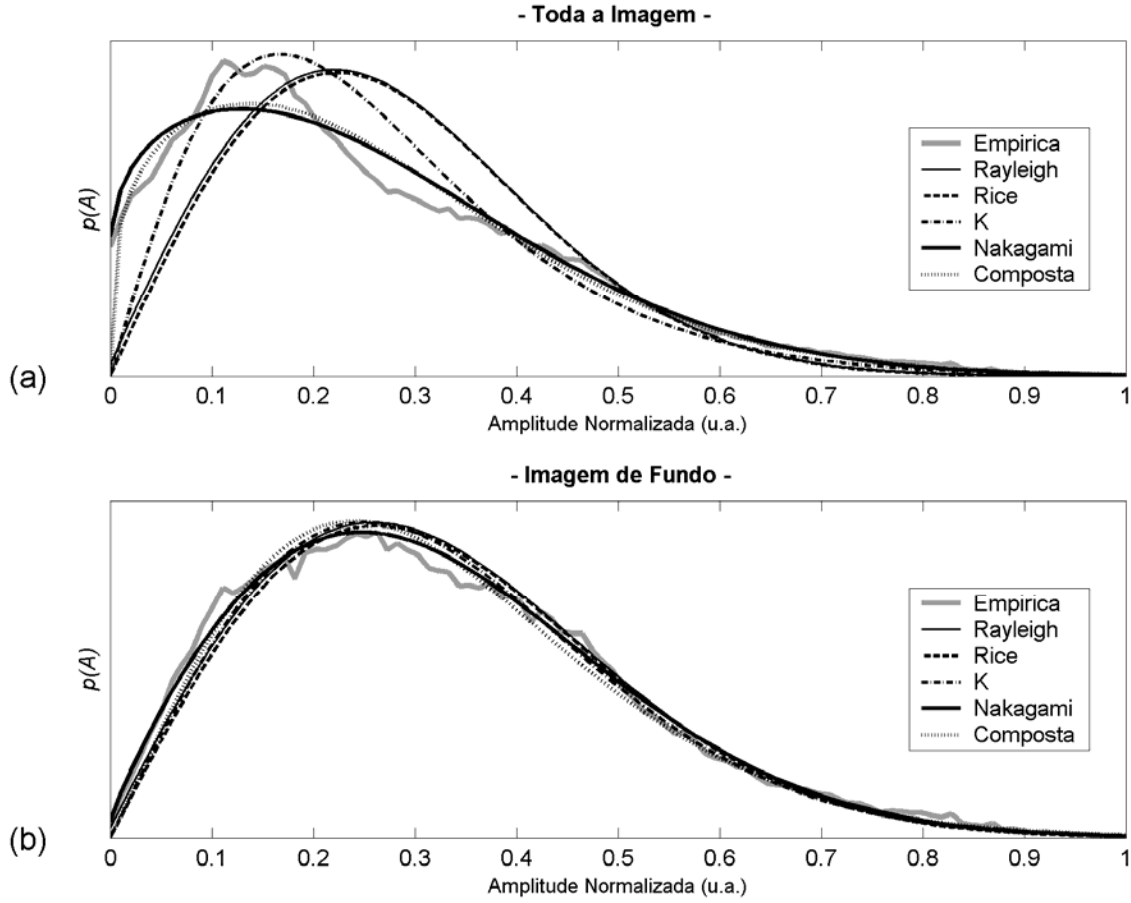


Figura 4.22 – Curvas PDF das distribuições analíticas correspondentes à análise do algoritmo: (a) em toda a imagem de modo-B e (b) apenas no fundo da imagem, descartando as regiões circulares.

Como pode ser visto na Tabela 4.1, a região R1 e o fundo da imagem apresentam valores de SNR_e próximos a 1,91, indicando que a estatística do envelope segue a distribuição de Rayleigh para essas condições de espalhamento. Isto é comprovado pelos baixos valores χ^2 calculados na comparação entre a curva analítica de Rayleigh e a empírica nestas duas regiões. Percebe-se também que os valores dos parâmetros m e SF_c , por exemplo, estão bem próximos de seus valores teóricos no regime Rayleigh. A região R2, cuja estatística do envelope resultante situa-se no limite entre as condições Rayleigh e pré-Rayleigh, apresenta SNR_e igual a 1,60, enquanto que a região R3 possui SNR_e igual a 1,28 (regime pré-Rayleigh). Por sua vez, o valor da SNR_e na região R4 é igual a 2,45, o que indica uma condição pós-Rayleigh. Neste caso, o valor Qui-Quadrado calculado com a distribuição Rice é menor do que o das demais distribuições, o que era de se esperar para esta situação. Desconsiderando os resultados obtidos quando analisada toda a imagem (pois

neste estágio é de interesse apenas distinguir regiões umas das outras), nota-se que os parâmetros σ , M e m , respectivamente das distribuições Rayleigh, K e Nakagami, têm seus valores diminuídos à medida que a densidade dos espalhadores diminui nas regiões R1, R2 e R3, enquanto que o parâmetro SF_c da distribuição Composta tem seu valor aumentado. Como estas regiões são constituídas apenas por partículas aleatoriamente distribuídas ao longo da estrutura, o parâmetro s da distribuição Rice é igual a zero e, conseqüentemente, seu modelo torna-se equivalente ao modelo Rayleigh. Porém, embora estas distribuições sejam capazes de distinguir as três regiões em termos de densidade, apenas os modelos Nakagami e Composto apresentam baixos valores de χ^2 , o que significa que são os únicos que representam o envelope do sinal retroespalhado por estas regiões adequadamente. De forma análoga, a caracterização da região R4 poderia também ser realizada pelas distribuições Nakagami e Composta, cujos parâmetros calculados m (> 1) e SF_c (< 1) estão de acordo com o previsto nestas condições de espalhamento.

Tabela 4.1 – Resultados quantitativos das distribuições analíticas na análise da imagem em modo-B ilustrada na Figura 4.19.

		Toda a Imagem	Fundo da Imagem	REGIÕES DE INTERESSE (ROI)			
				R1	R2	R3	R4
Espalhadores Difusos por cél. de res. (N)		---	50	32	8	2	0
Esp. igualmente espaçados (Δx)		---	0	0	0	0	$0,67\lambda$
SNR _a [dB]		---	20	20	20	20	20
SNR _c		1,46	1,81	1,80	1,60	1,28	2,45
Dist. Rayleigh	σ	0,22	0,26	0,28	0,24	0,14	0,31
	χ^2	13,2	0,8	1,7	6,7	26,3	10,6
Dist. Rice	σ	0,22	0,26	0,28	0,24	0,14	0,16
	s	0	0	0	0	0	0,38
	χ^2	14,2	1,2	1,9	7,4	28,3	4,5
Dist. K	M	3,10	23,21	19,20	4,21	1,46	-3,92
	χ^2	6,57	0,93	1,48	3,0	14,6	- x -
Dist. Nakagami	m	0,61	0,92	0,91	0,68	0,42	2,04
	χ^2	1,12	0,34	1,54	2,58	2,90	9,20
Dist. Composta	SF_c	1,77	1,23	1,19	1,56	2,42	0,76
	χ^2	2,0	0,8	1,2	1,6	7,3	9,7

Pode-se verificar que apenas os modelos analíticos Nakagami e Composto conseguem representar o envelope do sinal de RF para todas as condições de espalhamento

da imagem analisada. Além disso, seus parâmetros se mostraram eficazes na separação e distinção das diferentes estruturas existentes. O modelo Rice apresentou uma performance um pouco melhor do que estes modelos apenas quando da análise da região R4, cujo parâmetro s calculado indicou a presença de regularidade entre as partículas do meio. Entretanto, conforme visto anteriormente, a distribuição analítica Rice torna-se equivalente ao modelo Rayleigh para outras condições e ineficaz na modelagem do retroespalhamento acústico.

A Figura 4.23 mostra os limites das regiões a serem analisadas (R1 a R4) na imagem mostrada na Figura 4.17.b. Da mesma forma que na primeira análise, também são feitos os levantamentos das curvas PDF das áreas referentes ao fundo da imagem e da imagem inteira. É importante observar que a densidade dos espalhadores aleatórios é mantida constante nas regiões R1, R2 e R3 da estrutura analisada (30 por célula de resolução), e varia-se apenas a relação sinal-ruído da amplitude das partículas nela presentes, ou seja, o grau de homogeneidade no meio decai da região R1 para a R3. A região R4 é constituída tanto por espalhadores aleatórios (3 por célula de resolução) quanto regulares ($\Delta x = 0,67\lambda$ e $R = 1$), e SNR_a igual a 2 dB.

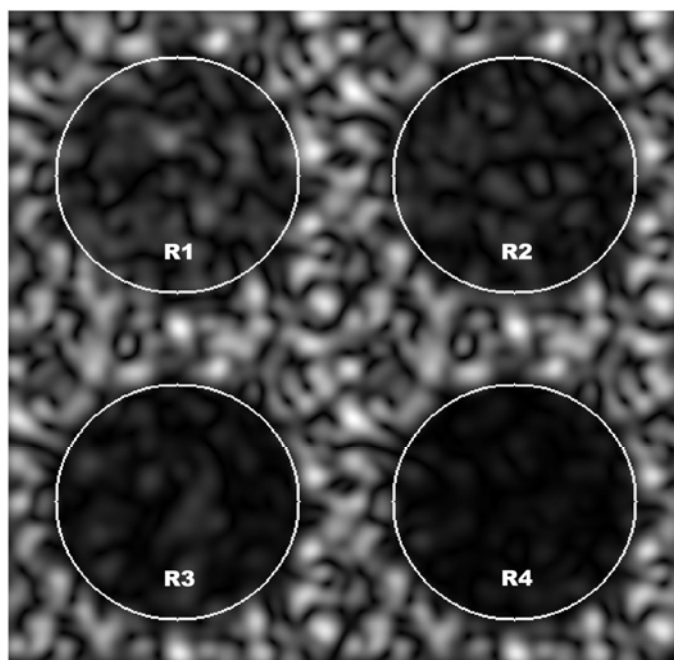


Figura 4.23 – As linhas em destaque correspondem aos limites das ROI's definidas a priori (R1 a R4) na imagem em modo-B mostrada na Figura 4.18.b e que serão analisadas pelo algoritmo desenvolvido.

As Figuras 4.24.a e 4.24.b mostram as curvas de distribuição do envelope do sinal retroespalhado de toda a imagem e apenas do fundo desta imagem, respectivamente. Devido à grande heterogeneidade existente na estrutura, o histograma das intensidades dos níveis de cinza da imagem inteira possui tal forma que nenhuma distribuição analítica seja capaz de representá-lo de forma correta, conforme se percebe na Figura 4.24.a. Por outro lado, a região de fundo da imagem caracteriza uma condição de Rayleigh, e todas as distribuições conseguem modelar os dados empíricos, inclusive a distribuição K (Figura 4.24.b).

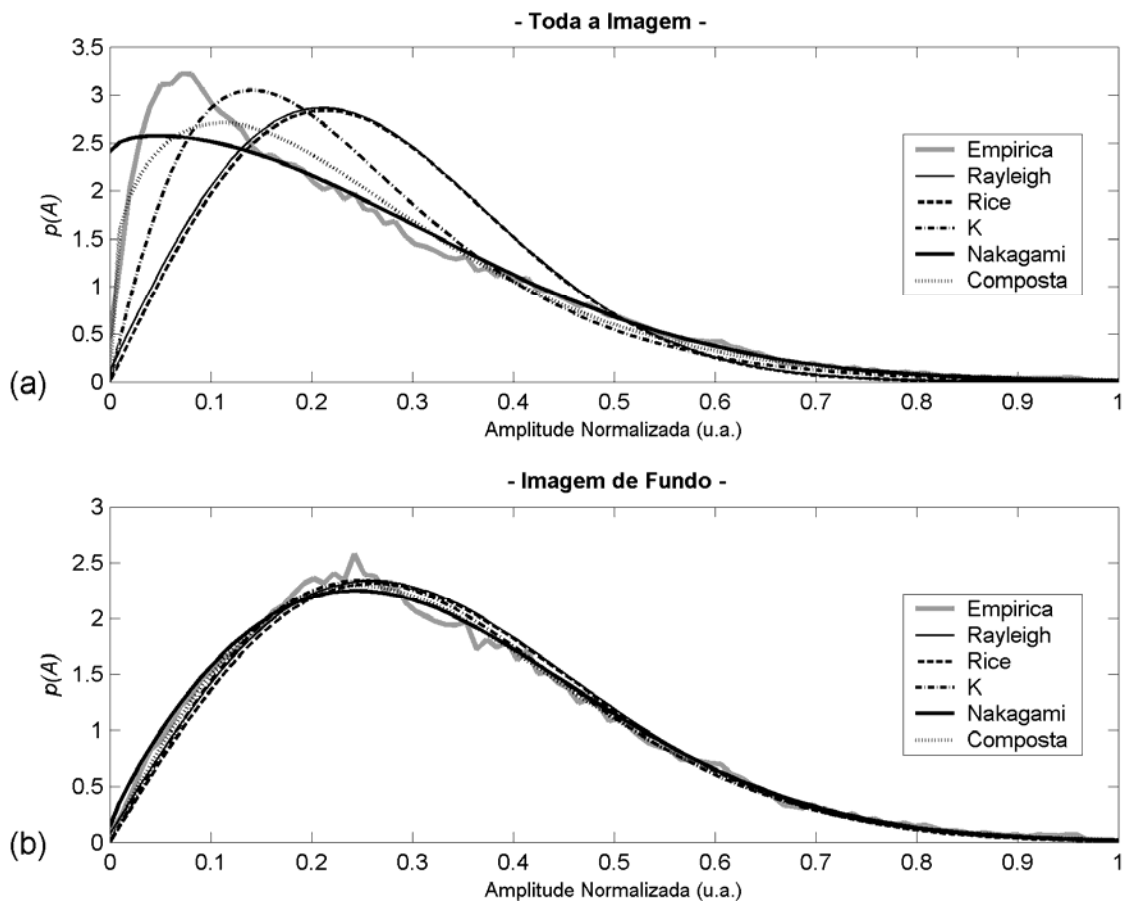


Figura 4.24 – Curvas PDF das distribuições analíticas correspondentes à análise do algoritmo: (a) em toda a imagem em modo-B e (b) apenas no fundo da imagem, descartando as regiões circulares.

As curvas mostradas nas Figuras 4.25.a e 4.25.b, referentes à distribuição do envelope do sinal de RF retroespalhado pelas regiões R1 e R2, respectivamente, indicam que o regime Rayleigh é predominante. Isto significa que, apesar da SNR_a igual a 5 dB

(região R2) reduzir o número de espalhadores que efetivamente contribuem para a formação do sinal de RF, ainda assim existirá uma certa densidade de espalhadores com um mesmo nível de amplitude alta o suficiente para que o Teorema do Limite Central possa ser aplicado e, portanto, as imagens em modo-B das regiões R1 e R2 ainda estarão completamente corrompidas por *speckle* (mesmo que a textura delas não se confunda com a da imagem de fundo). Apenas o modelo de distribuição K não foi calculado na representação do envelope do sinal retroespalhado pela região R2 (Figura 4.25.b), enquanto que as outras distribuições modelam os dados empíricos de forma aceitável, tanto em R1 quanto em R2. Resultados quantitativos são mostrados na Tabela 4.2.

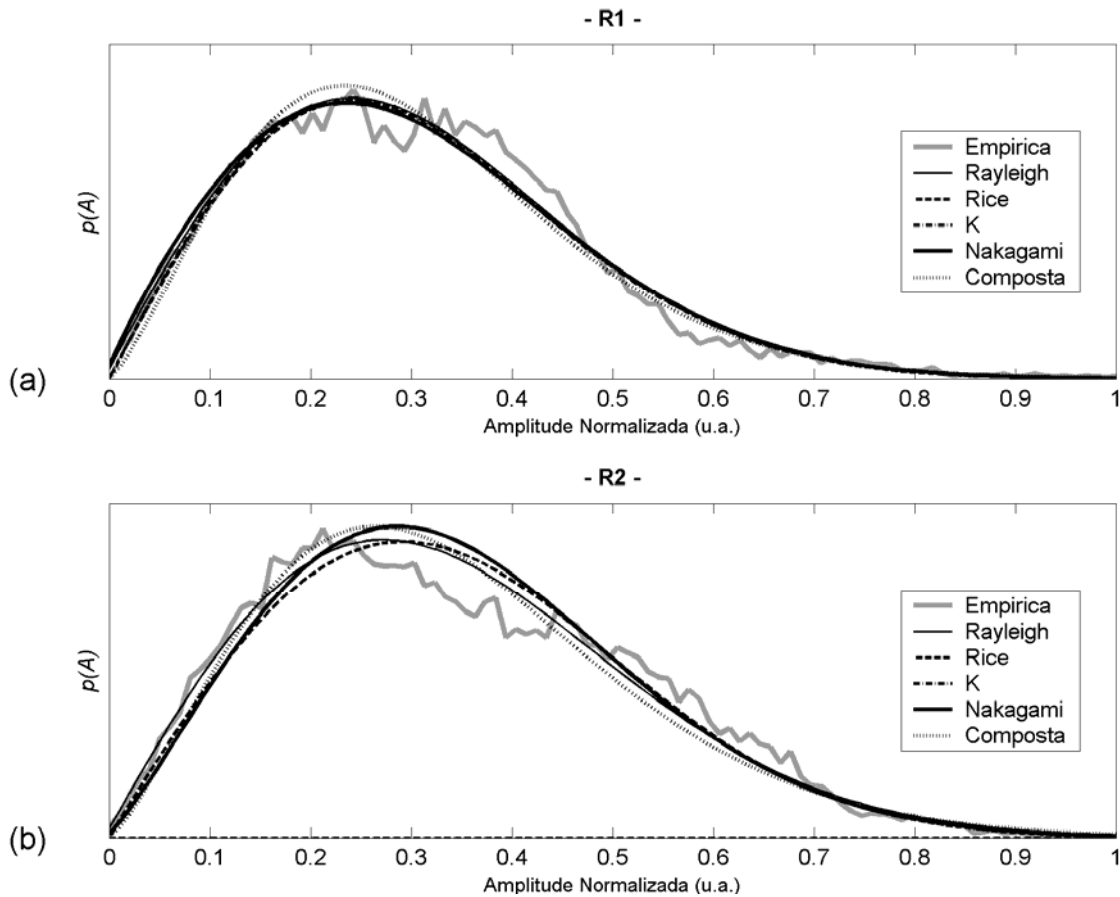


Figura 4.25 – Curvas PDF das distribuições analíticas correspondentes à análise do algoritmo nas regiões de interesse: (a) R1 e (b) R2.

As regiões R3 e R4 encontram-se no limite entre os regimes pré-Rayleigh e Rayleigh. De acordo com os resultados apresentados no tópico anterior, quando a SNR_a é igual a 2 dB e a densidade dos espalhadores é igual a 20 ou 30 por célula de resolução (caso

da região R3), a estatística do envelope começa a se comportar segundo a distribuição Rayleigh. Nesta situação, a curva PDF Rayleigh assume praticamente a mesma forma da curva empírica, como pode ser visto na Figura 4.26.a. Entretanto, os modelos K e Composto se ajustam melhor aos dados originais do que as demais distribuições. Devido à falta de regularidade entre as partículas no meio, a distribuição Rice é equivalente à distribuição Rayleigh. De forma análoga, o limite entre os regimes pré-Rayleigh e Rayleigh também está bastante próximo na região R4 pois, de acordo com o que foi visto na seção 4.2.2, se a estrutura contém partículas regularmente espaçadas a cada $0,67\lambda$ juntamente com uns poucos espalhadores difusos na célula de resolução, e SNR_a igual a 2 dB, a estatística do envelope do sinal fica na iminência de se comportar segundo uma distribuição Rayleigh, com SNR_e teórica igual a 1,91 (ver Figura 4.10.b, curva preta). Portanto, da mesma forma que na região R3, os modelos K e Composto também modelam os dados empíricos adequadamente, conforme mostra a Figura 4.26.b. A Tabela 4.2 mostra os resultados quantitativos obtidos na análise estatística.

Tabela 4.2 – Resultados quantitativos das distribuições analíticas na análise da imagem em modo-B ilustrada na Figura 4.23.

		Toda a Imagem	Fundo da Imagem	REGIÕES DE INTERESSE (ROI)			
				R1	R2	R3	R4
Espalhadores Difusos por cél. de res. (N)		---	50	30	30	30	3
Esp. igualmente espaçados (Δx)		---	0	0	0	0	$0,67\lambda$
SNR_a [dB]		---	20	10	5	2	2
SNR_e		1,28	1,86	1,91	1,92	1,62	1,52
Dist. Rayleigh	σ	0,22	0,28	0,24	0,27	0,26	0,18
	χ^2	31,9	0,7	1,7	1,5	6,5	7,5
Dist. Rice	σ	0,22	0,26	0,24	0,23	0,26	0,18
	s	0	0,15	0	0,22	0	0
	χ^2	32,7	1,1	1,7	2,1	7,0	8,8
Dist. K	M	2,09	5,42	43,63	-19,31	4,78	2,33
	χ^2	16,6	2,1	1,8	- x -	2,2	2,5
Dist. Nakagami	m	0,51	1,02	0,96	1,12	0,71	0,54
	χ^2	5,5	0,9	1,9	2,6	5,7	17,8
Dist. Composta	SF_e	2,41	1,18	1,11	1,11	1,61	1,86
	χ^2	3,5	1,3	2,2	2,6	1,3	1,8

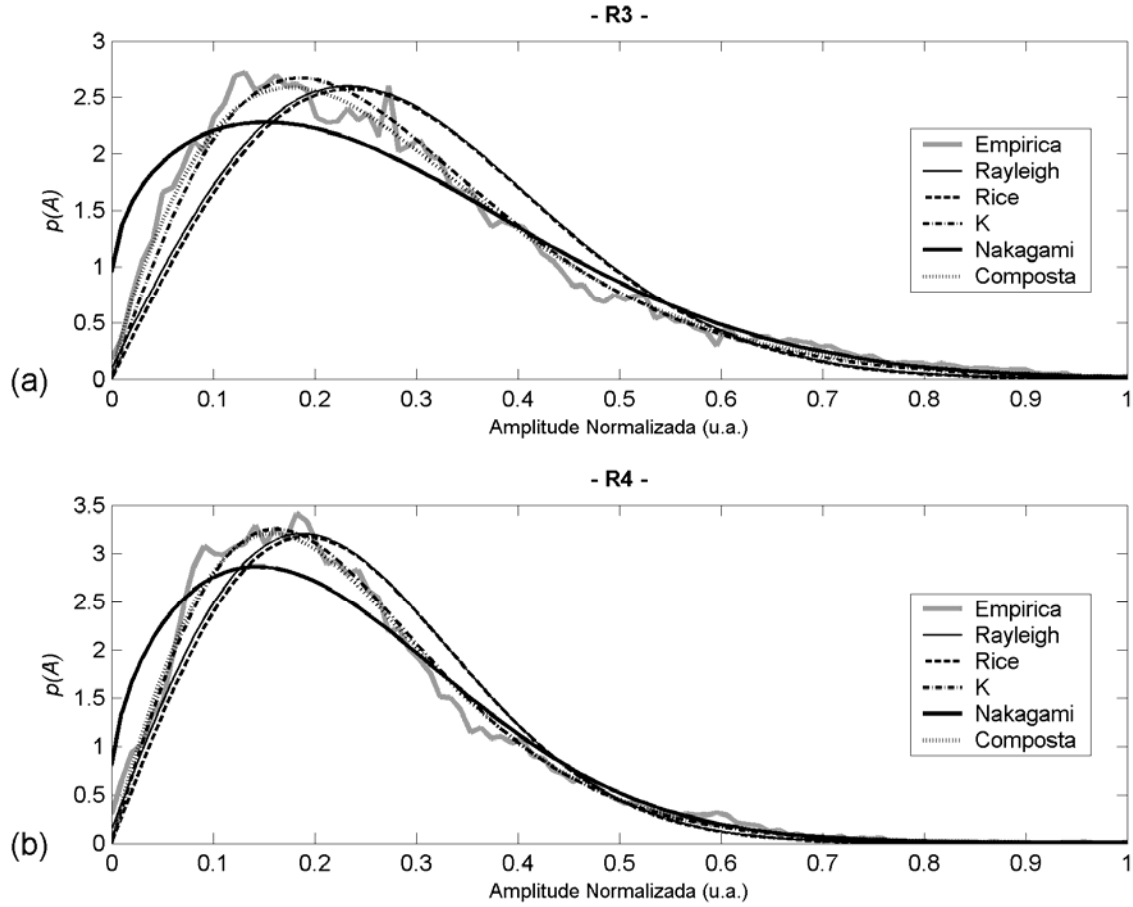


Figura 4.26 – Curvas PDF das distribuições analíticas correspondentes à análise do algoritmo nas regiões de interesse: (a) R3 e (b) R4.

Conforme mencionado, as distribuições Rayleigh e Rice são equivalentes nos regimes pré-Rayleigh e Rayleigh. Pela Tabela 4.2, pode-se notar que o parâmetro s da distribuição Rice é igual a zero ou próximo a este valor nas regiões analisadas, fazendo com que σ de Rice seja igual ou próximo de σ de Rayleigh. Os valores da SNR_e calculados para as regiões R1 e R2 (e o fundo da imagem) indicam que a estatística do envelope encontra-se no regime Rayleigh, o que pode ser comprovado pelos baixos valores χ^2 calculados com a curva analítica de Rayleigh para estas regiões, enquanto que os valores mais altos calculados do χ^2 nas regiões R3 e R4 indicam o afastamento da estatística de uma condição Rayleigh. Nestes últimos casos, os valores 1,62 e 1,52 da SNR_e encontrados, também indicam uma condição pré-Rayleigh. Percebe-se que os parâmetros das distribuições Nakagami e Composta convergem para seus valores teóricos esperados nas condições pré-Rayleigh e Rayleigh. Entretanto, somente a distribuição Composta apresenta boa

performance (baixo valor χ^2) na modelagem do envelope dos sinais refletidos por todas as regiões da imagem (R1-R4 e região de fundo). É interessante também observar que, em algumas regiões sob as condições de Rayleigh, o parâmetro M da distribuição K assume valores negativos e que, desta forma, culminará no não levantamento da curva PDF K (e assim, não haverá valor χ^2 calculado pela comparação entre a curva PDF K com a curva empírica).

- **MÉTODO MANUAL**

As Figuras 4.27.a e 4.27.b ilustram as regiões de interesse selecionadas pelo operador e que serão analisadas pelo algoritmo desenvolvido. Essas imagens em modo-B se referem exatamente àquelas mostradas nas Figuras 4.17.b (ver p.96) e 4.18.b (ver p.97), respectivamente. O local onde foram realizadas as seleções não tem nenhuma justificativa específica, apenas procurou-se fazer o “recorte” da área desejada de outra maneira que não fosse circular, para que o leitor tenha a certeza de que a forma da ROI realmente não interfere na análise e validação dos resultados já obtidos até aqui.

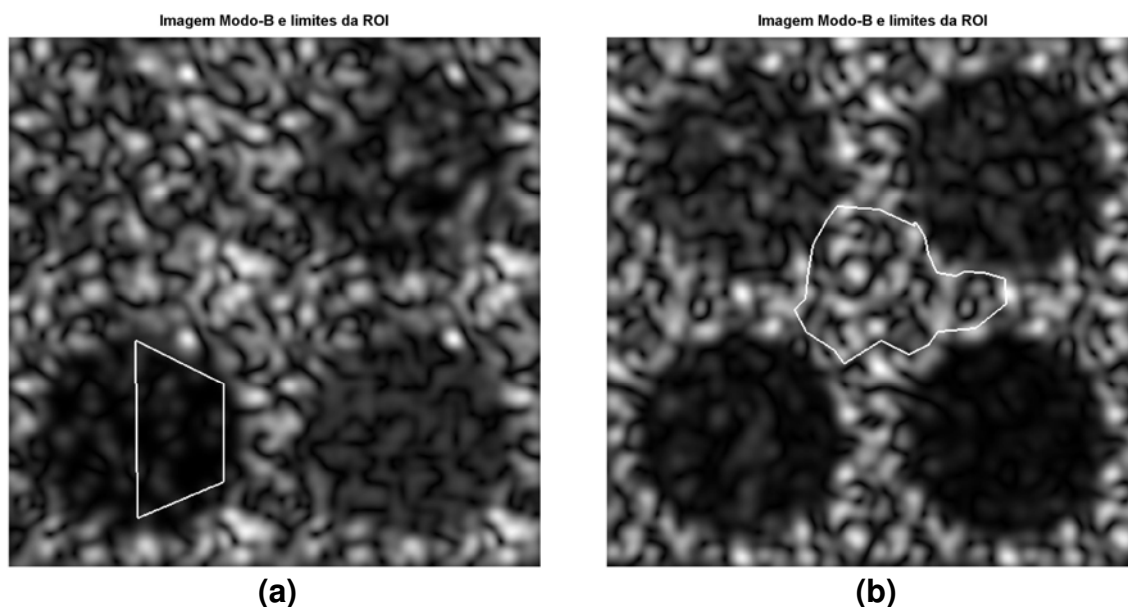


Figura 4.27 – As linhas destacadas em (a) e (b) correspondem, respectivamente, aos limites das ROI's definidas pelo usuário nas imagens em modo-B mostradas nas Figuras 4.17.b e 4.18.b. (a) Região de interesse com forma trapezoidal; (b) Região de interesse com forma irregular.

Entretanto, serão vistos no capítulo seguinte alguns cuidados necessários que se deve ter na escolha de uma região de interesse como, por exemplo, no tamanho da região selecionada para análise.

As curvas PDF mostradas nas Figuras 4.28.a e 4.28.b correspondem às análises das regiões selecionadas nas Figuras 4.27.a e 4.27.b, respectivamente. Os resultados dos testes Qui-Quadrado realizados para a comparação entre as curvas analíticas e a empírica são mostrados nas legendas de ambos os gráficos.

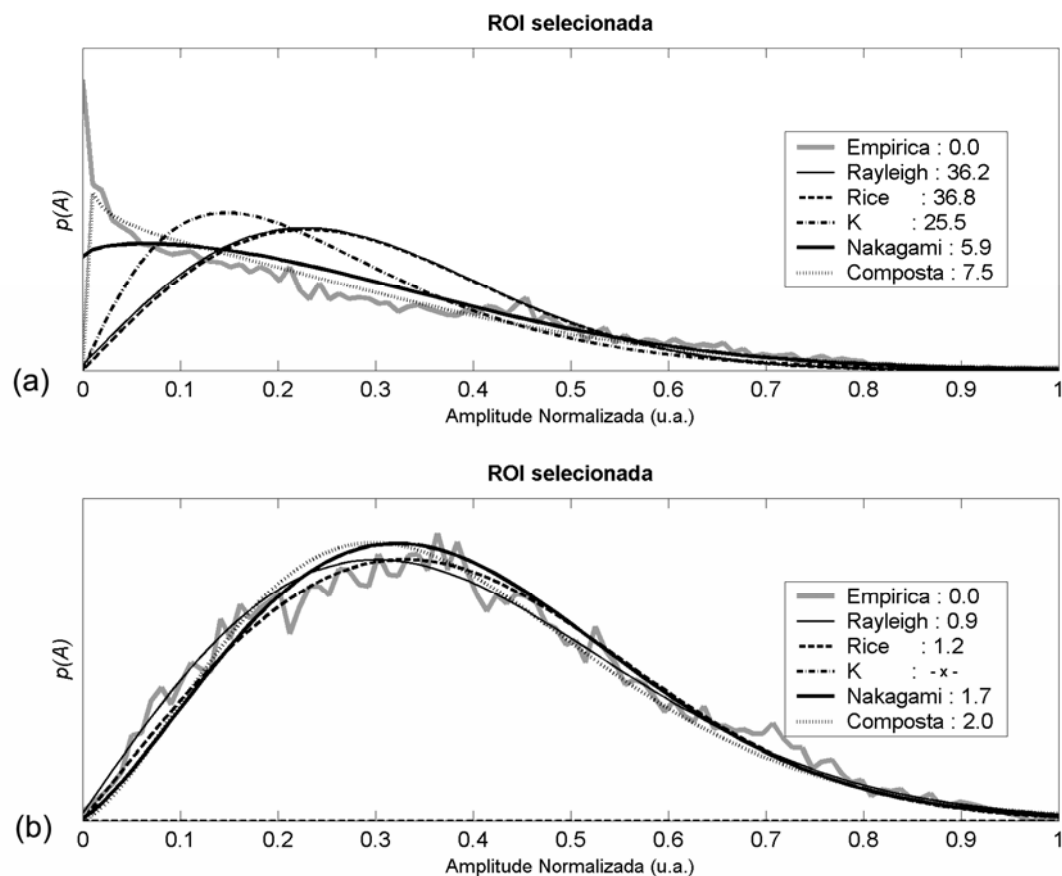


Figura 4.28 – Curvas PDF das distribuições analíticas correspondentes à análise do algoritmo nas regiões de interesse selecionadas pelo usuário mostradas nas Figuras (a) 4.27.a (ROI com forma trapezoidal) e (b) 4.27.b (ROI com forma irregular).

A região de interesse indicada na Figura 4.27.a, obtida manualmente pelo usuário, corresponde a um “recorte” que possui um formato de um trapézio da mesma região R3 da imagem mostrada na Figura 4.19. Nesta região, há 2 espalhadores aleatoriamente distribuídos por célula de resolução com SNR_a igual a 20 dB. De acordo com os resultados

já apresentados, esta região caracteriza-se como uma região pré-Rayleigh, o que pode ser confirmado pelas curvas da Figura 4.28.a. Neste caso, as curvas analíticas Nakagami e Composta se ajustam à curva empírica de forma razoável, dados pelos valores razoavelmente baixos dos χ^2 calculados. Na análise da região de interesse com forma irregular (Figura 4.27.b), correspondente a um “recorte” irregular da mesma região de fundo da imagem mostrada na Figura 4.23, verifica-se que a estatística do envelope do sinal retroespalhado se encontra no regime Rayleigh, o que é confirmado tanto pelas curvas indicadas na Figura 4.28.b quanto pelos baixos valores χ^2 calculados na comparação entre as curvas analíticas e a empírica. Neste caso, diferentemente da análise pelo método automático, a curva da distribuição K não pôde ser calculada (distribuição instável em condições de Rayleigh). Os resultados quantitativos das análises de ambas regiões de interesse selecionadas pelo operador são mostrados na Tabela 4.3. Para efeito de comparação, são também mostradas as colunas dos resultados quantitativos já obtidos nas Tabelas 4.1 e 4.2, correspondentes às análises das regiões R3 (Fig. 4.19) e de fundo (Fig. 4.23) nas respectivas imagens, quando utilizado o método automático na seleção das ROI's.

Tabela 4.3 – Resultados quantitativos das distribuições analíticas na análise das imagens em modo-B ilustradas nas Figuras 4.27.a e 4.27.b, em comparação com os resultados apresentados nas Tabelas 4.1 (coluna da região R3) e 4.2 (coluna da região de fundo da imagem).

		REGIÕES DE INTERESSE			
		ROI trapezoidal	R3 (Tabela 4.1)	ROI irregular	Fundo (Tabela 4.2)
		coluna 1A	coluna 1B	coluna 2A	coluna 2B
Espalhadores Difusos por cél. de res. (N)		2	2	50	50
Esp. igualmente espaçados (Δx)		0	0	0	0
SNR_a [dB]		20	20	20	20
SNR_e		1,23	1,28	1,98	1,86
Dist. Rayleigh	σ	0,23	0,14	0,30	0,28
	χ^2	36,2	26,3	0,9	0,7
Dist. Rice	σ	0,23	0,14	0,24	0,26
	s	0	0	0,26	0,15
	χ^2	36,8	28,3	1,16	1,1
Dist. K	M	2,19	1,46	-14,20	5,42
	χ^2	25,5	14,6	- x -	2,1
Dist. Nakagami	m	0,52	0,42	1,16	1,02
	χ^2	5,9	2,90	1,7	0,9
Dist. Composta	SF_e	2,59	2,42	1,05	1,18
	χ^2	7,5	7,3	2,0	1,3

Na Tabela 4.3 pode ser observado que o valor da SNR_e da primeira ROI obtida (formato trapezoidal, coluna 1A) é igual a 1,23, o que indica uma condição pré-Rayleigh, enquanto que o valor calculado na segunda ROI selecionada manualmente (formato irregular, coluna 2A) é bem próximo do valor teórico de Rayleigh (1,91), indicando que esta região apresenta as características necessárias que satisfazem as condições de Rayleigh. Os parâmetros das distribuições Nakagami e Composta, com valores bem distantes daqueles esperados nas condições de Rayleigh, também são capazes de informar que as propriedades de espalhamento da região R3 da imagem sintética mostrada na Figura 4.19 (nesta figura estão marcadas as regiões de interesse relativas à Figura 4.17.b) não satisfazem as premissas necessárias para a aplicação do CLT e, conseqüentemente, a estatística do envelope nesta região estará sob o regime pré-Rayleigh. Apesar do baixo valor do parâmetro M calculado pela distribuição K se encontrar na região de linearidade da curva mostrada na Figura 4.6.d (o que também a tornaria útil na classificação desta região), o valor χ^2 calculado é alto, indicando que a curva PDF K não se aproxima da curva PDF empírica. Por outro lado, desde que a ROI selecionada manualmente na segunda imagem sintética (Figura 4.27.b) esteja completamente corrompida por *speckle*, os parâmetros das distribuições analíticas têm seus valores calculados bem próximos dos teóricos nas condições de Rayleigh. Nesta situação, a distribuição K não apresenta um comportamento estável e seu parâmetro tanto pode quanto não pode ser calculado. Neste caso, o valor de M é negativo, o que implica no não levantamento da curva analítica da distribuição.

Portanto, o leitor pode assim verificar que a forma da ROI realmente não interfere substancialmente nos resultados obtidos, visto que o resultado encontrado com o método automático é bastante similar ao encontrado com o método manual (com exceção da distribuição K, devido ao seu comportamento instável nas condições de Rayleigh).

4.3.1.2 Varredura

A análise estatística da imagem em modo-B por varredura resulta em uma nova imagem referente ao parâmetro de uma distribuição específica. De acordo com os resultados já apresentados, foi visto que a distribuição Composta tem a capacidade de melhor representar o envelope do sinal de RF retroespalhado. Como a distribuição

Nakagami muitas vezes também se mostra eficaz na modelagem dos dados empíricos, esta também foi incluída neste estudo. Portanto, além de três imagens referentes aos parâmetros m_c , M_c e SF_c da distribuição Composta, foi feita também uma imagem do parâmetro m da distribuição Nakagami, conforme explicado no item 3.4.1.2. As Figuras 4.29.a e 4.29.b mostram, respectivamente, as mesmas imagens em modo-B sintéticas ilustradas nas Figuras 4.17.b e 4.18.b às quais foi aplicado o algoritmo de varredura. Vale a pena lembrar que a imagem mostrada na Figura 4.29.a é referente a uma estrutura composta por quatro regiões circulares, cada uma com diferentes características de espalhamento, conforme esquema ilustrado na Figura 3.7.a, enquanto que a imagem da Figura 4.29.b possui regiões constituídas por espalhadores com propriedades especificadas na Figura 3.7.b.

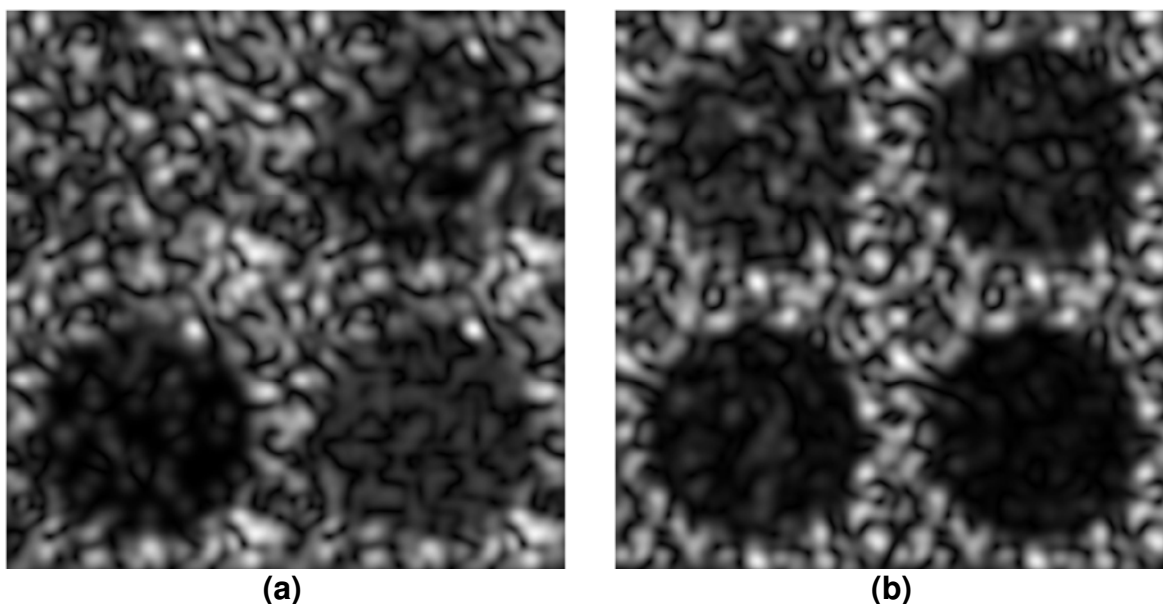


Figura 4.29 – Imagens em modo-B utilizadas na criação das imagens de parâmetros das distribuições analíticas Nakagami e Composta. As características de espalhamento de cada uma destas imagens (a) e (b) estão definidas nas Figuras 3.7.a e 3.7.b, respectivamente.

A Figura 4.30 mostra as imagens do parâmetro m da distribuição Nakagami para cada uma das imagens mostradas na Figura 4.29. Para compreender o significado destas e outras imagens de parâmetros, o leitor deve ter em mente quais os valores que estes podem assumir para cada uma das regiões analisadas. E, além disso, para todas as imagens de parâmetros obtidas, é preciso saber que a ferramenta computacional utilizada no estudo (MATLAB) atribui um ponto branco na imagem ao maior valor do parâmetro encontrado e

um ponto preto ao menor valor calculado. Em outras palavras, a análise das imagens deve ser feita separadamente, uma vez que um ponto preto em uma imagem não necessariamente corresponde ao mesmo valor numérico que o ponto preto de outra imagem. A barra de escala de cinza apresentada ao lado das imagens ajuda no entendimento dessa explicação. Esta barra indica a faixa dos valores numéricos calculados de determinado parâmetro em sua respectiva imagem.

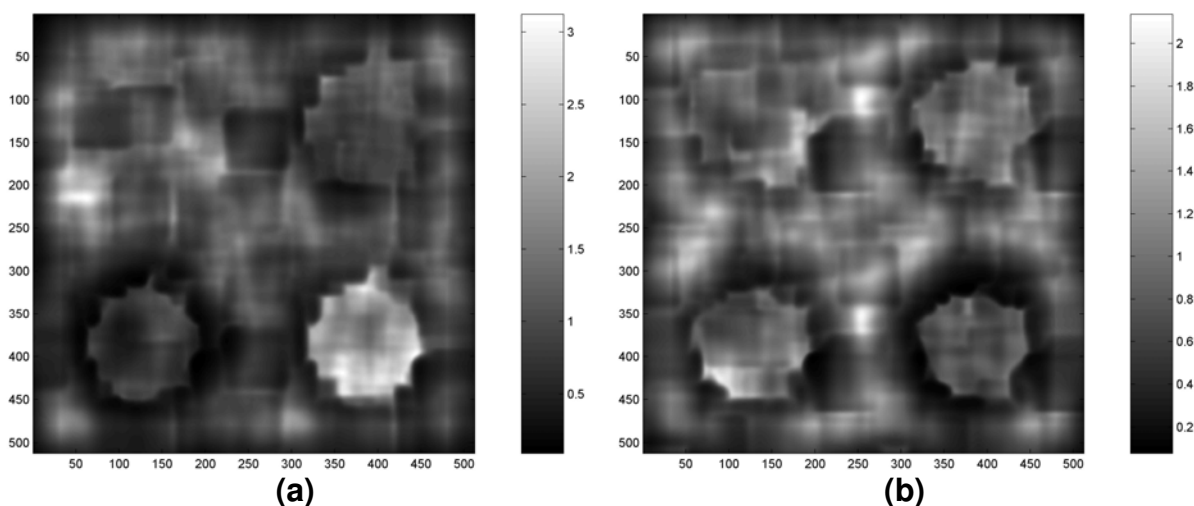


Figura 4.30 – Imagens do parâmetro m da distribuição Nakagami.

A imagem da Figura 4.29.a possui regiões cujas estatísticas se encontram nos seguintes regimes: Rayleigh (R1), limite entre os regimes pré-Rayleigh e Rayleigh (R2), regime pré-Rayleigh (R3) e pós-Rayleigh (R4), de acordo com resultados apresentados no tópico anterior. Sabe-se que o parâmetro m converge para a unidade nas condições de Rayleigh, enquanto que fica abaixo deste valor no regime pré-Rayleigh e maior do que 1 nas condições pós-Rayleigh. Portanto, como se pode observar na Figura 4.30.a, com a imagem do parâmetro m torna-se possível realizar a distinção entre as regiões R3 e R4 com um grande grau de certeza, uma vez a região R4 se encontrar muito mais clara do que a região R3. Isto ocorre porque, de acordo com os resultados mostrados na Tabela 4.1, o parâmetro m vai de um valor igual a 0,4 (região R3, pré-Rayleigh) até o valor 2 (região R4, pós-Rayleigh), aproximadamente. Por outro lado, tanto a região de fundo quanto as regiões R1 e R2 apresentam valores próximos à unidade, o que pela imagem do parâmetro é mostrado como tons de cinza que se encontram entre aqueles das regiões R3 e R4. É

interessante também observar a consequência do efeito de borda existente quando a janela móvel abrange regiões não homogêneas. Este efeito é percebido tanto nas extremidades da imagem quanto nas bordas das regiões R3 e R4, principalmente. Como o parâmetro m se torna mais próximo de zero quanto maior for o grau de não homogeneidade do meio analisado, mais escura a imagem ficará nestes casos, o que pode ser observado nas bordas da imagem da Figura 4.30.a. Esta mesma análise também se estende à imagem mostrada na Figura 4.30.b. A estatística do envelope do sinal retroespalhado pelas regiões R1 e R2 satisfaz as condições de Rayleigh, enquanto que nas regiões R3 e R4 a estatística do envelope do sinal retroespalhado se encontra no limite entre os regimes pré-Rayleigh e Rayleigh. Portanto, espera-se obter uma imagem de parâmetro muito mais homogênea e com predominância de pontos mais claros, pois grande parte dos valores m calculados se encontra em torno de um valor máximo (no caso, a unidade). Devido à borda da região R4 se apresentar mais escura do que as demais, pode-se prever que esta região é a que mais se afasta das condições de Rayleigh (isto pode também ser verificado nas curvas PDF mostradas na Figura 4.26.b).

A Figura 4.31 mostra o resultado obtido quando são utilizados os parâmetros m_c , M_c e SF_c da distribuição Composta na análise estatística por varredura das imagens em modo-B sintéticas.

As Figuras 4.31.a e 4.31.b mostram as imagens do parâmetro m_c . A análise destas imagens deve ser feita exatamente como a realizada com as imagens do parâmetro m da distribuição Nakagami, uma vez estes parâmetros possuem o mesmo significado. A diferença de textura observada entre as imagens dos parâmetros m (Figura 4.30) e m_c ocorre devido às formas analíticas de se calcular estes parâmetros serem distintas (Capítulo 2). Entretanto, pode-se perceber um efeito de borda bem mais definido, principalmente nas extremidades, nas duas imagens do parâmetro m_c . Como na primeira imagem do parâmetro m , com o parâmetro m_c (Figura 4.31.a) também é possível separar as regiões R3 (pré-Rayleigh) e R4 (pós-Rayleigh) das demais com bastante exatidão, enquanto que na segunda imagem (Figura 4.31.b) a região R4 aparece um pouco mais escura do que as demais, indicando, neste caso, que a estatística do envelope tende a uma condição pré-Rayleigh.

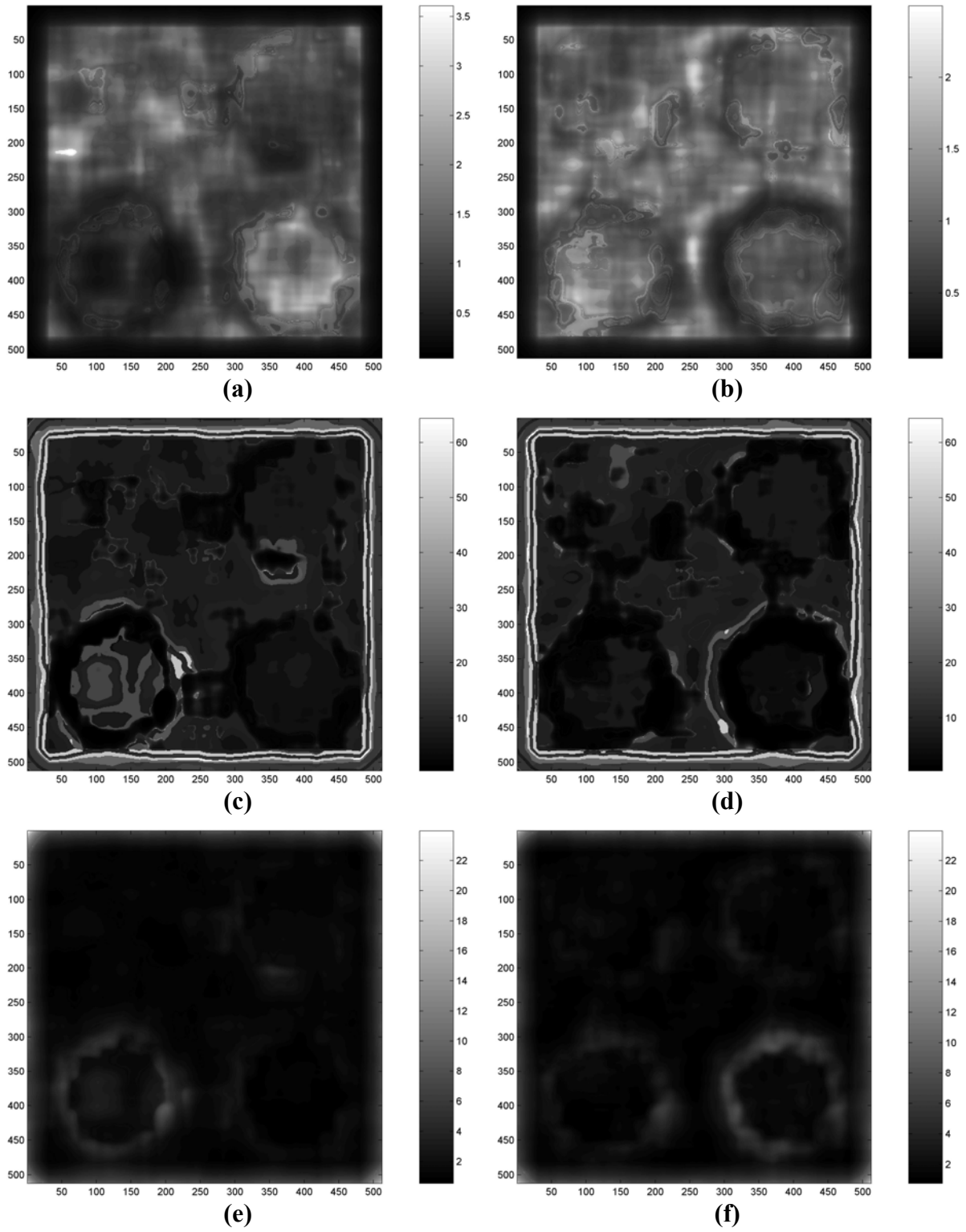


Figura 4.31 – Imagens dos parâmetros da distribuição Composta. (a)-(b): m_c ; (c)-(d): M_c ; (e)-(f): SF_c .

Nas Figuras 4.31.c e 4.31.d são mostradas as imagens do parâmetro M_c onde se vêem regiões escuras e claras sem relação imediata e direta com a estrutura. Ao contrário do parâmetro M da distribuição K (ver Figura 4.6.d), o parâmetro M_c da distribuição Composta não possui um comportamento linear quando a estatística do envelope do sinal de RF parte de um regime pré-Rayleigh até o regime Rayleigh. Foi observado que, nas condições de Rayleigh, o valor do parâmetro M_c converge para 8, aproximadamente. Porém, em condições pré-Rayleigh este valor apresenta uma enorme variação. Alguns testes mostraram que este parâmetro atinge tanto valores iguais a 1 quanto 50, aproximadamente, no regime pré-Rayleigh. Dessa forma, acredita-se que o método numérico utilizado na computação do parâmetro possui uma grande interdependência com o parâmetro m_c , e, assim, não se torna muito útil quando analisado separadamente.

As Figuras 4.31.e e 4.31.f mostram o resultado das imagens do parâmetro *Speckle Factor* obtidas. Da mesma forma como o parâmetro m da distribuição Nakagami (e m_c da distribuição Composta), o SF_c também converge para o valor 1 quando a estatística do envelope do sinal de RF tende ao regime Rayleigh. Porém, contrariamente a m , o valor do *Speckle Factor* será maior do que a unidade em condições pré-Rayleigh e menor do que 1 em condições pós-Rayleigh. Sendo assim, regiões mais claras na imagem do parâmetro corresponderão a um regime pré-Rayleigh, enquanto que as regiões mais escuras a um regime pós-Rayleigh. Além disso, é preciso saber que o valor mínimo de SF_c quando a estatística se comporta segundo uma distribuição Rice varia em torno de 0,6 (Figura 4.7.f), ou seja, muito próximo à unidade. Por outro lado, em condições pré-Rayleigh, este valor pode ser muito maior do que 1. Portanto, conhecida a estatística do envelope do fundo da imagem como Rayleigh ($SF_c \approx 1$), isto significará que a região que apresentar um enorme efeito de borda poderá ser caracterizada com estatística que segue uma distribuição pré-Rayleigh, visto que maior será a disparidade entre os valores de SF_c . Na imagem da Figura 4.31.e tem-se que a região R3 se encontra um pouco mais clara do que as demais e, além disso, possui um maior efeito de borda, caracterizando-a assim como pré-Rayleigh, enquanto que as demais regiões se encontram mais escuras e com bordas não muito bem definidas. Apesar de ser praticamente imperceptível ao olho humano, a região R4 encontra-se ligeiramente mais escura do que as demais, o que a caracterizaria como uma região cujo envelope obtido se comporta segundo um regime pós-Rayleigh. Pela Figura 4.31.f pode-se

perceber nitidamente que a região R4 possui um grande efeito de borda. Porém, como esta não é nem mais clara nem mais escura do que as demais (cujas estatísticas se encontram no regime Rayleigh), pode-se inferir que as características desta região ainda assim satisfazem as condições do CLT, porém com algumas propriedades que começam a não satisfazer tais requisitos (limite entre os regimes pré-Rayleigh e Rayleigh).

O tamanho da janela móvel é muito importante, uma vez que esta é que determina a resolução espacial da imagem do parâmetro resultante e o grau de exatidão da estimativa. Quanto maior for a janela, maior será a exatidão dos valores calculados e, conseqüentemente, da imagem obtida. Por outro lado, menor será a resolução espacial desta mesma imagem. Portanto, é aconselhável que as dimensões da janela móvel sejam, pelo menos, um pouco maiores do que o tamanho da célula de resolução do pulso ultra-sônico utilizado para que se tenha uma imagem com um grau de confiança aceitável. A Figura 4.32 mostra seis imagens (três para cada imagem sintética) em que se variou o tamanho da janela móvel na obtenção das imagens do parâmetro m_c . Pode ser observado que, na medida em que o tamanho das janelas móveis diminui, melhor é a resolução da imagem, porém, maior também é o erro na estimativa dos valores. A imagem mostra-se menos homogênea, o que dificulta a classificação e caracterização das respectivas regiões existentes. Vale a pena lembrar que, nestes testes apresentados, o tamanho da célula de resolução do pulso gaussiano utilizado é de 36 pontos nas direções axial e lateral.

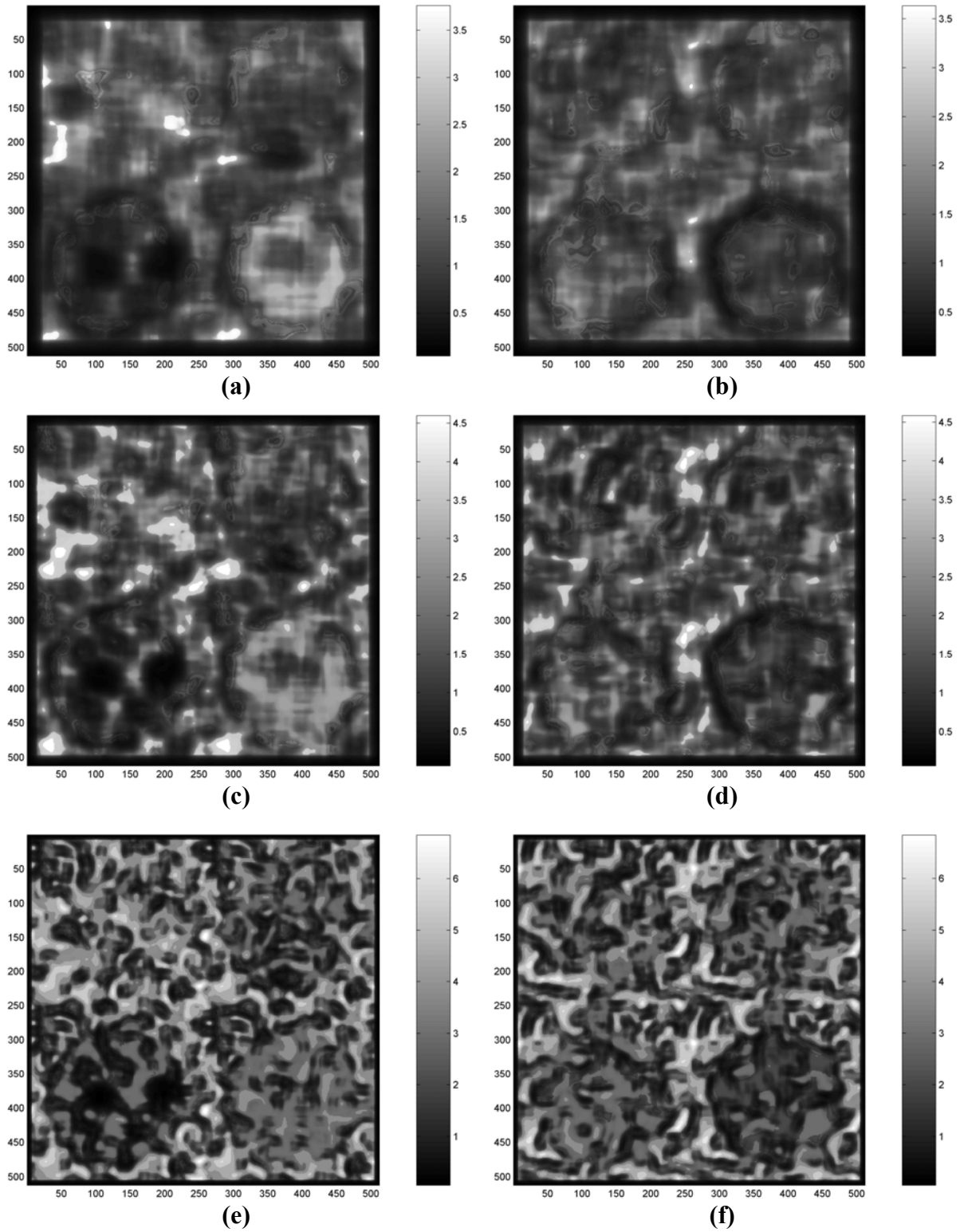


Figura 4.32 – Imagens do parâmetro m_c da distribuição Composta para janelas móveis de diferentes dimensões. (a)-(b): 48 x 48; (c)-(d): 32 x 32; (e)-(f): 16 x 16 pontos.

4.3.2 Imagens reais

Uma análise similar à descrita no tópico anterior foi realizada com a utilização de uma imagem real para verificar a habilidade das distribuições estatísticas em classificar determinadas regiões de um tecido biológico. A análise estatística da imagem real foi realizada apenas com a seleção de regiões de interesse (métodos automático e manual).

4.3.2.1 Seleção da ROI

- MÉTODO AUTOMÁTICO

A imagem mostrada na Figura 4.33 tem cinco regiões de interesse, as quais foram pré-selecionadas para serem inspecionadas pelo algoritmo desenvolvido. As regiões R3 e R4 possuem a mesma área e, aparentemente, o mesmo padrão de brilho e textura. Entretanto, esta última apresenta um ponto de brilho mais acentuado, o que altera a estatística do envelope resultante da região.

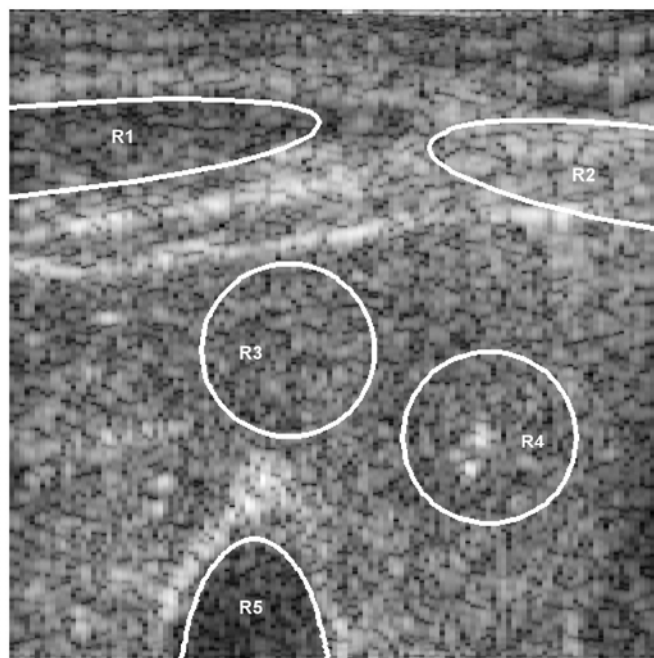


Figura 4.33 – Imagem em modo-B real (com compressão logarítmica) contendo cinco regiões de interesse.

Os resultados quantitativos da análise das cinco áreas investigadas são mostrados na Tabela 4.4. Como pode ser visto na linha que contém os valores da SNR_e , calculada nessas regiões, a região R4 apresenta o menor valor, provavelmente por causa do ponto de brilho mais forte nela existente. Quanto mais homogêneo for o meio, mais alto é o valor da relação sinal-ruído do envelope. Além disso, o χ^2 da região R4 calculado para todas as distribuições apresenta o maior valor, indicando que a forte variação de amplitude existente nesta região não pode ser aproximada por nenhum dos modelos analíticos descritos neste trabalho. Descartando esta região, os parâmetros M , m e SF_c , calculados pelas distribuições K, Nakagami e Composta, respectivamente, apresentam resultados equivalentes no que diz respeito à sua capacidade de distinguir regiões em termos de densidade, ou seja, possuem o mesmo comportamento quando a densidade no meio é aumentada. Dessa forma, podem-se reordenar as regiões de interesse (com exceção da R4) como R1, R5, R2 e R3, em relação à densidade, de um meio menos denso para um mais denso. Os parâmetros σ das distribuições Rayleigh e Rice indicam a mesma tendência, porém com valores iguais para as regiões R2 e R5 ($\sigma = 0,15$), enquanto que os valores nulos encontrados para s (Distribuição Rice) possivelmente indicam uma estrutura contendo apenas espalhadores aleatoriamente distribuídos em todas as regiões investigadas.

Tabela 4.4 – Resultados quantitativos das distribuições analíticas na análise das ROI's pré-selecionadas na imagem em modo-B real ilustrada na Figura 4.33.

		REGIÕES DE INTERESSE (ROI)				
		R1	R2	R3	R4	R5
Área (nº de pontos)		12.820	10.900	13.914	13.914	7.830
SNR_e		1,40	1,67	1,69	0,87	1,46
Dist. Rayleigh	σ	0,12	0,15	0,25	0,08	0,15
	χ^2	13,4	4,1	4,2	120,1	13,1
Dist. Rice	σ	0,12	0,15	0,25	0,08	0,15
	s	0	0	0	0	0
	χ^2	16,4	5,2	4,5	136,6	14,8
Dist. K	M	0,83	2,57	5,25	0,10	1,28
	χ^2	12,0	4,2	2,7	63,1	6,6
Dist. Nakagami	m	0,29	0,56	0,72	0,05	0,39
	χ^2	337,1	24,7	5,7	1681,1	85,6
Dist. Composta	SF_c	2,43	1,56	1,41	5,38	2,07
	χ^2	4,3	3,2	2,6	41,8	5,5

Pode ser observado também que, para todas as cinco regiões estudadas, a distribuição Nakagami apresenta a pior performance, com valor de χ^2 mais elevado. Isto pode significar que, embora o modelo seja adequado para representar o envelope do sinal de RF em condições onde a estrutura é homogênea, esta distribuição se mostra sensível a fortes variações de amplitude, principalmente se esta variação for devida apenas a flutuações locais, conforme ilustrado na Figura 4.33 (região R4).

As curvas mostradas na Figura 4.34 correspondem à forma com que os dados originais (envelope do sinal de RF) estão distribuídos nas cinco regiões. Os gráficos (a)-(d) da Figura 4.34 são referentes às curvas de distribuição das regiões R1, R5, R2 e R3, respectivamente, enquanto que a Figura 4.34.e mostra as curvas PDF da região R4, nas quais nenhuma das distribuições analíticas estudadas foi capaz de representar a curva empírica de forma aceitável. O leitor pode perceber que o envelope da imagem de RF, distribuído respectivamente nas regiões R1, R5, R2 e R3, caracteriza a passagem tênue e progressiva de uma condição pré-Rayleigh até seu limite para a condição Rayleigh se estabelecer. Verifica-se ainda que a curva Composta é a que melhor se ajusta à curva empírica em todas estas situações. Isto ratifica o fato de que a distribuição Composta seja a mais versátil e, conseqüentemente, útil para caracterizar e separar diversos tipos de tecidos biológicos.

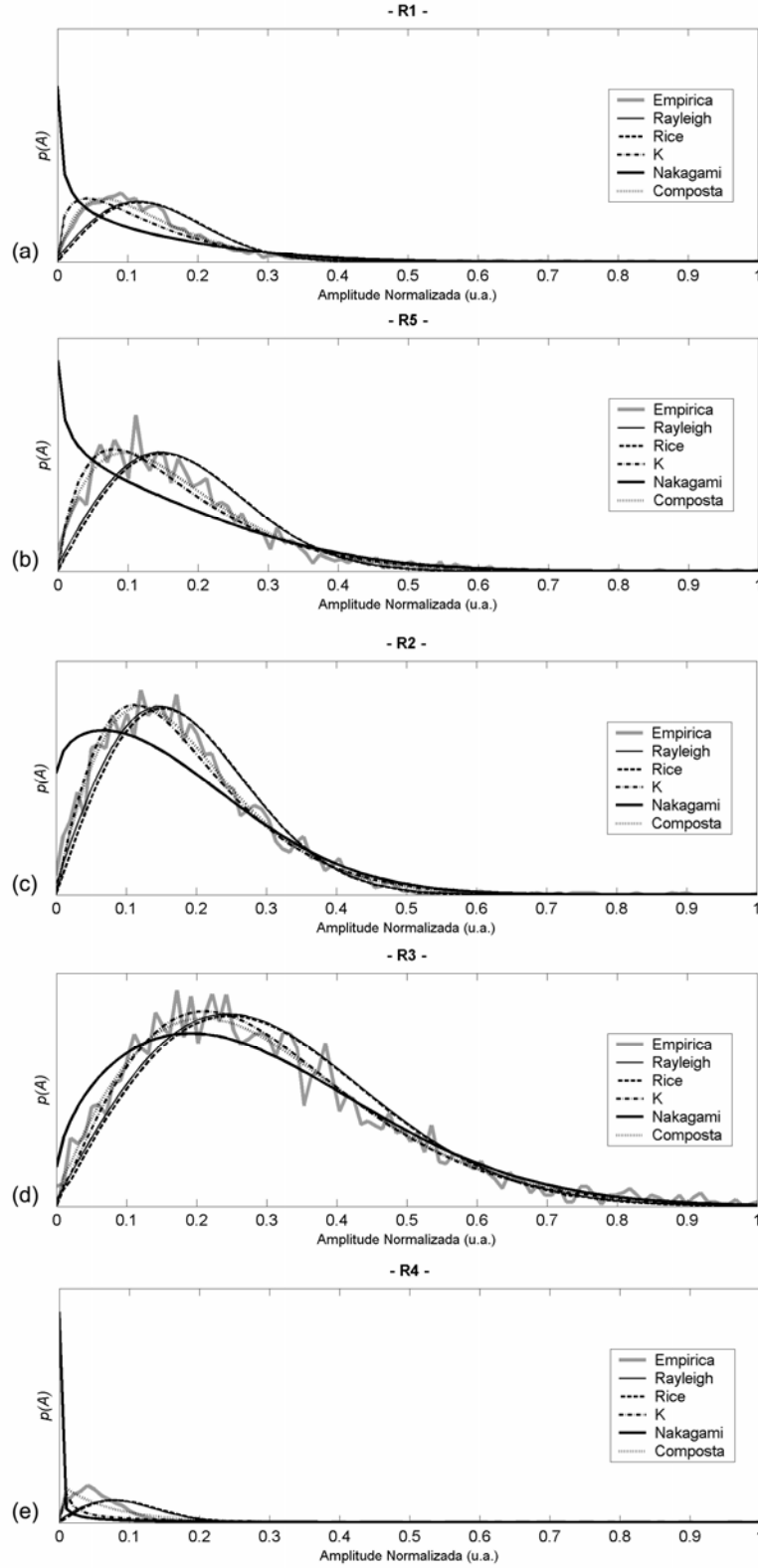


Figura 4.34 – Curvas PDF das distribuições analíticas correspondentes à análise do algoritmo nas regiões de interesse: (a) R1; (b) R2; (c) R3; (d) R4; (e) R5.

- **MÉTODO MANUAL**

A Figura 4.35 mostra a seleção de uma determinada região realizada pelo usuário, e que aparentemente tem a mesma textura da região R3 mostrada na Figura 4.33.

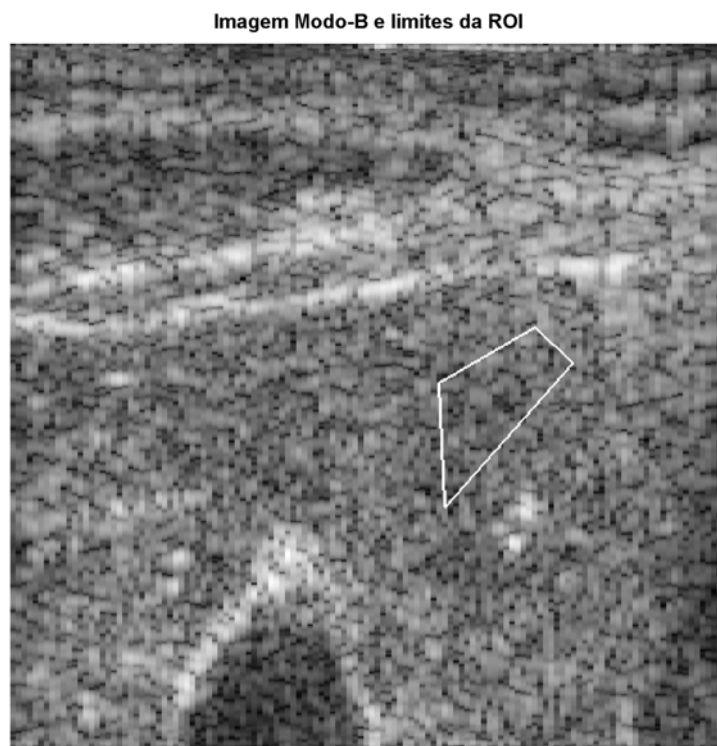


Figura 4.35 – A região delimitada pelas linhas corresponde aos limites da ROI definida pelo usuário na imagem em modo-B real utilizada.

A Tabela 4.5 mostra os resultados quantitativos obtidos para esta região, juntamente com os resultados da região R3 obtidos pelo método automático (para efeito de comparação). Novamente percebe-se que a distribuição Nakagami apresenta uma performance um pouco abaixo das demais distribuições, devido ao maior valor χ^2 calculado, enquanto que a distribuição Composta apresenta o menor valor, indicando ser o melhor modelo para representar os sinais retroespalhados por essa região. Como esta ROI selecionada possivelmente possui as mesmas características de espalhamento da região R3, espera-se que todos os parâmetros calculados pelas distribuições sejam similares nestas duas regiões, o que se pode perceber pela comparação entre os valores obtidos apresentados na tabela.

Tabela 4.5 – Resultados quantitativos das distribuições analíticas na análise da ROI na imagem em modo-B real ilustrada na Figura 4.35 em comparação aos resultados apresentados na Tabela 4.4 (coluna da região R3).

		ROI Seleccionada (método manual)	Região R3 – Tabela 4.4 (método automático)
Área (nº de pontos)		5.770	13.914
SNR _e		1,74	1,69
Dist. Rayleigh	σ	0,22	0,25
	χ^2	5,4	4,2
Dist. Rice	σ	0,22	0,25
	s	0	0
	χ^2	5,7	4,5
Dist. K	M	6,18	5,25
	χ^2	4,9	2,7
Dist. Nakagami	m	0,76	0,72
	χ^2	7,1	5,7
Dist. Composta	SF_c	1,32	1,41
	χ^2	4,7	2,6

Esta mesma análise pode ser verificada por meio da comparação entre as curvas das Figuras 4.34.d e 4.36, mostrada adiante, onde em ambos os casos as distribuições são capazes de se ajustar à curva empírica com diferentes graus de exatidão, possivelmente indicando que a estatística do envelope do sinal retroespalhado pela região selecionada manualmente se encontra no limite entre as condições pré-Rayleigh e Rayleigh.

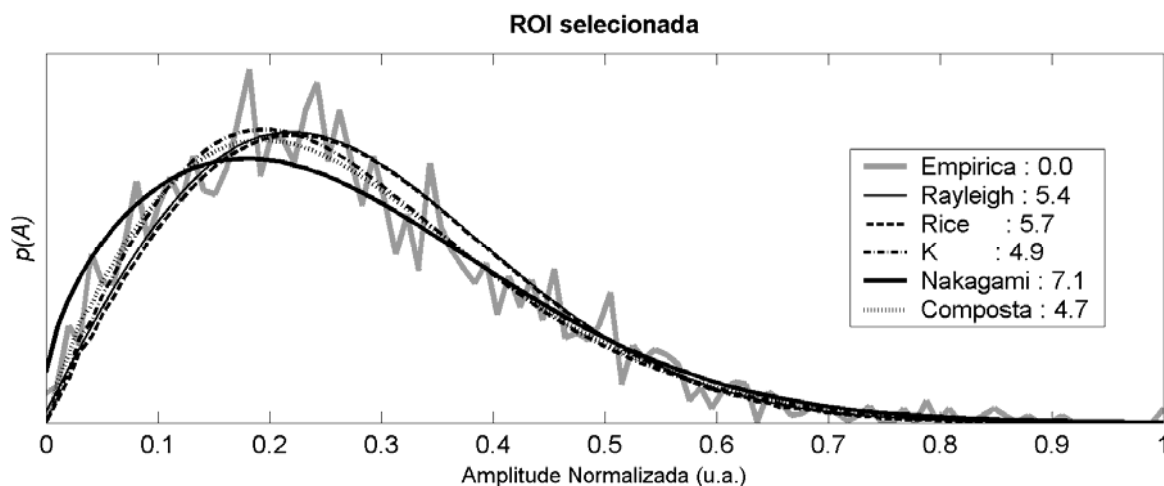


Figura 4.36 – Curvas PDF das distribuições analíticas correspondentes à análise do algoritmo na região de interesse selecionada pelo usuário. Os valores mostrados na legenda indicam o valor χ^2 calculado para cada distribuição estatística utilizada.

4.4 Espalhadores Equivalentes

De acordo com o conceito dos espalhadores equivalentes, se a região do espectro dos espalhadores delimitada pelo espectro do pulso for mantida intacta e replicada ao longo do domínio da frequência, uma nova estrutura completamente diferente da original será obtida, mas constituída por uma densidade muito menor de espalhadores, regularmente espaçados e com grande variação de amplitude. O que chama a atenção, neste caso, é que esta nova estrutura gerará o mesmo sinal de RF retroespalhado pelos espalhadores originais, ou seja, gerará a mesma imagem que a original (com pequenos erros nas bordas). Em outras palavras, desde que as únicas componentes espectrais da estrutura que efetivamente contribuem para o sinal de RF sejam aquelas referentes à faixa de passagem do pulso, existirão infinitas estruturas capazes de resultar no mesmo sinal retroespalhado se as componentes espectrais dentro da faixa de passagem deste pulso se mantiverem inalteradas, segundo o modelo de simulação adotado, baseado na convolução.

A Figura 4.37.a ilustra uma estrutura unidimensional com dimensão de 30 mm, composta por 21 espalhadores aleatoriamente distribuídos por célula de resolução, aproximadamente, e SNR_a igual a 20,6 dB, conforme indicado na legenda. A Figura 4.37.b ilustra o espectro destes espalhadores que, como pode ser observado, tem componentes em toda faixa de frequência. Sobreposto a este espectro encontra-se o espectro do pulso ultra-sônico utilizado, cujos limites da banda de passagem são indicados pela região tracejada do gráfico. Foi utilizado um pulso ultra-sônico unidimensional com frequência central igual a 1 MHz, largura de banda relativa de 60% e frequência de amostragem igual a 16 MHz.

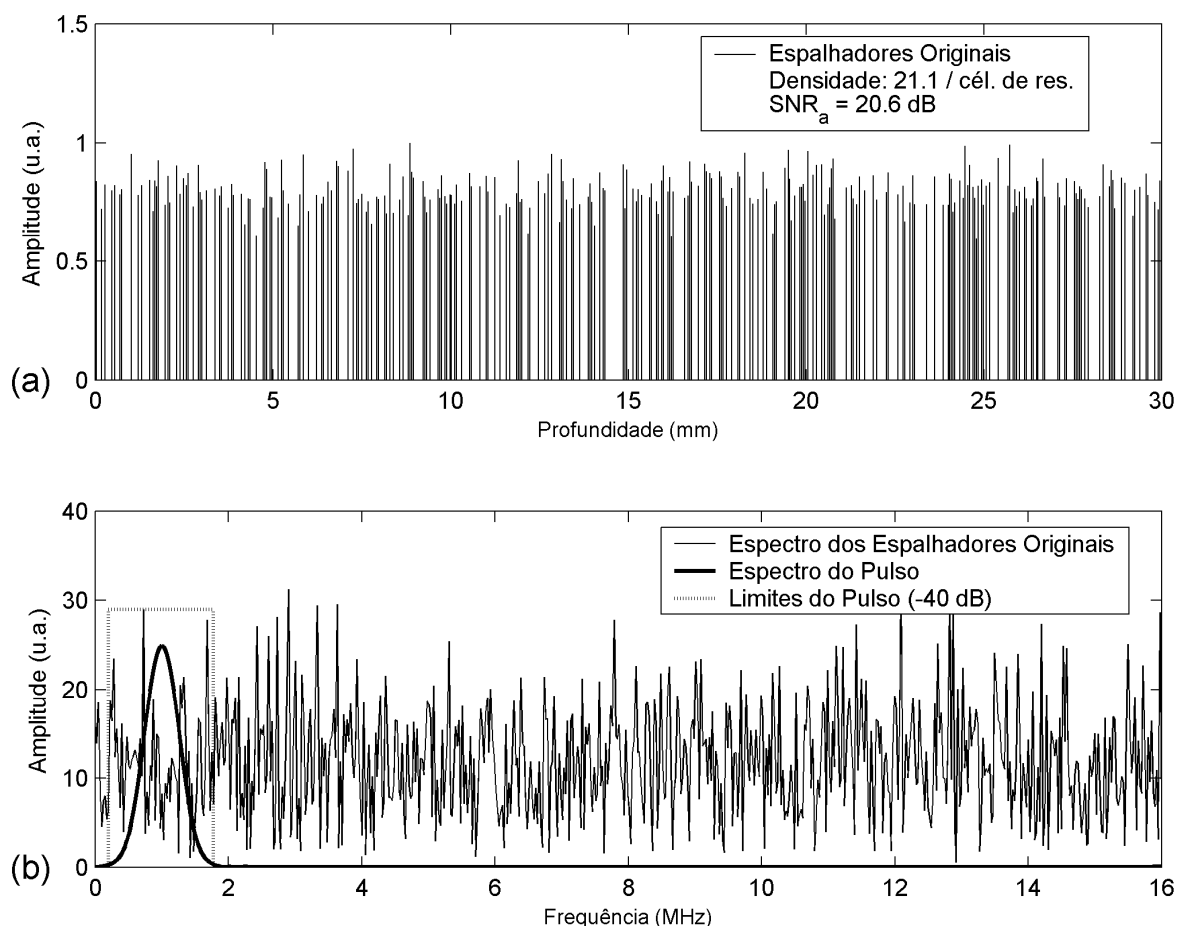


Figura 4.37 – (a) Conjunto de espalhadores pontuais com distribuição aleatória, alta densidade e pouca variação de amplitude; (b) Espectro de frequência destes espalhadores destacando-se também os limites correspondentes ao espectro do pulso ultra-sônico.

A Figura 4.38 ilustra três conjuntos distintos de espalhadores equivalentes, obtidos a partir do espectro dos espalhadores originais e do pulso, mostrados na Figura 4.37.b. Pode-se perceber que as estruturas possuem praticamente a mesma relação sinal-ruído em amplitude e diferentes densidades. Nota-se também que a estrutura ilustrada na Figura 4.38.b possui aproximadamente o mesmo número de espalhadores distribuídos na célula de resolução que a estrutura original, mas diferente SNR_a.

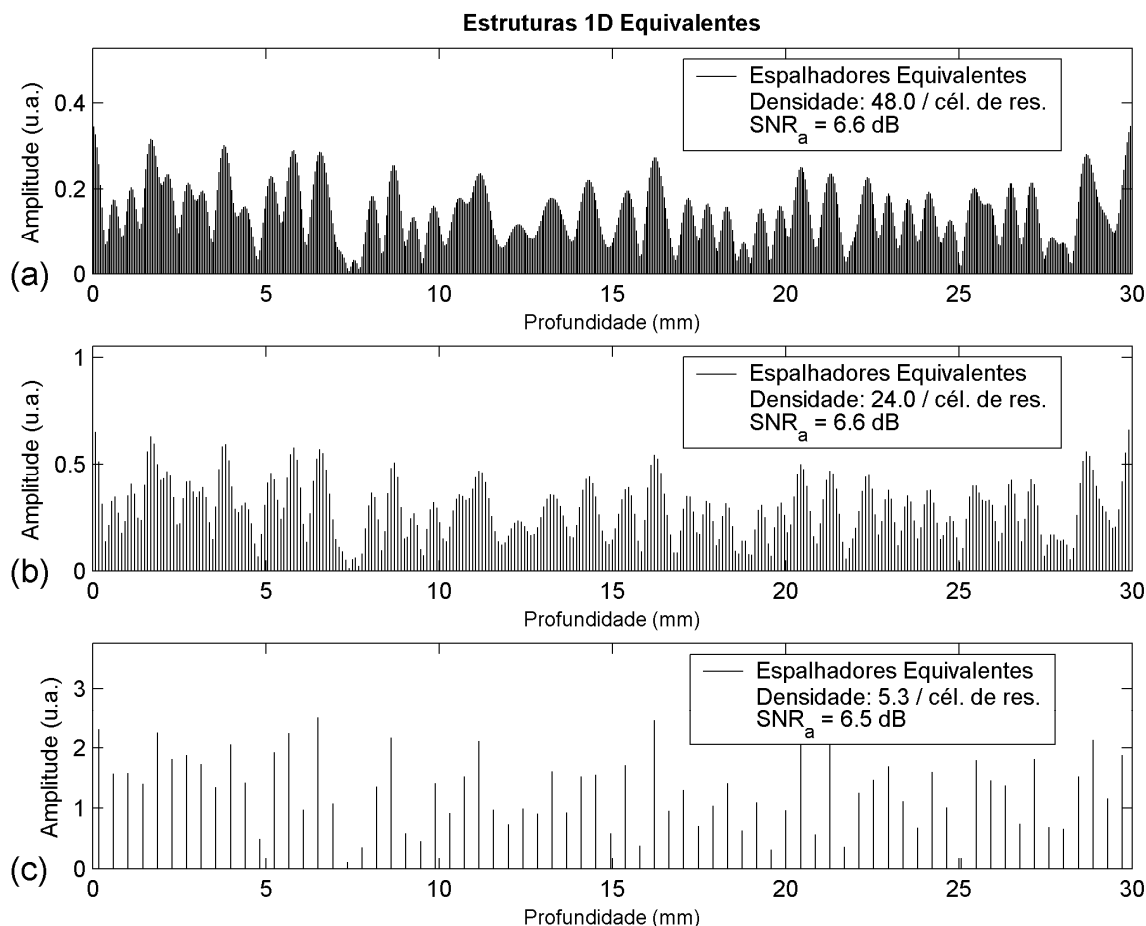


Figura 4.38 – Três diferentes conjuntos de espalhadores equivalentes, obtidos a partir espectro dos espalhadores originais e do pulso gaussiano. Os *phantoms* unidimensionais são todos constituídos por espalhadores regularmente espaçados e: (a) densidade 100% e SNR_a igual a 6,6 dB; (b) densidade 50% e SNR_a igual a 6,6 dB; (c) densidade 11% e SNR_a igual a 6,5 dB.

A Figura 4.39 mostra o espectro dos espalhadores que dão origem às estruturas ilustradas na figura anterior. Na Figura 4.39.a, a região do espectro dos espalhadores externa aos limites da banda de passagem do pulso ultra-sônico foi eliminada. Ou seja, como não houve nenhuma réplica da região espectral de interesse, os espalhadores resultantes, mostrados na Figura 4.38.a, representam uma função contínua, com SNR_a igual a 6,6 dB e densidade igual a 100% (o que para o presente caso corresponde a 48 espalhadores por célula de resolução). Já na Figura 4.39.b, a região de interesse foi replicada apenas uma vez, resultando no conjunto de espalhadores ilustrados na Figura 4.38.b. Além de igualmente espaçados, a SNR_a destes espalhadores também foi igual 6,6 dB, enquanto que sua densidade final foi de 50% (24 espalhadores por célula de resolução),

isto é, praticamente a mesma densidade da estrutura original. Por fim, na Figura 4.39.c, a região espectral foi amostrada várias vezes, mas de forma que não houvesse sobreposição entre as réplicas espectrais. Neste caso, os espalhadores da estrutura resultante, mostrada na Figura 4.38.c, possuem aproximadamente a mesma SNR_a das partículas que compõem as outras estruturas equivalentes, mas uma densidade muito mais baixa (quase dez vezes menos do que a estrutura ilustrada na Figura 4.38.a).

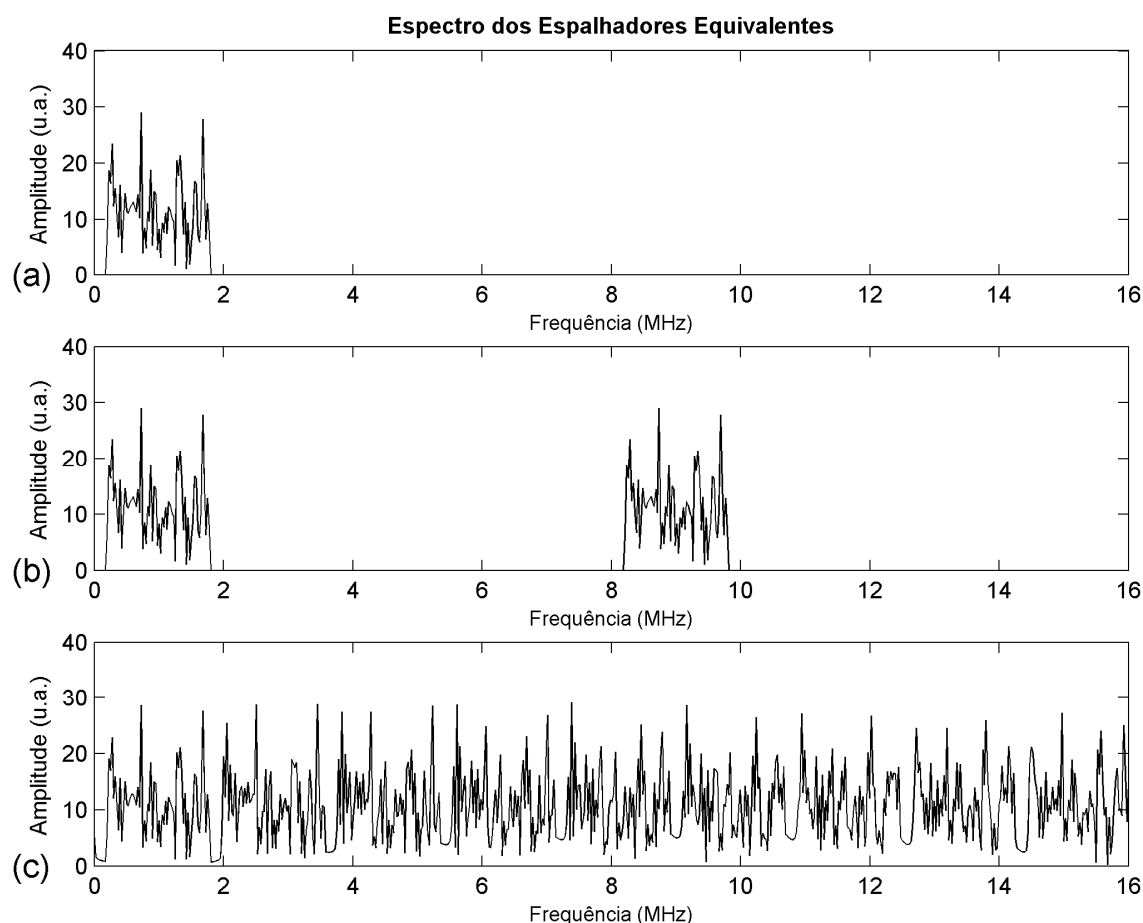


Figura 4.39 – Espectro dos espalhadores que dão origem às estruturas ilustradas na Figura 4.38, onde a região espectral de interesse: (a) não foi replicada nenhuma vez; (b) foi replicada apenas uma vez; (c) foi replicada inúmeras vezes, de forma que não houvesse sobreposição entre as réplicas.

A Figura 4.40.a ilustra os sinais de RF retroespalhados e seus envelopes resultantes tanto da estrutura composta pelos espalhadores originais quanto pelas outras três estruturas equivalentes. O leitor pode observar que, apesar das quatro estruturas constituídas pelos espalhadores serem diferentes entre si, ainda assim são capazes de resultar nos mesmos

sinais de RF, que se encontram sobrepostos na ilustração mostrada. Na Figura 4.40.b são ilustrados os erros dos sinais de RF equivalentes em relação ao original, onde se torna apenas possível perceber erros nas extremidades destes sinais, devido à característica intrínseca da operação de convolução de acarretar erros de borda durante seu processamento.

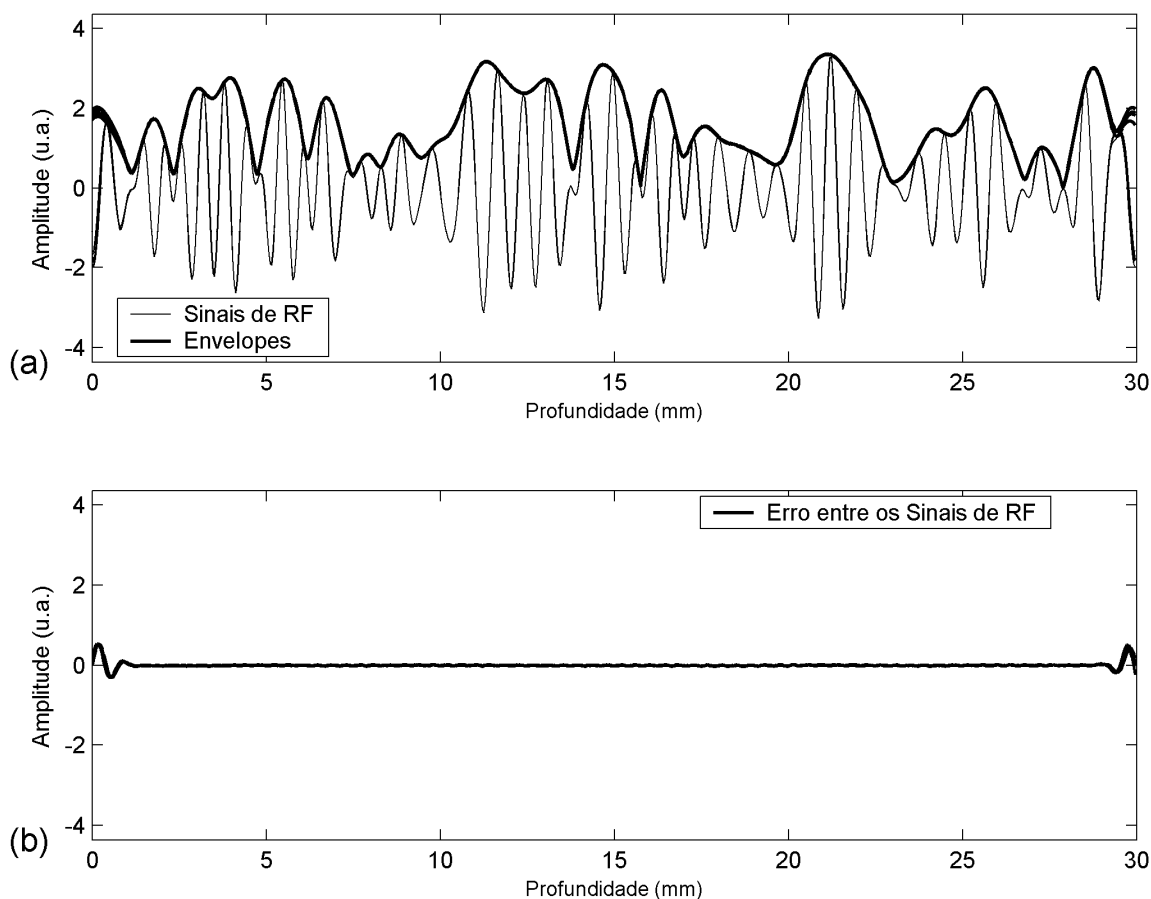


Figura 4.40 – (a) Superposição dos sinais de RF e seus respectivos envelopes obtidos com os espalhadores originais e equivalentes; (b) Diferença entre os sinais de RF equivalentes e original.

É importante notar que, embora os métodos utilizados na caracterização de tecidos por ultra-som levem em consideração, dentre outras características, as variações de densidade no meio investigado, para distinguir e classificar determinadas regiões de um tecido biológico, com a utilização dos espalhadores equivalentes torna-se possível demonstrar que duas estruturas completamente diferentes, tanto em termos de densidade quanto em relação à distribuição espacial e de amplitude dos espalhadores, são capazes de dar origem exatamente ao mesmo sinal retroespalhado e, conseqüentemente, às mesmas

medidas estatísticas que venham a ser realizadas. Isto pode ser verificado na Figura 4.41.b, que ilustra as PDF's analíticas do modelo Composto, obtidas a partir do envelope do sinal de RF retroespalhado tanto pelos espalhadores que representam a estrutura original quanto por aqueles que representam as três estruturas equivalentes. A Figura 4.41.a mostra a comparação entre a PDF empírica com a PDF Composta utilizando o envelope do sinal de RF retroespalhado pelos espalhadores originais. Como a simulação foi feita no caso unidimensional, há poucas amostras do envelope 'A' (neste caso, apenas 640). Percebe-se, portanto, que a curva empírica encontra-se bastante ruidosa.

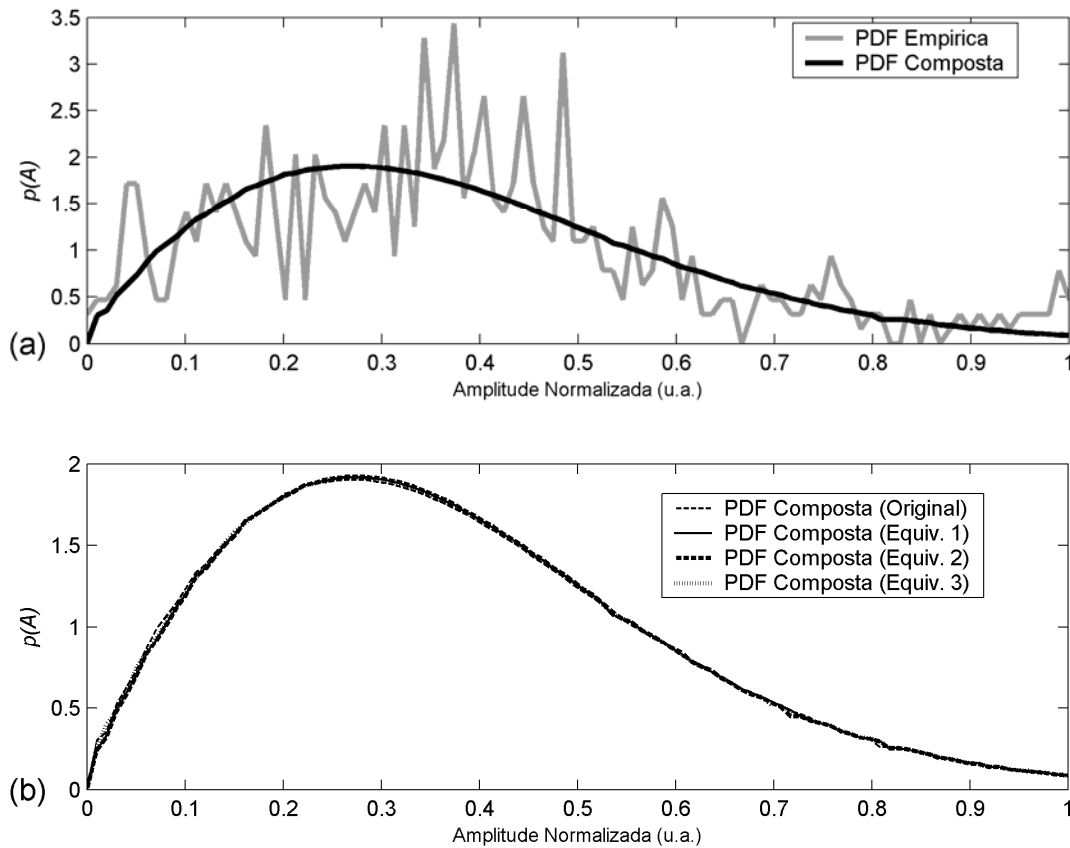


Figura 4.41 – Curvas PDF da distribuição analítica Composta correspondentes à análise: (a) apenas da estrutura composta pelos espalhadores originais e (b) tanto da estrutura original quanto das equivalentes.

Pelas curvas mostradas na Figura 4.41.b é possível notar que todas as PDF's da distribuição Composta obtidas são praticamente idênticas (sobreposição das curvas). A Tabela 4.6 mostra os resultados quantitativos do parâmetro *Speckle Factor* da distribuição Composta obtidos com a utilização dos espalhadores originais e equivalentes. Portanto,

pode-se comprovar que, apesar das estruturas serem completamente distintas em termos de densidade, amplitude e regularidade na distribuição dos espalhadores, a mesma estatística é obtida.

Tabela 4.6 – Resultados quantitativos do parâmetro SF_c obtidos na análise estatística das estruturas originais e equivalentes.

	Estrutura Original	Estrutura Equivalente 1	Estrutura Equivalente 2	Estrutura Equivalente 3
<i>Speckle Factor</i>	1,274	1,290	1,290	1,294

Capítulo 5

Conclusão

O principal objetivo da caracterização de tecidos por ultra-som é o de desenvolver técnicas que provejam auxílio ao diagnóstico médico na determinação da presença e subsequente classificação de lesões utilizando as propriedades de espalhamento acústico da região que está sendo investigada. Neste trabalho foram analisadas e comparadas diferentes distribuições estatísticas usadas para modelar o envelope do sinal retroespalhado pelas estruturas (sintéticas e reais), usando seus parâmetros analíticos para obter maiores informações a respeito, por exemplo, da densidade de espalhadores de uma dada região da estrutura analisada.

A natureza aleatória das propriedades acústicas dos tecidos faz com que a estatística seja útil na análise dos sinais de RF retroespalhados por estes tecidos. A distribuição analítica Rayleigh, muito adotada na caracterização de sinais e de imagens de ultra-som, mostrou-se ineficaz na modelagem de regiões que contenham poucos espalhadores (10 ou menos) por célula de resolução ou que possuam grande variação de amplitude. Nestes casos a estatística se comporta de acordo com uma distribuição pré-Rayleigh, e a relação sinal-ruído do envelope se encontra abaixo do valor teórico na condição de Rayleigh, igual a 1,91. Por outro lado, uma SNR_e maior do que 1,91 indica uma estatística pós-Rayleigh, onde há espalhadores regularmente espaçados a uma dada distância entre si.

Os resultados demonstraram que ambas as distribuições Nakagami e Composta apresentaram bom desempenho da representação do envelope. Apesar disso, a distribuição Composta ainda mostra uma maior versatilidade na modelagem de envelopes de sinais ultra-sônicos para diferentes condições de espalhamento (variações de densidade, amplitude e/ou regularidade dos espalhadores) onde as demais não se aplicam. Sua capacidade de ajuste às PDF's empíricas foi melhor do que as das demais em praticamente todas as situações, tanto para condições pré-Rayleigh quanto pós-Rayleigh (neste caso um desempenho um pouco abaixo da distribuição Rice), o que pôde ser percebido por inspeção visual das curvas e pelos baixos valores χ^2 . Isto sugere que os parâmetros deste modelo (m_c , M_c e SF_c) são candidatos promissores na separação e classificação de diferentes regiões de um dado tecido podendo, portanto, ser utilizados na caracterização de tecidos por ultra-som.

Apesar dos bons resultados obtidos com a distribuição Composta, há de se ter um cuidado especial na escolha da região a ser analisada, realizando uma seleção criteriosa. Os resultados apresentados neste trabalho correspondem às inspeções de áreas homogêneas. Entretanto, foi mostrado que, se a janela ou região de interesse ultrapassa os limites de uma determinada estrutura, englobando regiões com grande diferença de brilho (região R4, Figura 4.33), a PDF empírica resultante tem um comportamento que dificilmente pode ser modelado com sucesso por qualquer uma das outras distribuições analíticas estudadas (Figura 4.34.e), razão pela qual é essencial a utilização de um parâmetro que meça a semelhança entre as curvas empírica e analítica, como o teste Qui-Quadrado, adotado neste trabalho. A determinação do número de amostras, ou seja, da dimensão da ROI, para o cálculo dos parâmetros de interesse também se mostrou importante, uma vez que há uma relação de compromisso entre a exatidão do parâmetro e a resolução espacial conseguida. O caso ideal de maximizar a resolução espacial (diminuição da ROI) de forma que pudessem ser analisados os conteúdos de pequenas regiões implicou uma perda de exatidão no cálculo dos parâmetros e, conseqüentemente, a impossibilidade de realizar a classificação e separação das regiões da estrutura analisada (Figura 4.32).

Com o conceito de espalhadores equivalentes, tornou-se possível mostrar que, mesmo substituindo um conjunto com espalhadores com distribuição aleatória e amplitudes relativamente uniformes (Figura 4.37.a) por outros três com características de espalhamento

completamente diferentes (Figura 4.38), os sinais de RF e seus respectivos envelopes não foram apenas equivalentes, mas praticamente idênticos, a não ser por pequenos desvios que ocorreram nas bordas dos sinais (Figura 4.40.b). Apesar da PDF Composta ter se mostrado eficaz na distinção entre as regiões da Figura 4.19, por exemplo, em termos de densidade de espalhadores, pelos envelopes mostrados Figura 4.40.a isso não se verificou, uma vez que os valores dos parâmetros da distribuição foram aproximadamente os mesmos. Neste caso, qualquer que fosse a distribuição adotada para a representação da PDF do envelope do sinal, também não seria possível realizar tal distinção e estimação da densidade de espalhadores presentes na estrutura.

Contudo, a utilização dos modelos estatísticos (principalmente o Composto) continua válida. Porém, os resultados sugerem que, quando duas ou mais diferentes regiões estiverem sendo comparadas em termos estatísticos, mais precisamente por meio de distribuições estatísticas (PDF's), o parâmetro estatístico adotado (SF_c ou outro qualquer) não será propriamente uma medida de densidade populacional de espalhadores apenas, mas um parâmetro que relaciona tanto a densidade quanto a uniformidade destes espalhadores em termos de variação de amplitude (SNR_a) e que, portanto, não devem ser interpretados separadamente.

5.1 Sugestões para trabalhos futuros

Os resultados apresentados neste trabalho são animadores e incentivam a continuidade do estudo. Principalmente no que concerne à ultra-sonografia para diagnóstico médico, a implementação prática de métodos de segmentação automática de regiões possivelmente patológicas a partir dos parâmetros das distribuições estatísticas aparece como uma forte possibilidade para desenvolvimento futuro. Em curto prazo, haveria necessidade de se realizar um estudo mais detalhado por meio de *phantoms* de tecidos reais e/ou de imagens médicas obtidas de pacientes (que consideraremos como “padrão ouro” porque deverão ser acompanhadas de diagnóstico médico e exame anátomo-histopatológico definitivos) cujas características de espalhamento fossem previamente conhecidas. Seguindo essa mesma linha de pesquisa, o desenvolvimento de métodos que

utilizem os parâmetros dos modelos analíticos na diferenciação entre tumores malignos e benignos também se mostra interessante.

Os parâmetros das distribuições analíticas que provêem informações sobre a organização dos espalhadores que compõem as estruturas (sintéticas e real) utilizadas neste trabalho, ou seja, que estimam as características de espalhamento por meio do envelope do sinal de RF retroespalhado por essas estruturas, não trazem uma completa informação sobre o meio que está sendo investigado. Portanto, em adição às informações que estes parâmetros contêm, uma análise estatística da fase do sinal de RF poderia ser utilizada como complemento para uma caracterização mais completa a respeito do sinal ou imagem ultra-sônicos analisados.

Uma alternativa futura também seria a análise da forma da PDF como uma “assinatura” do tecido investigado. Em outras palavras, poderia ser estudada a possibilidade de se associar um conjunto de PDF's (em termos de sua forma) a determinadas lesões ou tipos de tecidos de um específico órgão ou região do corpo, como por exemplo, a mama.

Referências Bibliográficas

BRONZINO, J.; ENDERLE, J., **Introduction to Biomedical Engineering**, Academic Press, 2000.

BLACKNELL, D., Comparison of parameter estimators for K-distribution. **IEEE Proceedings, Radar Sonar Navigation**, v. 1, p. 45-52, 1994.

BURCKHARDT, C. B., Speckle in Ultrasound B-Mode Scans. **IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics**, v. SU-25, n. 1, p. 1-6, 1978.

CHRISTENSEN, D. A. C., **Ultrasonic Bioinstrumentation**. Nova York: Wiley, 1988.

COSTA, E. T., Equipamentos de Auxílio ao Diagnóstico por Ultra-Som. In: Ministério da Saúde, **Equipamentos Médico-Hospitalares e o Gerenciamento da Manutenção**. Campinas, 2002. Cap. 10. p. 363-398.

DANTAS, R. G., **Deteção e Redução de *Speckle* em Imagem Médica por Ultra-Som**. Campinas, 2004. 212p. Tese de Doutorado - Departamento de Engenharia Biomédica, Unicamp.

DANTAS, R. G.; COSTA, E. T.; LEEMAN, S., Ultrasound speckle and equivalent scatterers, **Ultrasonics**, v. 43, p. 405-420, 2005.

- DUMANE, V. A.; SHANKAR, P. M., Use of Frequency Diversity and Nakagami Statistics in Ultrasonic Tissue Characterization, **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control**, v. 48, n. 4, p. 1139-1146, 2001.
- DUMANE, V. A.; SHANKAR, P. M.; PICCOLI, C. W.; REID, J. M.; GENIS, V.; FORSBERG, F.; GOLDBERG, B. B., Classification of Ultrasonic B-Mode Images of the Breast Using Frequency Diversity and Nakagami Statistics, **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control**, v. 49, n. 5, p. 664-668, 2002.
- DUTT, V., **Statistical Analysis of Ultrasound Echo Envelope**, 1991. 173p. PhD. Thesis – Mayo Graduate School.
- DUTT, V; GREENLEAF, J. F., Ultrasound Echo Envelope Analysis Using a Homodyned K Distribution Signal Model, **Ultrasonic Imaging**, v. 16, p. 265-287, 1994.
- FELLINGHAM, L.; SOMMER, F. G., Ultrasonic Characterization of Tissue Structure in the *In Vivo* Human Liver and Spleen, **IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics**, v. SU-31, n. 4, p. 418-428, 1984.
- GARCIA, E. A. C., Bioacústica. In: **Biofísica**. São Paulo: Sarvier, 1998. Cap. 9. p.159-178.
- GEORGIU, G.; COHEN, F., Statistical Characterization of Diffuse Scattering in Ultrasound Images, **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control**, v. 45, n. 1, p. 57-64, 1998.
- GOODMAN, J. W., **Statistical Optics**, John Wiley & Sons, Inc., 1985.
- HAAGENSEN, C. D., **Breast carcinoma: risk and detection**, Philadelphia: Saunders, 1981. 542 p.
- HEALEY, A. J., **An analysis of coherent interference effects in medical ultrasound pulse-echo imaging**, Londres, 1997. 348p. PhD Thesis - King's College London.

- HUNT, J. W.; WORTHINGTON, A. E.; KERRY, A. T., The Subtleties of Ultrasound Images of an Ensemble of Cells: Simulation from Regular and more Random Distributions of Scatterers, **Ultrasound in Medicine and Biology**, v. 21, n. 3, p. 329-341, 1995.
- JAKEMAN, E.; PUSEY, P. N. A., Model for Non-Rayleigh Sea Echo, **IEEE Transactions on Antennas and Propagation**, v. AP-24, n. 6, p. 806-814, 1976.
- JENSEN, J. A.; NIKOLOV, S. I., Fast Simulation of Ultrasound Images, **Proc. IEEE Ultrasonics Symposium**, v. 2, p. 1721-1724, 2000.
- KOLAR, R.; JIRIK, R.; JAN, J., Estimator Comparison of the Nakagami-m Parameter and its Application in Echocardiography, **Radioengineering**, v. 13, n. 1, p. 8-12, 2004.
- KUC, R., Ultrasonic Tissue Characterization Using Kurtosis, **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control**, v. UFFC-33, n. 3, p. 273-279, 1986.
- LINZER, M.; NORTON, S. J., Ultrasonic Tissue Characterization, **Ann. Rev. Biophys. Bioeng.**, v. 11, p. 303-329, 1982.
- LJB DEVELOPMENT INC. <http://www.ljbdev.com> [Acessado em 15/07/2006].
- MERRIT, J., Tratado de Ultra-Sonografia Diagnóstica, **Física do Ultra-Som**, 3ª ed.: Elsevier, 2006. v. 1., Cap. 1, p. 3-34.
- MOLTHEN, R. C.; NARAYANAN, V. M.; SHANKAR, P. M.; REID, J. M.; GENIS, V.; VERGARA, L., Ultrasound Echo Evaluation by K-Distribution In: **IEEE Ultrasonics Symposium**, 1993. p. 957-960.

- MOLTHEN, R. C.; SHANKAR, P. M.; REID, J. M., Characterization of ultrasonic B-scans using non-rayleigh statistics, **Ultrasound in Medicine and Biology**, v. 21, n. 2, p. 161-170, 1995.
- MOLTHEN, R. C.; NARAYANAN, V. M.; SHANKAR, P. M.; REID, J. M.; GENIS, V.; FORSBERG, F.; HALPERN, E. J.; GOLDBERG, B. B., Using phase information in ultrasonic backscatter for in vivo liver analysis, **Ultrasound in Medicine and Biology**, v. 24, n. 1, p. 79-91, 1998-A.
- MOLTHEN, R. C.; SHANKAR, P. M.; REID, J. M.; FORSBERG, F.; HALPERN, E. J.; PICCOLI, C. W.; GOLDBERG, B. B., Comparison of the Rayleigh and K-Distribution Models Using *In Vivo* Breast and Liver Tissue, **Ultrasound in Medicine and Biology**, v. 24, n. 1, p. 93-100, 1998-B.
- NAKAGAMI, M., The m-distribution - A general formula of intensity distribution in rapid fading. In: W.C. HOFFMAN, **Statistical Methods on Radio Wave Propagation**. Nova York: Pergamon Press, 1960. p. 3-36.
- NARAYANAN, V. M.; SHANKAR, P. M.; REID, J. M., Non-Rayleigh Statistics of Ultrasonic Backscattered Signals, **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control**, v. 41, n. 6, p. 845-852, 1994.
- NARAYANAN, V. M.; MOLTHEN, R. C.; SHANKAR, P. M.; VERGARA, L.; REID, J. M., Studies on Ultrasonic Scattering from Quasi-Periodic Structures, **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control**, v. 44, n. 1, p. 114-124, 1997.
- NATIONAL CANCER INSTITUTE, E.U.A. <http://www.cancer.gov> [Acessado em 15/07/2006].
- PAPOULIS, A., **Probability, random variables, and stochastic processes**, Nova York: McGraw-Hill, 1991.

- PEREIRA, W. C. A.; MACIEL, C. D., Performance of Ultrasound Echo Decomposition Using Singular Spectrum Analysis, **Ultrasound in Medicine and Biology**, v. 27, n. 9, p. 1231-1238, 2001.
- RAJU, B. I.; SRINIVASAN, M. A., Statistics of envelope of high-frequency ultrasonic backscatter from human skin in vivo, **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control**, v. 49, n. 7, p. 871-881, 2002.
- RICE, S. O., Mathematical analysis of random noise, **Bell Systems Technical Journal**, v. 14, p. 282-332, 1944.
- RICE, S. O., Mathematical analysis of random noise, **Bell Systems Technical Journal**, v. 14, p. 46-158, 1945.
- SHANKAR, P. M.; REID, J. M.; ORTEGA, H.; PICCOLI, C. W.; GOLDBERG, B. B., Use of Non-Rayleigh Statistics for the Identification of Tumors in Ultrasonic B-Scans of the Breast, **IEEE Transactions on Medical Imaging**, v. 12, n. 4, p. 687-692, 1993.
- SHANKAR, P. M., A model for ultrasonic scattering from tissues based on the K distribution, **Physics in Medicine and Biology**, v. 40, p. 1633-1649, 1995.
- SHANKAR, P. M., A General Statistical Model for Ultrasonic Backscattering from Tissues, **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control**, v. 47, n. 3, p. 727-736, 2000.
- SHANKAR, P. M.; DUMANE, V. A.; REID, J. M.; GENIS, V.; FORSBERG, F.; PICCOLI, C. W.; GOLDBERG, B. B., Use of the K-Distribution for Classification of Breast Masses, **Ultrasound in Medicine and Biology**, v. 26, n. 9, p. 1503-1510, 2000.

- SHANKAR, P. M.; DUMANE, V. A.; REID, J. M.; GENIS, V.; FORSBERG, F.; PICCOLI, C. W.; GOLDBERG, B. B., Classification of Ultrasonic B-Mode Images of Breast Masses Using Nakagami Distribution, **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control**, v. 48, n. 2, p. 569-580, 2001.
- SHANKAR, P. M.; DUMANE, V. A.; PICCOLI, C. W.; REID, J. M.; FORSBERG, F.; GOLDBERG, B. B., Classification of Breast Masses in Ultrasonic B-Mode Images Using a Compounding Technique in the Nakagami Distribution Domain, **Ultrasound in Medicine and Biology**, v. 28, n. 10, p. 1295-1300, 2002.
- SHANKAR, P. M., A Compound Scattering pdf for the Ultrasonic Echo Envelope and Its Relationship to K and Nakagami Distributions, **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control**, v. 50, n. 3, p. 339-343, 2003.
- SHANKAR, P. M., The use of the compound probability density function in ultrasonic tissue characterization, **Phys. Med. Biol.**, v. 49, p. 1007-1015, 2004.
- SHANKAR, P. M.; PICCOLI, C. W.; REID, J. M.; FORSBERG, F.; GOLDBERG, B. B., Application of the compound probability density function for characterization of breast masses in ultrasound B scans, **Phys. Med. Biol.**, v. 50, p. 2241-2248, 2005.
- STRAVOS, A. T.; THICKMAN, D.; RAPP, C. L.; DENNIS, M. A.; PARKER, S. H.; SISNEY, G. A., Solid Breast Nodules: Use of Sonography to Distinguish between Benign and Malignant Lesions, **Radiology**, v. 196, p. 123-134, 1995.
- THIJSSSEN, J. M., Ultrasonic speckle formation, analysis and processing applied to tissue characterization, **Pattern Recognition Letters**, v. 24, p. 659-675, 2003.
- TUTHILL, T. A.; SPERRY, R. H.; PARKER, K. J., Deviations from Rayleigh statistics in ultrasonic speckle, **Ultrasonic Imaging**, v. 10, p. 81-89, 1988.

VARGHESE, T.; DONOHUE, K. D., Mean Scattering estimates with spectral correlation
Journal of Acoustical Society of America, v. 96, n. 6, p. 3504-3515, 1994.

VAUTARD, R.; GHIL, M., Singular-spectrum analysis in nonlinear dynamics with
applications to paleoclimatic time series, **Physica D**, v. 35, p. 395-424, 1989.

VIVAS, G. C., **Relatório Departamental: algoritmos utilizados no estudo de modelos
estatísticos para caracterização de tecidos por ultra-som**. Departamento de
Engenharia Biomédica, Unicamp, 2006.

WAGNER, R. F.; INSANA, M. F.; BROWN, D. G., Statistical properties of radio-
frequency and envelope-detected signals with applications to medical ultrasound,
Journal of Acoustical Society of America A, v. 4, p. 910-922, 1987.

WELLS, P. N. T., **Biomedical Ultrasonics**, London: Academic Press, 1977. 635 p.

WENG, L.; REID, J. M.; SHANKAR, P. M.; SOETANTO, K., Ultrasound speckle analysis
based on the K distribution, **Journal of Acoustical Society of America**, v. 89, n. 6, p.
2992-2995, 1991.

Apêndice

A.1 Revisão de probabilidade e estatística

A **Estatística** é uma ciência que utiliza teorias probabilísticas para explicação de eventos e experimentos e que, portanto, tem por finalidade o estudo de dados empíricos, isto é, que se apóiam exclusivamente na experiência e na observação. O objetivo da estatística é a produção da "melhor" informação possível a partir dos dados disponíveis (PAPOULIS, 1991). Na teoria estatística, a aleatoriedade e incerteza são modeladas pela teoria da probabilidade.

A **Probabilidade** é a teoria matemática utilizada para estudar a incerteza decorrente de fenômenos de caráter aleatório. A probabilidade de um evento é freqüentemente definida como um número entre zero e um. Na realidade, porém, dificilmente há situações que tenham probabilidades 0 ou 1. Normalmente aproxima-se a probabilidade de alguma coisa para cima ou para baixo quando elas são tão prováveis ou improváveis de ocorrer, para que seja fácil de reconhecê-las como probabilidade de um ou zero.

A.1.1 Alguns conceitos básicos

- Variável aleatória (v.a.): é uma função que atribui um número real a cada ponto no conjunto de todos os resultados possíveis de um determinado fenômeno aleatório;

- Parâmetros: são atributos de um grande conjunto de dados, em geral desconhecidos, e sobre os quais se tem o interesse de estudo;
- Valor esperado ou esperança de uma v.a.: é a soma dos produtos dos valores assumidos pela variável pelas respectivas probabilidades da variável assumir tais valores. Isto é, representa o valor médio "esperado" de uma experiência se ela for repetida muitas vezes. Se todos os dados tiverem igual probabilidade de ocorrer, o valor esperado é igual a média aritmética. Seja X a variável aleatória, $\langle X \rangle$ representará o valor esperado (ou esperança) da variável X .
- Momentos de uma v.a.: o valor esperado (ou esperança) de uma função potência ($\langle X^k \rangle$, onde $k = 1, 2, 3, \dots$) é denominado momento de k -ésima ordem da variável aleatória X , sendo indicado por μ'_k :

$$\mu'_k = \langle X^k \rangle \quad (\text{A.1})$$

onde: $k = 1 \rightarrow \mu'_1 = \langle X \rangle \rightarrow$ Momento de 1ª ordem da v.a. X (MÉDIA = μ);

$k = 2 \rightarrow \mu'_2 = \langle X^2 \rangle \rightarrow$ Momento de 2ª ordem da v.a. X ; ...

É comum representar os momentos eliminando-se o efeito da posição de origem na escala de medida, isto é, trabalhando-se com o desvio da média ($X - \mu$). Assim,

$$\mu'_k = \langle X - \mu \rangle^k \quad (\text{A.2})$$

onde: $k = 1 \rightarrow \mu'_1 = \langle X - \mu \rangle = \langle X \rangle - \mu = \mu - \mu = 0$;

$k = 2 \rightarrow \mu'_2 = \langle X - \mu \rangle^2 \rightarrow$ VARIÂNCIA; ...

Simplificando o cálculo da variância (σ^2), tem-se que:

$$\begin{aligned} \sigma^2 &= \langle X - \mu \rangle^2 = \langle X^2 - 2\mu X + \mu^2 \rangle \\ \sigma^2 &= \langle X^2 \rangle - 2\mu \langle X \rangle + \mu^2 = \langle X^2 \rangle - 2\mu^2 + \mu^2 \\ \sigma^2 &= \langle X^2 \rangle - \langle X \rangle^2 \end{aligned} \quad (\text{A.3})$$

A quantidade $\sigma = \sqrt{\sigma^2}$ corresponde ao **desvio padrão** da variável aleatória X .

Dessa forma, σ terá as mesmas dimensões de X .

- Skewness (assimetria): é o grau de desvio, ou afastamento da simetria, de um conjunto de valores. É definida por:

$$Skewness = \frac{\langle X - \mu \rangle^3}{\sigma^3} \quad (A.4)$$

- Curtose: é o grau de achatamento de uma distribuição ou de um conjunto de valores. É um parâmetro que descreve a forma de uma função densidade de probabilidade de uma variável aleatória. É definida por:

$$Curtose = \frac{\langle X - \mu \rangle^4}{\sigma^4} \quad (A.5)$$

A.1.2 Função Densidade de Probabilidade (PDF)

Para facilitar o entendimento do significado de uma curva PDF, é interessante se ter em mente o significado de uma curva CDF (Função Densidade Cumulativa). Considerando uma distribuição contínua e uniforme com limites entre ' $x = a$ ' e ' $x = b$ ', pode-se dividir esta região em ' n ' intervalos iguais, cada um com largura igual a $(b-a)/n$. Desde que a distribuição seja uniforme e os intervalos de mesmo tamanho, cada um terá uma probabilidade igual a $1/n$ de ocorrência. Como resultado, a probabilidade de que x esteja no intervalo mais baixo ($P(a \leq x \leq a + (b-a)/n)$) é igual a $1/n$. De forma geral, pode-se então dizer que a probabilidade de se encontrar o valor de x nos primeiros i intervalos (ou seja, $P(a \leq x \leq a + i(b-a)/n)$) será igual a i/n . Assim, dado que x se estende de ' a ' até ' b ', e i de 0 a n , a probabilidade $P(x \leq x_i)$ aumenta de 0 a 1. Em outras palavras, tem-se um acúmulo de probabilidade à medida que x aumenta de ' a ' até ' b '.

A Figura A.1 ilustra uma curva de probabilidade cumulativa em função de x . Cada ponto no gráfico indica a probabilidade de uma variável aleatória X ser menor ou igual a um valor específico x (isto é, $P(X \leq x)$).

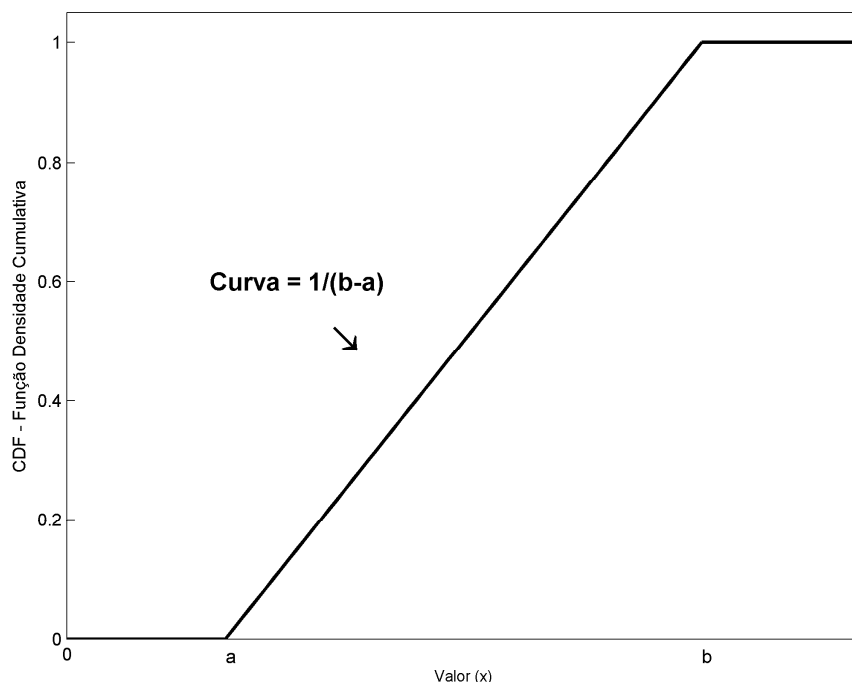


Figura A.1 – Curva distribuição de probabilidade cumulativa para um determinado processo estatístico que seja contínuo e uniforme, com iguais chances de ocorrência. Os valores ‘a’ e ‘b’ indicam os limites aos quais um dado evento pode ocorrer, e a curva mostra a probabilidade de tal evento se encontrar abaixo de um específico valor x.

Em muitas aplicações, entretanto, não é apenas interessante ter conhecimento apenas da probabilidade de um resultado estar abaixo de um determinado valor. Ao invés disso, freqüentemente é também de interesse o conhecimento dos intervalos de uma variável aleatória que o resultado tem maior probabilidade de ocorrer. Portanto, utiliza-se a curva PDF na análise dos dados empíricos. Seja $G(X) = P(X < x)$ a distribuição de probabilidade cumulativa de uma variável aleatória X , a função densidade de probabilidade, $g(X)$, é definida como a derivada de $G(X)$, de acordo com a equação A.6 (PAPOULIS, 1991).

$$g(X) = \frac{dG(X)}{dX} \quad (A.6)$$

A Figura A.2 mostra a curva função densidade de probabilidade da distribuição contínua e uniforme ilustrada na Figura A.1. Desde que a probabilidade cumulativa aumenta linearmente entre os limites ‘a’ e ‘b’ de 0 a 1, a curva PDF será constante dentro desta faixa de valores possíveis.

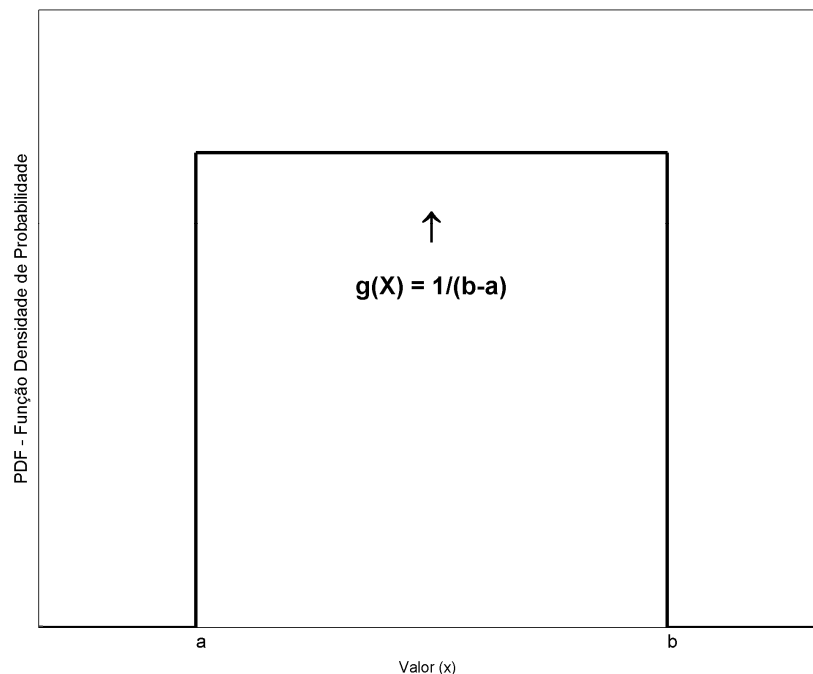


Figura A.2 – Curva PDF para um determinado processo estatístico que seja contínuo e uniforme, com iguais chances de ocorrência. A área total sob a curva com função $g(X)$ é igual a 1.

Uma importante característica de uma PDF é que a integral da função de todos os valores possíveis será sempre igual a 1. Em outras palavras, a área sob toda a curva PDF será igual a 1. Matematicamente:

$$\int_a^b g(X) dX = 1 \quad (A.7)$$

Portanto, a partir do momento em que for conhecida a função densidade de probabilidade de uma variável aleatória qualquer, pode-se calcular a probabilidade de um resultado estar dentro de qualquer intervalo dos valores possíveis.

Um histograma é uma representação gráfica da distribuição de freqüências de um conjunto de dados empíricos, e descreve o comportamento de observações individuais destes dados. Portanto que, na teoria da probabilidade, é mais comum a utilização de termos como densidade de probabilidade e função de distribuição quando estiverem sendo analisadas as distribuições de freqüência de uma dada variável aleatória. Quando a área de um histograma é normalizada para a unidade, este histograma torna-se uma função densidade de probabilidade.

Publicações referentes à dissertação

G. C. Vivas, R. G. Dantas, E. T. Costa. “Modelos Estatísticos para a Caracterização de Tecidos por Ultra-Som”. In: *SIIM05 - II Simpósio de Instrumentação e Imagens Médicas*, São Pedro – SP, 2005, p. 40-41.

R. G. Dantas, **G. C. Vivas**, E. T. Costa. “Estudo de Caracterização de Tecidos por Ultra-Som usando o Conceito de Espalhadores Equivalentes”. In: *XX Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, São Pedro – SP, 2006, p. 847-850.

G. C. Vivas, R. G. Dantas, E. T. Costa. “Uma Análise Estatística do *Speckle* para Caracterização de Tecidos por Ultra-Som”. In: *XX Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, São Pedro – SP, 2006, p. 893-896.

G. C. Vivas, R. G. Dantas, E. T. Costa. “Analysis of non-Rayleigh statistics for ultrasound tissue characterization”. In: Aceito para publicação na *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, RBEB, 2006.