

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA E DE COMPUTAÇÃO
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

DETECÇÃO E REDUÇÃO DE *SPECKLE* EM IMAGEM MÉDICA POR ULTRA-SOM

Este exemplar corresponde a redação final da tese
defendida por RICARDO GROSSI DANTAS
e aprovada pela Comissão
Julgada em 14 / 05 / 2004
Orientador

Autor: **Ricardo Grossi Dantas**

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

Banca examinadora:

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

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

Prof. Dr. Marco Antônio Gutierrez (InCor/USP)

Prof. Dr. Varese Salvador Timóteo (CESET/UNICAMP)

Profa. Dra. Vera Lúcia da Silveira Nantes Button (FEEC/UNICAMP)

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

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

Campinas, Maio de 2004.

BRASIL

UNIDADE	432
Nº CHAMADA	11111111
V	EX
TOMBO BC/	61109
PROC.	16.117.04
C ☐	D ☒
PREÇO	11.00
DATA	19.11.04
Nº CPD	

Bib id 332716

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

D235d Dantas, Ricardo Grossi
Detecção e redução de SPECKLE em imagem médica
por ultra-som / Ricardo Grossi Dantas.--Campinas, SP:
[s.n.], 2004.

Orientador: Eduardo Tavares Costa.
Tese (Doutorado) - 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. Morfologia
matemática. 6. Sistemas lineares. I. Costa, Eduardo
Tavares. II. Universidade Estadual de Campinas.
Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação. III.
Título.

RESUMO

A utilização de ultra-som na área médica tem um espectro bastante amplo e, especificamente no que concerne a imagens, vem se tornando referência em alguns exames clínicos. A ultra-sonografia de modo-B é umas das modalidades mais difundidas, fornecendo imagens anatômicas bidimensionais correspondentes a cortes tomográficos do tecido em questão. Apesar de todo o avanço tecnológico que vem sendo realizado nas últimas décadas, as imagens de modo-B ainda apresentam baixa qualidade, se comparadas com imagens de ressonância magnética ou tomografia computadorizada por raios-X. Um dos principais problemas é a ocorrência de *speckle*, um artefato que cria um padrão granuloso na imagem, falseando as estruturas nela contidas e ocasionando grande subjetividade ao diagnóstico médico. O *speckle* dá-se em função de interferências destrutivas entre, pelo menos, duas reflexões acústicas que se sobrepõem, sendo um fenômeno comum a sistemas que utilizam fontes coerentes, como ultra-som, laser e radar.

O objetivo deste projeto foi o desenvolvimento de métodos matemáticos que levassem à redução de *speckle* e a conseqüente melhora da qualidade das imagens ultra-sônicas de modo-B. Desta forma, buscou-se contribuir para um menor grau de subjetividade (e maior determinismo) no diagnóstico médico por ultra-som, além de contribuir para a eficácia de métodos automáticos de análise das imagens que porventura possam ser utilizados. Além da motivação principal, procurou-se estender o objetivo a contribuições paralelas em vários outros aspectos relacionados a imagens ultra-sônicas de modo-B.

Foi desenvolvido um método inédito de redução de *speckle*, denominado Diversidade de Fase (ou *Split Phase Processing* - SPP), além de propor e implementar inovações no método denominado ZAP (*Zero Adjustment Processing*). Entre as contribuições paralelas, foi desenvolvida a técnica de detecção de *speckle* usando morfologia matemática, além da introdução dos conceitos de espalhadores efetivos e imagem livre de *speckle*, usada como padrão de referência nas simulações empregadas.

Os métodos desenvolvidos foram aplicados a imagens simuladas, bem como a imagens obtidas de equipamentos ultra-sônicos comerciais em situações clínicas reais. Os resultados foram avaliados qualitativamente, através de inspeção visual, bem como de forma quantitativa, através de análise estatística da melhoria do contraste e da relação sinal-ruído, além da capacidade de detecção de estruturas nas imagens. Foram utilizadas várias imagens de teste e, de forma geral, atingiram-se níveis de redução de *speckle* de 50 a 90 % com imagens clínicas reais, dependendo do parâmetro de qualidade utilizado.

ABSTRACT

Medical ultrasound imaging has been widely used and has become a reference standard in some clinical examinations. B-mode ultrasound imaging is one of its most popular modalities, providing anatomical bidimensional images, corresponding to tomographic slices of the tissue under investigation. Despite all technological advances that have been achieved during the past decades, B-mode images still present low quality, in comparison to magnetic resonance or X-ray computerized tomography images. One of the chief problems is the occurrence of speckle, an artefact that introduces a worm-like pattern that pervades the image, corrupting real structures and substantially compromising medical diagnosis. Speckle results from destructive interference between returning echoes, being characteristic of systems that use coherent sources, such as ultrasound, laser and radar.

The objective of this thesis was the development of mathematical methods aiming at speckle reduction and the consequent quality improvement of B-mode ultrasound images. We focused on the reduction of the subjectivity in ultrasound medical diagnosis and also on the contribution to the improvement of automatic methods for image analysis. Beyond the scope of the main motivation, it was also looked for contributions in several other features concerning B-mode ultrasound imaging.

Two different approaches towards speckle reduction were introduced: the first is an original one, which was called Phase Diversity or Split Phase Processing (SPP), whilst the second includes innovations in the method known as Zero Adjustment Processing (ZAP). Amongst the side-contributions, it was also included the development of a speckle detection method using mathematical morphology techniques, as well as the introduction of the effective scattering and speckle-free concepts, the later used as a golden standard in ultrasound image simulations.

The developed methods have been applied to simulated and real images acquired from commercial ultrasound equipments in clinical situations. The results have been evaluated qualitatively, through visual inspection, and quantitatively, through statistical analysis of the signal and contrast to noise ratio improvements, as well as the structure detection capabilities in the images. Several test images were used and, in average, it was possible to reach speckle reduction levels between 50 and 90 % with real clinical images, depending on the used quality assurance parameter.

SUMÁRIO

RESUMO	iii
ABSTRACT.....	v
SUMÁRIO	vii
LISTA DE SÍMBOLOS.....	xi
AGRADECIMENTOS	xix
Capítulo 1 - Introdução	1
Capítulo 2 - Revisão Bibliográfica.....	5
2.1. Imagens médicas ultra-sônicas de modo-B	5
2.2. <i>Speckle</i> em imagens ultra-sônicas	19
2.3. Simulação de imagens ultra-sônicas.....	25
2.4. Detecção de <i>speckle</i> : Frequência Instantânea.....	31
2.5. Métodos convencionais de redução de <i>speckle</i>	33
2.5.1. Diversidade de Frequência – SSP (<i>Split Spectrum Processing</i>).....	35
2.5.2. Composição Angular ou Espacial	38
2.5.3. Filtragem Adaptativa.....	40
2.6. Índices convencionais para avaliação dos resultados: SNR e CNR	40
Capítulo 3 - Material e Métodos	43
3.1. Pulsos ultra-sônicos e <i>phantoms</i> computacionais utilizados	43
3.1.1. Pulso gaussiano simulado – transdutor virtual.....	44
3.1.2. Pulsos ultra-sônicos reais	46
3.1.3. Resumo dos pulsos utilizados nos testes de redução de <i>speckle</i>	53
3.1.4. <i>Phantoms</i> computacionais.....	55
3.2. Espalhadores efetivos	57
3.3. Padrão ouro: imagem livre de <i>speckle</i>	69
3.4. Detecção de <i>speckle</i> : Detecção Morfológica de <i>Speckle</i> (DMS).....	75
3.5. Métodos de redução de <i>speckle</i>	79
3.5.1. Diversidade de Frequência 2D – SSP 2D (<i>2D Split Spectrum Processing</i>).....	79
3.5.2. Diversidade de Fase – SPP (<i>Split Phase Processing</i>)	83
3.5.2.1. Filtros diretivos implementados.....	85
3.5.2.2. Composição das imagens	93
3.5.3. Processamento de Ajuste de Zero - ZAP (<i>Zero Adjustment Processing</i>).....	94
3.5.4. Método Híbrido (SPP + ZAP).....	102
3.6. Índice para avaliação dos resultados: Interferência	103

Capítulo 4 - Resultados.....	105
4.1. Resultados dos métodos de detecção de <i>speckle</i>	106
4.2. Redução de <i>speckle</i> em imagens simuladas	114
4.2.1. Imagens simuladas para teste de redução de <i>speckle</i>	114
4.2.2. Resultados dos métodos convencionais	120
4.2.2.1. Diversidade de Frequência 1D – SSP 1D (<i>Split Spectrum Processing</i>).....	120
4.2.2.2. Composição Angular.....	121
4.2.3. Resultados dos métodos propostos.....	123
4.2.3.1. Diversidade de Frequência 2D - SSP 2D (<i>Split Spectrum Processing</i>)	124
4.2.3.2. Diversidade de Fase – SPP (<i>Split Phase Processing</i>)	125
4.2.3.3. Processamento de Ajuste de Zero – ZAP (<i>Zero Adjustment Processing</i>).....	129
4.2.3.4. Método Híbrido (SPP + ZAP).....	130
4.2.4. Avaliação quantitativa dos métodos com imagens simuladas.....	131
4.2.5. Avaliação dos tempos de processamento envolvidos na redução de <i>speckle</i>	140
4.2.6. Testes adicionais de redução de <i>speckle</i> em imagens simuladas	142
4.3. Redução de <i>speckle</i> em imagens clínicas	146
Capítulo 5 - Discussão e Conclusões.....	157
5.1. Discussão	157
5.1.1. Espalhadores efetivos e imagem livre de <i>speckle</i>	158
5.1.2. Métodos de detecção de <i>speckle</i>	160
5.1.3. Métodos de redução de <i>speckle</i>	162
5.1.4. Avaliação dos métodos e dos resultados	169
5.2. Conclusões.....	172
5.3. Sugestões para trabalhos futuros	173
Referências Bibliográficas.....	175
Apêndice	183
A.1. Sinal analítico e transformada de Hilbert	183
A.2. Cálculo de frequência central e largura de banda.....	187
A.3. Implementação dos métodos SSP 1D e Composição Angular	191

LISTA DE SÍMBOLOS

A seguir encontra-se a maioria dos símbolos utilizados ao longo do texto, agrupados segundo o contexto no qual estão presentes. Entretanto, um mesmo símbolo pode ser encontrado em diferentes situações.

Pulso ultra-sônico e meio de propagação:

p	pressão da onda em um dado meio [N/m^2];
P_0	amplitude máxima da onda [N/m^2];
x	coordenada espacial na direção de propagação do pulso ultra-sônico [m];
y	coordenada espacial lateral à propagação do pulso ultra-sônico [m];
z	coordenada espacial correspondente à elevação do pulso ultra-sônico [m] (ou também operador da transformada-Z);
t	variável temporal [s];
ξ	duração do pulso ultra-sônico [s];
ρ_0	densidade média do meio [kg/m^3];
κ	compressibilidade do meio [m^2/N];
Z	impedância acústica característica do meio [$\text{kg/m}^2\text{s}$].
c	velocidade de fase longitudinal da onda de pressão em um dado meio [m/s];
f	frequência temporal da onda de pressão [Hz].
λ	comprimento de onda [m];
ω	frequência angular temporal da onda de pressão ($\omega = 2\pi f$);
k	constante de propagação ou número de onda, correspondente à frequência angular espacial da onda de pressão – no espaço tridimensional, tem-se $\mathbf{k} = \bar{k}_x + \bar{k}_y + \bar{k}_z$ ($k_x = 2\pi f/c$);
u	frequência angular espacial da onda de pressão na direção de propagação do pulso (axial), $\vec{u} = \bar{k}_x$;
v	frequência angular espacial da onda de pressão na direção lateral à propagação do pulso, $\vec{v} = \bar{k}_y$;
R	coeficiente de reflexão especular.

Sinal ultra-sônico retro-espalhado (aplica-se também ao pulso ou imagem ultra-sônica):

$s(t)$	sinal de RF (parte real ou componente em fase de um sinal analítico);
$s_A(t)$	sinal em sua forma analítica;
$s_H(t)$	componente em quadratura de um sinal analítico;
$\phi(t)$	fase do sinal de RF limitada no intervalo entre 0 e 2π ;
$\hat{\phi}(t)$	fase “desenrolada” do sinal de RF;
ω_{inst}	frequência instantânea do sinal de RF;
bw	largura de banda relativa de um pulso, sinal ou imagem, usualmente calculada a -6 dB da magnitude do espectro de frequência do sinal (no caso de imagens, pode se tratar da largura de banda axial ou lateral);

Operadores e funções:

*	operação de convolução;
$\mathfrak{F}$	operação de transformada direta de Fourier (dependendo do caso, pode se tratar da transformada contínua ou discreta);
$\mathfrak{F}^{-1}$	operação de transformada inversa de Fourier (dependendo do caso, pode se tratar da transformada contínua ou discreta);
$\cup$	operação de união de conjuntos;
$\bar{X}$	negação dos elementos binários de um conjunto X qualquer;
$\oplus$	operação de dilatação morfológica (adição de Minkovski);
$\ominus$	operação de erosão morfológica (subtração de Minkovski);
$\bullet$	operação de fechamento morfológico;
Z	operação de transformada-Z;
z	operador da transformada-Z (ou também coordenada espacial correspondente à elevação do pulso ultra-sônico [m]);
δ	função impulso;
rect	função janela retangular;
III	função trem de pulsos;
p_{Ray}	função densidade de probabilidade de Rayleigh;
ψ	constante da função densidade de probabilidade de Rayleigh;
A	amplitude dos pontos da imagem para cálculo da função de Rayleigh;

SNR	relação sinal-ruído;
CNR	relação contraste-ruído;
μ	média;
σ^2	variância;
σ	desvio-padrão;
α	ângulo de rotação da imagem;
MM	função momento de massa.

Métodos de detecção e redução de *speckle*:

RF	rádio-frequência (sinal ou pulso);
FI	Frequência Instantânea (método de detecção de <i>speckle</i>);
DMS	Detecção Morfológica de <i>Speckle</i> (método de detecção de <i>speckle</i>)
SSP	<i>Split Spectrum Processing</i> (Diversidade de Frequência, método de redução de <i>speckle</i>);
SPP	<i>Split Phase Processing</i> (Diversidade de Fase, método de redução de <i>speckle</i>);
ZAP	<i>Zero Adjustment Processing</i> (Processamento de Ajuste de Zero, método de redução de <i>speckle</i>)

*isso de querer
ser exatamente aquilo
que a gente é
ainda vai
nos levar além.*

Paulo Leminski

*a meus irmãos Gustavo e André
e a meus pais Marise e Walter.*

AGRADECIMENTOS

Ao professor Eduardo Tavares Costa pela orientação, pela oportunidade de poder realizar este trabalho e principalmente pela amizade e confiança em mim depositada.

Ao professor Sidney Leeman por toda paciência e dedicação durante minha estada no King's College London.

A Joaquim, Jorge e Marden pelo apoio, auxílio e inúmeras sugestões que foram muito importantes no decorrer deste trabalho.

Aos demais colegas, ex-colegas, amigos e professores do Departamento de Engenharia Biomédica, Centro de Engenharia Biomédica e Laboratório de Ultra-Som que estiveram comigo ao longo destes anos.

Ao professor James Boyce e demais integrantes do Departamento de Física do King's College pelo apoio que me foi dado.

A todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para que este trabalho fosse possível.

A meus amigos e familiares que estiveram comigo, perto ou longe, durante todo este tempo.

A FAPESP e a CAPES pelo apoio financeiro.

Meu muito obrigado a todos vocês.

Capítulo 1

Introdução

Em geral, as modalidades de diagnóstico médico por imagens podem ser divididas em cinco sub-áreas principais: raios-X, tomografia computadorizada por raios-X, ressonância nuclear magnética, ultra-som e medicina nuclear. Todas estas modalidades apresentam certos benefícios que justificam suas razões de existir. Entretanto, o diagnóstico médico por ultra-som vem sendo amplamente difundido já há algum tempo, tornando-se referência em alguns exames clínicos. São várias as razões para sua ampla aceitação, dentre as quais pode-se destacar o fato de utilizar radiação não-ionizante, pela possibilidade de se obter imagens em tempo real e ser uma tecnologia com um custo menor que as demais, além da portabilidade e maior facilidade de operação.

A aplicação de ultra-som na área médica tem um espectro bastante amplo e especificamente no que concerne a imagens, compreende várias sub-modalidades, tais como imagens anatômicas bidimensionais e tridimensionais, imagens de fluxo e perfusão de tecidos, elastografia, dentre outras. Em alguns casos, como em imagens de fetos, por exemplo, a ultra-sonografia já é considerada um padrão internacional (Lizzi et al., 2003). Para o futuro, espera-se ainda uma maior difusão da utilização do ultra-som, principalmente no que diz respeito ao desenvolvimento de transdutores de elementos múltiplos e sua conseqüente miniaturização, uso de agentes de contraste e obtenção de imagens harmônicas, além da ampliação da capacidade computacional dos equipamentos e da adoção de novas técnicas de processamento de sinais e imagens. Apesar de existirem semelhanças fundamentais entre as várias modalidades ultra-sonográficas, o presente trabalho dedica-se às imagens anatômicas bidimensionais, ou imagens de modo-B.

A figura 1.1 ilustra três típicas imagens ultra-sônicas de modo-B, obtidas em situações clínicas. A primeira (fig. 1.1.a) corresponde a uma imagem de mama obtida com um transdutor de arranjo linear (*linear array*). A segunda (fig. 1.1.b) ilustra uma imagem obstétrica obtida com transdutor de arranjo convexo (*curved array*), enquanto que a última (fig. 1.1.c) corresponde a uma imagem cardíaca obtida com transdutor de arranjo com varredura eletrônica (*phased array*).



Figura 1.1. Imagens ultra-sônicas obtidas por equipamentos comerciais em exames clínicos: a) imagem de mama utilizando-se transdutor de arranjo linear; b) imagem obstétrica com transdutor de arranjo convexo; c) imagem cardíaca com transdutor de varredura eletrônica. Cortesia: Philips Ultrasound, Bothel/WA, EUA.

A figura 1.2.a ilustra uma imagem sintética de um corte anatômico obstétrico, enquanto que a figura 1.2.b representa sua correspondente imagem ultra-sônica de modo-B obtida por simulação. O método de simulação é abordado na seção 2.3. Analisando esta última, pode-se perceber as linhas gerais do feto, as paredes do útero e até mesmo o cordão umbilical. Entretanto, ao se ampliar a região destacada na imagem (fig. 1.3), a distinção entre estruturas muito próximas torna-se extremamente difícil. Percebe-se que as bordas da imagem foram bastante corrompidas, de forma que as regiões mais claras são permeadas por vales escuros, exigindo muita experiência e conhecimento anatômico do profissional que irá analisar imagens de tal natureza. Este fenômeno é causado principalmente por um artefato denominado *speckle*^{*}. Adotou-se o conceito de artefato por se tratar de um fenômeno inerente ao sinal ultra-sônico, independente se desejável ou não. Por ruído entende-se um fenômeno externo que corrompe a informação que se deseja obter.

Existem vários tipos de problemas que acometem imagens ultra-sônicas, podendo se destacar, por exemplo, a atenuação do pulso ultra-sônico (causando alterações na amplitude e na fase do sinal), reverberações múltiplas, ruídos elétricos, dentre outros. Deixado por último, mas não menos severo, encontra-se o *speckle*. Este artefato cria um padrão granuloso na imagem, falseando as estruturas nela

^{*} Apesar de *speckle* ser um termo de língua inglesa, sua adoção neste trabalho deve-se à sua difusão na área de ultra-som e óptica, e devido à ausência de uma tradução equivalente em língua portuguesa.

contidas, dificultando sua visualização e, conseqüentemente, o diagnóstico médico. O *speckle* encontra-se presente não só em imagens ultra-sônicas, mas em todos os tipos de imagens que utilizam fontes coerentes, tais como sistemas ópticos (laser) ou de rádio (radar), sendo resultante de interferências coerentes, ou seja, interferências de espalhamentos geradas em diferentes regiões e detectadas simultaneamente (Burckhardt, 1978). Na propagação de uma onda, o conceito de coerência diz respeito à estabilidade, ou predictabilidade, de sua fase, ou seja, ondas coerentes têm, além da mesma frequência, uma relação fixa de fase entre as frentes de onda. Segundo a definição de Walker e Bliss (1932), a coerência é a propriedade de uma onda cuja fase é contínua, estabelecendo uma relação linear da fase com a posição da onda para um dado instante de tempo.

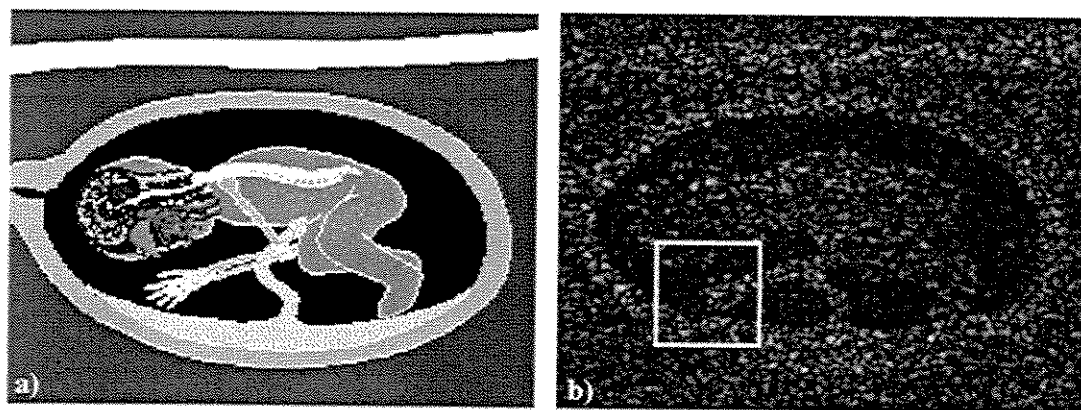


Figura 1.2 – a) Imagem, em escala de cinza, representando feto no útero, modificada do programa Field II (Jensen e Nikolov, 2000); b) imagem ultra-sônica de modo-B resultante, obtida por simulação.

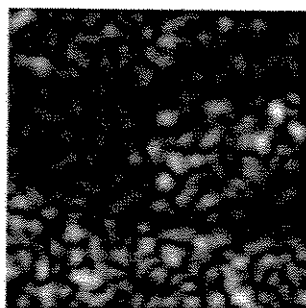


Figura 1.3 – Ampliação da região destacada na fig. 1.2.b, ilustrando a dificuldade em se distinguir as diferentes estruturas em função da presença de "speckle".

A motivação principal deste trabalho foi o estudo da degradação da qualidade das imagens de ultra-som, quando corrompidas por *speckle*. Sendo assim, o objetivo principal deste projeto foi o desenvolvimento de métodos matemáticos visando a redução de *speckle* e a conseqüente melhora da qualidade das imagens de ultra-som de modo-B. Desta forma espera-se contribuir para um menor grau de

subjetividade (e maior determinismo) no diagnóstico médico por ultra-som, além de contribuir para a eficácia de métodos automáticos de análise das imagens que porventura sejam empregados futuramente.

Além da motivação principal, buscou-se contribuir em vários outros aspectos relacionados a imagens ultra-sônicas de modo-B, estendendo o objetivo a contribuições paralelas que incluem o desenvolvimento de uma nova técnica de detecção de *speckle* usando morfologia matemática, além da introdução dos conceitos de espalhadores efetivos e imagem livre de *speckle*, usada como padrão de referência nas simulações empregadas.

Capítulo 2

Revisão Bibliográfica

2.1. Imagens médicas ultra-sônicas de modo-B

Em aplicações médicas, a ultra-sonografia anatômica bidimensional, ou modo-B, é basicamente uma modalidade tomográfica, de forma que a imagem obtida está relacionada, quanto à forma, à uma seção do tecido sob investigação. Além disso, a ultra-sonografia é eminentemente uma modalidade destinada a tecidos moles, de forma que seu uso é desaconselhado a regiões que contêm ossos ou gases^{*}. A ampla utilização do ultra-som na área médica dá-se principalmente, mas não se limitando, pelo fato de utilizar radiação não-ionizante, além de ser uma modalidade de imagem em tempo real. Outros fatores que também contribuem para a utilização da ultra-sonografia é o custo do equipamento, geralmente inferior aos das demais modalidades de imagem, e também da possibilidade de se adquirir informações quantitativas e visuais de fluxo sanguíneo, apesar desta categoria diferir-se das imagens anatômicas de modo-B tratadas neste trabalho.

O ultra-som é uma onda mecânica cuja frequência está acima do limiar de percepção humano, ou seja, 20 kHz. O pulso ultra-sônico é um sinal coerente, de forma que as frentes de onda ocorrem em fase, apresentando componentes de frequência distribuídos em torno de um valor central. O ultra-som, como

^{*} Atualmente já se obtém imagens paramétricas de algumas regiões ósseas, como o calcâneo, mas sua presença cria regiões de sombra sobre os tecidos moles adjacentes (Maia et al., 2000).

toda onda, é ainda passível de efeitos como reflexão, difração, reverberação, atenuação, dentre outros. Uma abordagem bastante útil para análise matemática do ultra-som, mas não menos fiel à realidade, baseia-se na teoria de sistemas lineares, que corresponde a analisar os sistemas ultra-sônicos nos domínios do tempo (ou espaço) e frequência (ou espaço-k), modelando suas respostas impulsivas e funções de espalhamento. Este modelo baseia-se na aproximação de Fraunhofer, considerando que, dentre certas condições, descritas mais adiante, a distribuição espaço-temporal da pressão do feixe ultra-sônico pode ser estimada pela transformada bidimensional de Fourier do pulso (Anderson e Trahey, 2000).

TRANSMISSÃO E RECEPÇÃO DO FEIXE ULTRA-SÔNICO

Transdutores ultra-sônicos típicos apresentam, como parte ativa, um elemento piezoelétrico, utilizado tanto para transmissão do pulso quanto para recepção das reflexões (ecos), sendo usualmente constituídos de cerâmicas do tipo PZT (titanato zirconato de chumbo). O sinal captado, sinal de rádio-frequência (RF), tem sua envoltória calculada, resultando em uma linha da imagem, denominada linha de modo-A (amplitude). Na composição da imagem de modo-B (brilho) são necessárias várias linhas de modo-A dispostas paralelamente ou setorialmente (veja exemplos na figura 1.1).

As figuras 2.1 e 2.2 ilustram pulsos ultra-sônicos emitidos por transdutores de elemento único planar e focalizado, respectivamente. Estes dados foram obtidos em simulação usando o método do espectro de diretividade introduzido por Leeman e colaboradores (Dantas et al., 2000 e Leeman et al., 2000b). A figura 2.1.a ilustra um pulso sintético gerado por transdutor circular de face plana em nove profundidades diferentes, propagando-se da esquerda para direita (a distância entre os pulsos está fora de escala, sendo que o mais à esquerda encontra-se no campo próximo, perto da face do transdutor). É interessante notar que as ondas de borda, causadas por descontinuidades nas extremidades do elemento piezoelétrico, vão se aproximando da onda direta com o aumento da profundidade, formando uma frente de onda única. Por outro lado o feixe vai se espalhando, reduzindo sua resolução lateral. A figura 2.1.b ilustra o envelope dos pulsos da fig. 2.1.a, enquanto que na fig. 2.1.c tem-se seu contorno calculado a -20 dB.

Se por um lado a largura do feixe* é indesejável, a focalização, como ilustrado em 2.2.a, permite uma boa resolução lateral, mas apenas em uma pequena região, podendo proporcionar distorções na imagem. Como na figura 2.1, em 2.2.b e 2.2.c tem-se os envelopes e contornos (a -20 dB),

* Por largura do feixe, entende-se o tamanho espacial do feixe na direção lateral (normal à sua propagação), enquanto que por abertura do feixe, entende-se a abertura lateral de seu espectro de frequências. Quanto menor a largura do feixe, maior é sua abertura e, conseqüentemente, maior é sua resolução lateral.

respectivamente. Comparando o tamanho lateral dos pulsos na região focal (aproximadamente entre as terceira e quarta posições) com os demais, percebe-se um estreitamento do feixe. Novamente convencionou-se que os pulsos propagam-se da esquerda para direita.

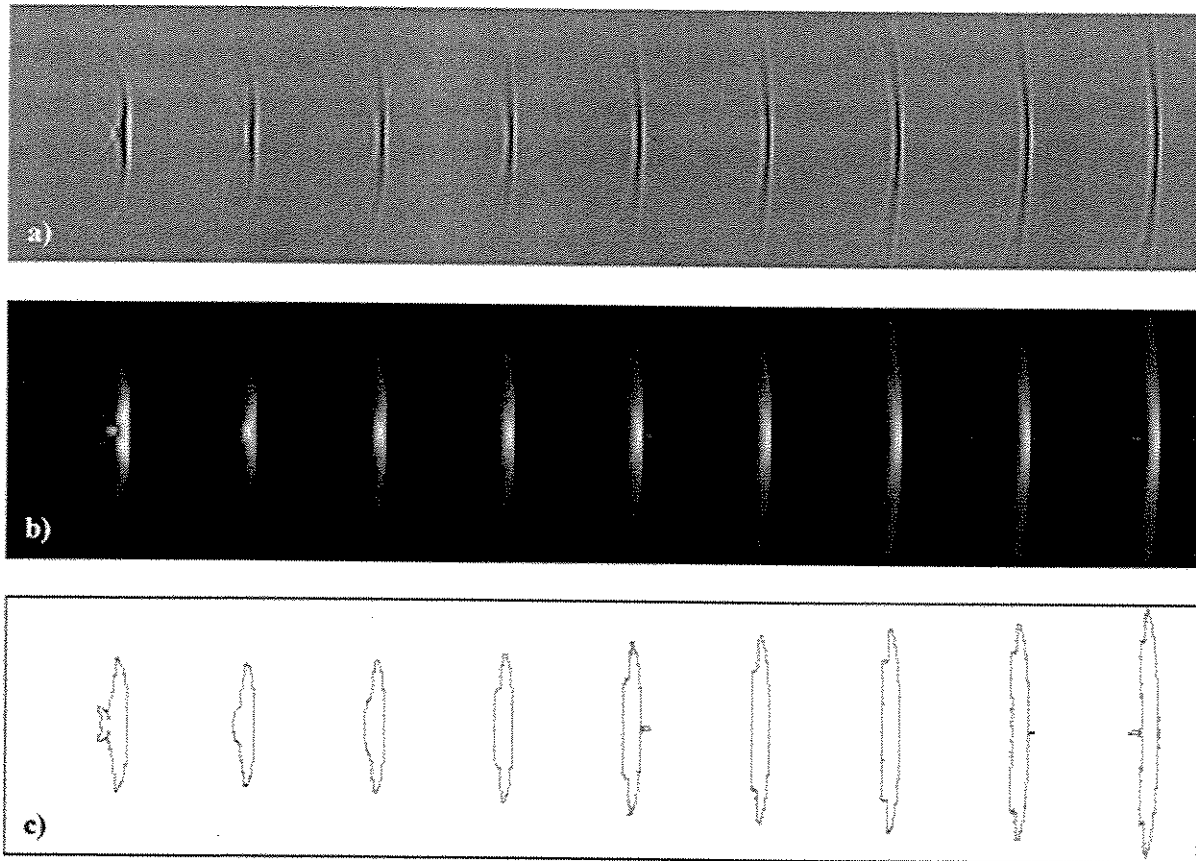


Figura 2.1 – Nove instantes da propagação de um pulso ultra-sônico simulado proveniente de um transdutor de elemento único circular de face plana. a) Pulso, b) seu envelope e c) contorno do envelope calculado a -20 dB. O pulso se propaga de esquerda para direita, estando o primeiro bem próximo do transdutor emissor.

Sistemas ultra-sônicos antigos utilizavam apenas um elemento piezoelétrico, realizando a varredura de forma mecânica. Isto acarretava várias limitações, como o tamanho do feixe, dada a impossibilidade de se fazer focalização dinâmica, além do tamanho do próprio transdutor. Em sistemas mais modernos, o advento de transdutores constituídos por arranjos de elementos piezoelétricos permitiu tanto a varredura do feixe quanto a focalização dinâmica do mesmo, podendo esta ser feita na recepção ou durante toda propagação do pulso (transmissão e recepção). Estes arranjos contêm da ordem de dezenas de elementos piezoelétricos independentes que individualmente participam dos estágios de transmissão e recepção. Tipicamente são utilizados de 64 a 256 elementos piezoelétricos, com frequências centrais variando de 1 a 15 MHz (Souquet, 2001).

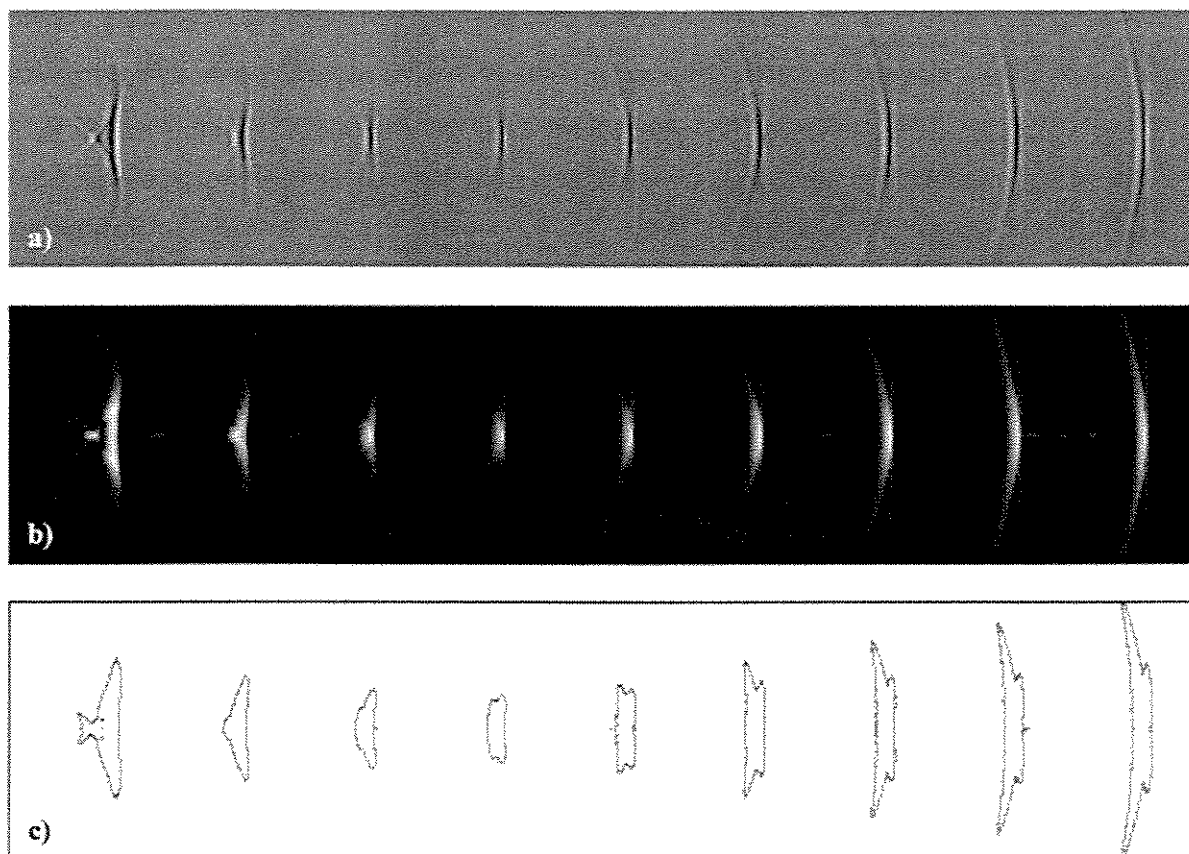


Figura 2.2 – Nove instantes da propagação de um pulso ultra-sônico proveniente de um transdutor de elemento único focalizado. a) Pulso, b) seu envelope e c) contorno do envelope calculado a -20 dB. O pulso se propaga de esquerda para direita, estando o primeiro bem próximo do transdutor emissor.

Durante a transmissão, se os sinais aplicados a cada um dos elementos piezoelétricos sofrerem atrasos diferentes, semelhantes aos ilustrados na figura 2.3.a, a frente de onda resultante convergirá para uma zona focal. Já durante a recepção ocorre o oposto, como ilustrado em 2.3.b: caso sejam aplicados diferentes atrasos aos sinais recebidos, a composição de todos eles resultará em um único sinal mais forte proveniente de uma determinada região. Durante a recepção, geralmente faz-se uso da focalização dinâmica, pois é possível a adoção de focos múltiplos (em diferentes profundidades) para um mesmo sinal captado. Já na transmissão, a focalização dinâmica exige que, para cada distância focal, uma imagem seja adquirida, reduzindo a taxa de fotogramas (número de imagens por segundo). Sendo assim, geralmente adota-se a focalização dinâmica na recepção e foco fixo na transmissão (Anderson e Trahey, 2000). Nos diagramas da figura 2.3, os blocos identificados por τ correspondem a atrasos aplicados aos sinais, tanto na transmissão quanto na recepção.

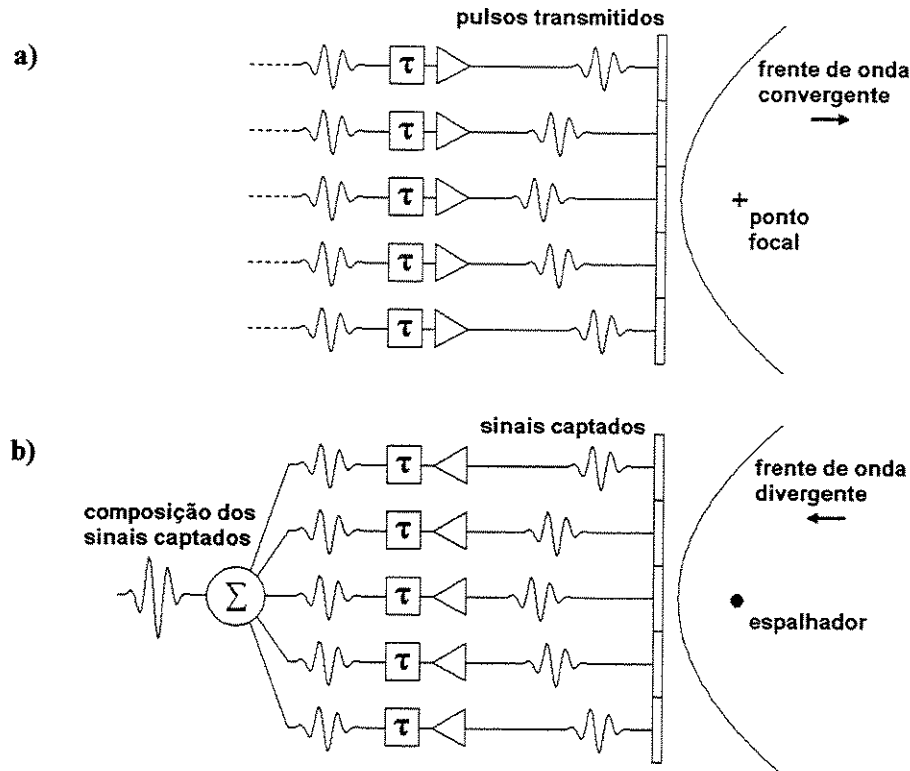


Figura 2.3 – Transdutor de arranjo linear ilustrando a focalização dinâmica durante a transmissão “a” e durante a recepção “b”.

A habilidade de um sistema ultra-sônico em discriminar estruturas muito próximas entre si é dada pela resolução, que apresenta três componentes espaciais: resoluções axial e lateral, e elevação. A resolução axial, na direção da propagação do pulso, é dada pela duração do mesmo, estando assim diretamente ligada à frequência do pulso e à sua largura de banda. Por outro lado, a resolução lateral depende da largura do pulso e, conseqüentemente, da abertura do transdutor. Por elevação entende-se a altura, ou mais especificamente, a espessura do volume compreendido pelo pulso durante a varredura da imagem. A este volume compreendido pelo pulso em cada instante, chama-se célula de resolução. Desta forma, em um sistema ultra-sônico qualquer, a célula de resolução corresponde ao tamanho da menor estrutura detectável. Apesar da natureza tridimensional do pulso, ele pode ser representado de forma bidimensional através de sua projeção na direção da elevação no plano axial x lateral (Anderson e Trahey, 2000; Leeman et al., 2000b; Souquet, 2001).

Atualmente, a largura de banda típica de um pulso gerado por um transdutor gira em torno de 60 a 80 %. Para o futuro espera-se obter transdutores com larguras de banda maiores que 100 % e altos coeficientes de acoplamento eletromecânico, atingindo-se assim uma melhor qualidade nas imagens ultra-sônicas (Souquet, 2001).

ESPALHAMENTO E REFLEXÃO ACÚSTICA

Duas características são necessárias para a propagação de ondas mecânicas em um determinado meio: elasticidade (compressibilidade do meio, κ) e inércia (densidade média do meio, ρ_0). A elasticidade faz com que qualquer distúrbio sofrido pelo meio tenda a ser corrigido, enquanto a inércia permite que essa correção seja excessiva, gerando uma reação de correção do equilíbrio no sentido oposto, resultando em um fenômeno propagante, formando assim ondas de pressão acústicas (Insana e Brown, 1993).

A onda de pressão acústica, $p(x,y,z,t)$, caracteriza-se pela amplitude da pressão em uma determinada posição espacial (x_0, y_0, z_0) e em um determinado instante de tempo t_0 . Sem perda de generalidade, pode-se utilizar a representação unidimensional do pulso de pressão, de forma que a posição e o tempo podem ser relacionados entre si através da compressibilidade e da densidade do meio pelas equações seguintes. A equação 2.1 corresponde à equação de onda em termos da pressão p .

$$\frac{\partial^2 p}{\partial x^2} - \rho_0 \kappa \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = 0 \quad (2.1)$$

onde: p é a pressão da onda em um dado meio;

ρ_0 é a densidade média do meio;

κ é a compressibilidade do meio.

A equação 2.2 é conhecida como equação de dispersão ou equação de Brillouin para ondas planas longitudinais, estabelecendo a relação espaço-temporal de uma onda de pressão em um meio sem dispersão (Christensen, 1988).

$$k^2 = \rho_0 \kappa \omega^2 \quad (2.2)$$

onde: k é a constante de propagação ou número de onda, correspondente à frequência angular espacial da onda de pressão;

ω é a frequência angular temporal da onda de pressão.

Em um meio sem dispersão, onde ρ_0 e κ são constantes, a equação 2.2 dá origem à equação 2.3, que relaciona a velocidade de fase (c) de uma onda com a densidade (ρ_0) e compressibilidade (κ) do meio.

$$c = \frac{\omega}{k} = \frac{1}{\sqrt{\rho_0 \kappa}} = \lambda f \quad (2.3)$$

onde: c é a velocidade de fase longitudinal da onda de pressão em um dado meio;

ρ_0 é a densidade média do meio;

κ é a compressibilidade do meio;

λ é o comprimento de onda (distância entre duas frentes de onda);

f é a frequência temporal da onda de pressão ($\omega = 2\pi f$).

Os tecidos moles humanos são considerados acusticamente isotrópicos, de forma que a velocidade de propagação da onda de pressão emitida e captada pelo transdutor é considerada como tendo o valor médio aproximado de 1540 m/s em todas as direções. Na água, em condições ambientes de temperatura e pressão, o valor de c é de aproximadamente 1500 m/s (Wells, 1977). Como nos capítulos seguintes são utilizados alguns pulsos que foram adquiridos em água, ao longo de todo o texto adota-se a velocidade do som como sendo igual a 1500 m/s, sem perda de generalidade.

A interação destas ondas de pressão com a interface entre dois meios resulta em dois fenômenos distintos: reflexão especular e espalhamento, e são geradas por variações na densidade e/ou compressibilidade do meio. Estas duas últimas estão relacionadas à velocidade da onda de pressão no meio em questão, definindo a impedância acústica, Z , pela seguinte equação:

$$Z = \rho_0 c = \sqrt{\frac{\rho_0}{\kappa}} \quad (2.4)$$

A reflexão especular ocorre quando da interação do pulso com interfaces várias vezes maiores que seu comprimento de onda, λ . Sejam dois meios quaisquer, 1 e 2, e uma onda incidente, monocromática e contínua, de amplitude p_i . Quando o pulso atinge a interface entre os meios, parte do pulso incidente é refletida e parte é transmitida (eq. 2.5.a), com amplitudes e ângulos dados pela lei de Snell (eq. 2.5.b), originalmente aplicada a sistemas ópticos (Wells, 1977), como ilustrado pela figura 2.4.

$$R = \frac{p_r}{p_i} = \frac{(Z_2/\cos\theta_t) - (Z_1/\cos\theta_i)}{(Z_2/\cos\theta_t) + (Z_1/\cos\theta_i)} \quad (2.5.a)$$

$$\frac{\sin\theta_i}{\sin\theta_t} = \frac{\lambda_1}{\lambda_2} = \frac{c_1}{c_2} \quad (2.5.b)$$

onde: R é o coeficiente de reflexão;

p_i e p_r são as amplitudes das ondas de pressão incidente e refletida;

θ_i e θ_t são os ângulos das ondas incidente e transmitida (vide figura 2.4);

λ_1 e λ_2 são os comprimentos das ondas nos meios 1 e 2;

c_1 e c_2 são as velocidades de propagação do som nos meios 1 e 2.

É interessante ressaltar que o ângulo de reflexão, θ_r , (figura 2.4) é igual ao de incidência, θ_i .

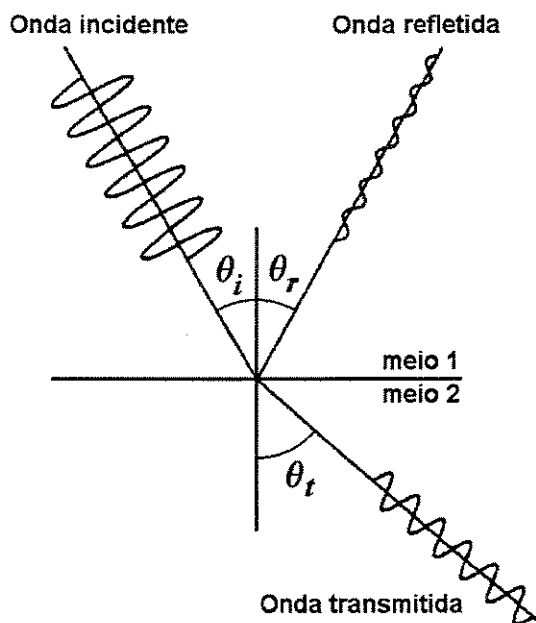


Figura 2.4 – Comportamento de uma onda acústica na interface entre dois meios distintos.

O espalhamento é um fenômeno mais complexo, resultante da interação do pulso incidente com estruturas de tamanho comparável ou menor que seu comprimento de onda. Estas estruturas agem como refletores difusos, refletindo ondas de baixa amplitude em todas as direções (Quistgaard, 1997). Se certa partícula (espalhador) tem as mesmas densidade e compressibilidade do meio, a propagação de uma onda acústica não resultará em nenhum espalhamento. No caso da densidade ser a mesma, mas a compressibilidade diferente, este espalhador terá uma expansão e compressão radial diferente do meio, denominada radiação monopolar, do inglês *monopole radiation* (Faran, 1951). Por outro lado, se a compressibilidade é a mesma, mas a densidade diferente, o espalhador terá um movimento para frente e para trás denominado radiação do tipo bipolar, do inglês *dipole radiation* (Faran, 1951). Usualmente os dois tipos de radiação ocorrem simultaneamente, com um predominando sobre outro. Enquanto a diferença de impedâncias acústicas define a parcela da onda incidente que será refletida e/ou espalhada, o movimento elástico da partícula proporciona alterações na fase da mesma. Este é um ponto importante no que concerne à simulação de espalhamento acústico, pois, como será visto mais adiante, as diferenças de impedância entre os espalhadores e o meio podem ser modeladas como variáveis complexas, contendo magnitude e fase. A solução analítica para este padrão de radiação de uma esfera elástica em meio fluido foi primeiramente descrita por Faran em 1951.

Outra consideração importante a respeito do trabalho de Faran implica que a magnitude da reflexão tem uma dependência com o quadrado da frequência do pulso (proporcional a f^2), quando o tamanho do espalhador é menor que o comprimento da onda incidente. Quando a amplitude $|P_0|$ é

apresentada em termos de intensidade $|P_0|^2$, sua dependência com a frequência é quadrática (proporcional a f^4). Aos espalhadores cujas dimensões são menores que o comprimento de onda do pulso, chama-se espalhadores de Rayleigh. Eles são considerados isotrópicos, ou seja, a emissão sonora ocorre uniformemente em todas as direções (Faran, 1951; Quistgaard, 1997). Apesar de aparentemente indesejável, esta relação entre o tamanho do espalhador e o comprimento de onda do pulso pode ser útil durante a aquisição de imagens de determinados órgãos. Exemplificando, na faixa de frequências entre 1 e 5 MHz, os sinais provenientes de regiões preenchidas por sangue, como nas câmaras cardíacas, são aproximadamente 20 dB mais fracos que os advindos das paredes do coração, fazendo com que o sangue seja praticamente “invisível” na imagem de ultra-som. Já na faixa de frequências compreendida entre 20 e 30 MHz, as células sanguíneas comportam-se como espalhadores de Rayleigh, fazendo com que as reflexões advindas do sangue sejam tão intensas como as do miocárdio (Anderson e Trahey, 2000).

Independentemente de o fenômeno ser reflexão especular ou espalhamento, segundo Hutchins e Leeman (1982), os ecos são gerados pela presença de não-homogeneidades dos tecidos em função de flutuações de sua impedância característica, ou seja, a imagem de ultra-som corresponde à variação da impedância do meio, e não de seus valores absolutos. Por esta razão, imagens ultra-sônicas podem ser interpretadas como gradientes das estruturas anatômicas sob investigação.

Outro ponto importante de sistemas ultra-sônicos diz respeito à atenuação da onda (redução de amplitude) ao se propagar por um meio. Esta é dependente tanto do meio por onde o pulso se propaga quanto da frequência do mesmo. Em tecidos moles humanos, a atenuação média encontra-se em torno de 0,5 dB/MHz·cm. Este fenômeno tem o comportamento semelhante a um filtro passa-baixas, reduzindo a amplitude das componentes de alta frequência de forma mais severa que as de baixa frequência. Em média, durante a prática médica, aproximadamente 98 % da energia transmitida é atenuada pelos tecidos, restando apenas 2 % para a formação da imagem (Anderson e Trahey, 2000).

A PROPAGAÇÃO SONORA COMO PROCESSO LINEAR

Uma das soluções da equação de onda (eq. 2.1) corresponde a uma onda de pressão acústica plana e contínua propagando-se no espaço unidimensional ao longo da direção axial x , representada pela equação 2.6.a:

$$p(x,t) = P_0 \cos(2\pi ft - kx) \quad (2.6.a)$$

$$\text{sendo } k = 2\pi f / c \quad (2.6.b)$$

onde: P_0 é a amplitude da onda;

f é a frequência temporal (neste caso só há uma componente);

k é o número de onda, derivado da equação 2.3;

x é a direção axial de propagação do pulso;

t é a variável temporal.

Modelando-se o sistema ultra-sônico como linear, pode-se então representar qualquer onda de pressão pela sobreposição de diferentes ondas planas (como as descritas pela equação 2.6.a) permitindo a decomposição de um pulso de banda larga em um conjunto de fontes acústicas monocromáticas individuais. Ainda segundo a terminologia de sistemas lineares, o pulso acústico pode ser definido como a resposta impulsiva do sistema ultra-sônico, também conhecida por função de espalhamento de ponto.

Segundo o princípio de Huygen-Fresnel, uma onda qualquer pode ser decomposta em um conjunto de ondas esféricas em expansão, geradas por fontes pontuais. Em regiões próximas ao transdutor, os raios destas ondas esféricas são comparáveis às dimensões do elemento piezoelétrico (considerando transdutor de elemento único), de forma que a sobreposição entre elas pode ocorrer fora de fase, criando descontinuidades pontuais no feixe. Esta região é denominada campo próximo ou zona de Fresnel. Com o aumento da distância da face do transdutor, os raios das ondas esféricas tornam-se maiores e as dimensões do elemento piezoelétrico passam a ser não mais tão significantes, no sentido em que a composição entre as várias frentes de ondas esféricas ocorre em fase, resultando em uma frente de onda única. A esta região dá-se o nome de campo distante ou zona de Fraunhofer. A figura 2.5 ilustra o mapeamento de um transdutor circular não-focalizado feito ao longo de sua direção axial. O hidrofone pontual foi inicialmente posicionado na região central da face do transdutor, varrendo uma distância de 300 mm, com passos de 0,50 mm. A cada medida era calculado o valor RMS do pulso adquirido. A linha vertical pontilhada define o limite entre os campos próximo e distante.

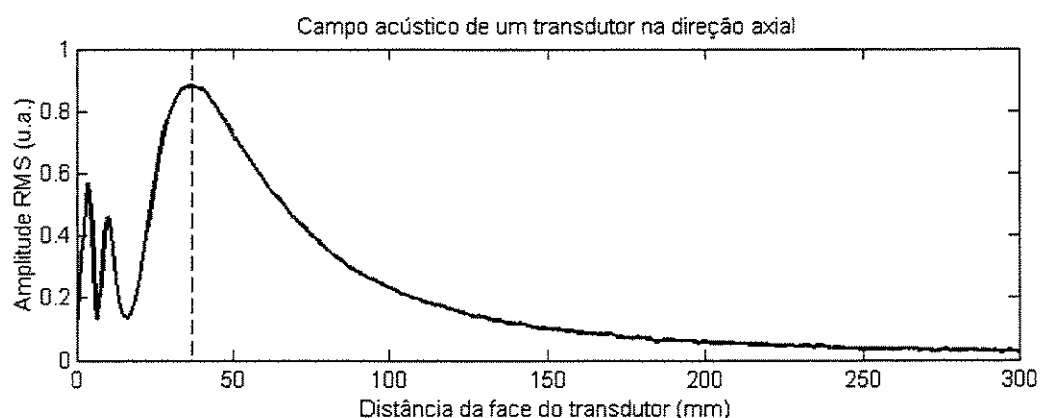


Figura 2.5 – Mapeamento de um transdutor real por um hidrofone pontual ao longo de sua direção axial. A linha vertical tracejada define o limite entre o campo próximo (zona de Fresnel) do campo distante (zona de Fraunhofer).

A modelagem de um sistema ultra-sônico como linear dá-se pela aproximação de Fraunhofer, originalmente desenvolvida para aplicações na área de óptica (Goodman, 1968). Isto implica que um sistema ultra-sônico pode ser caracterizado no espaço- k^* (domínio de frequências espaciais – $\mathbf{k} = \vec{k}_x + \vec{k}_y + \vec{k}_z$), que corresponde à estimação do comportamento espacial do feixe acústico pela transformada de Fourier de sua resposta impulsiva. Esta consideração pode ser utilizada desde que seja no campo distante de um transdutor não focalizado (zona de Fraunhofer) ou na região focal de um transdutor focalizado (na região focal, as ondas esféricas convergentes comportam-se como ondas planas advindas de um transdutor não focalizado localizado a uma grande distância). O desenvolvimento da aproximação de Fraunhofer pode ser encontrado em Anderson e Trahey, 2000.

Como o pulso ultra-sônico é descrito em quatro dimensões, pode-se analisá-lo em um instante de tempo fixo, por exemplo, $t = 0$. Como citado anteriormente, pode-se ainda suprimir a elevação (eixo z), utilizando a projeção do pulso no plano xy (axial-lateral). Desta forma, o pulso $p(x,y)$ é representado no espaço- k em termos de suas componentes espectrais de frequências espaciais por sua transformada de Fourier. Para uma função de espalhamento de ponto genérica $f(x,y)$, suas transformadas de Fourier direta e inversa são dadas pelas equações 2.7 e 2.8 (Gonzalez e Woods, 2000).

$$\mathfrak{F}\{f(x,y)\} = F(u,v) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x,y) \exp[-j2\pi(ux + vy)] dx dy \quad (2.7)$$

$$\mathfrak{F}^{-1}\{F(u,v)\} = f(x,y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} F(u,v) \exp[j2\pi(ux + vy)] du dv \quad (2.8)$$

onde: $F(u,v)$ é a transformada de Fourier bidimensional de $f(x,y)$;

u e v são as coordenadas no espaço- k , após suprimir a elevação: $\mathbf{k} = \vec{k}_x + \vec{k}_y$;

$\mathfrak{F}$ e $\mathfrak{F}^{-1}$ são as operações de transformada de Fourier direta e inversa, respectivamente.

Um determinado corpo ou tecido, por onde o pulso se propaga, tem sua resposta impulsiva, $h(x,y)$, modelada pela diferença de impedâncias acústicas entre as estruturas que a compõem. No espaço- k , a interação entre o pulso, $P(u,v)$, e este corpo, $H(u,v)$, é dada pela multiplicação entre seus espectros de

* O espaço- k corresponde ao domínio de frequências angulares de um sistema representado no espaço físico tridimensional, equivalente à representação de sistemas variáveis no tempo no domínio da frequência angular ω , onde $\omega = 2\pi f$.

freqüência (equação 2.9), onde $G(u,v)$ é o espectro dos sinais retro-espalhados, também denominados sinais de rádio-freqüência ou RF.

$$G(u,v) = P(u,v) \cdot H(u,v) \quad (2.9)$$

Pelas propriedades da transformada de Fourier, a multiplicação entre funções espectrais no domínio da freqüência (espaço- k) pode ser representada pela operação de convolução no domínio do tempo (ou espaço). Sendo assim, a relação estabelecida pela equação 2.9 pode também ser representada pela equação 2.10, onde $g(x,y)$ é a imagem de RF resultante, cujo envelope dá origem à imagem de modo-B.

$$g(x,y) = p(x,y) * h(x,y) = \int \int_{-\infty}^{\infty} p(\eta,v) h(x-\eta, y-v) d\eta dv \quad (2.10)$$

onde: * corresponde à operação de convolução.

Pela equação 2.9, um sistema ultra-sônico real que tenha uma função de espalhamento de ponto igual a $P(u,v)$ atua como uma máscara no espaço- k , atribuindo diferentes pesos à resposta impulsiva da estrutura, $H(u,v)$. Seguindo a mesma linha, um sistema ideal deveria se comportar como um filtro passa-tudo, ou seja, a imagem ultra-sônica no espaço- k , $G(u,v)$, seria a própria resposta impulsiva da estrutura $H(u,v)$ sob investigação. Em situações práticas, isto só seria possível quando o pulso ultra-sônico se aproximasse de um impulso (baixo comprimento de onda e alta largura de banda, Tobocman et al., 2002).

As equações acima correspondem a sistemas contínuos, tanto no domínio do tempo (ou espaço) quanto no da freqüência (ou espaço- k). Como sistemas ultra-sônicos modernos são eminentemente digitais, realizando a amostragem dos sinais captados pelos elementos piezoelétricos do transdutor (sinais de rádio-freqüência ou simplesmente sinais de RF), as transformadas de Fourier direta e inversa podem ser representadas no domínio discreto pelas equações 2.11 e 2.12, respectivamente (Gonzalez e Woods, 2000).

$$F(u,v) = \frac{1}{MN} \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} f(x,y) \exp[-j2\pi(ux/M + vy/N)] \quad (2.11)$$

$$f(x,y) = \sum_{u=0}^{M-1} \sum_{v=0}^{N-1} F(u,v) \exp[j2\pi(ux/M + vy/N)] \quad (2.12)$$

onde: M e N correspondem às dimensões axial e lateral de $f(x,y)$ e $F(u,v)$.

As formulações das transformadas discretas de Fourier das equações 2.11 e 2.12 são geralmente adotadas na área de engenharia. Entretanto, é possível encontrar formulações em algumas sub-áreas de

matemática ou física (a geofísica é uma delas) onde é usada a exponencial complexa positiva na transformada direta ($j\omega$) e negativa na transformada inversa ($-j\omega$), onde ω representa o eixo de frequências (Claerbout, 1992). Além disso, algumas implementações numéricas destas equações, como é o caso dos códigos implementados em ambiente MATLAB® (MathWorks, EUA), utilizam a constante $1/MN$ na transformada inversa, e não na direta. Desde que se tenha o devido cuidado na utilização destas equações e na interpretação de seus resultados, elas são equivalentes.

Para a multiplicação dos espectros, como descrito pela equação 2.9, tanto $P(u,v)$ quanto $H(u,v)$ devem ter o mesmo tamanho, de forma que a matriz de menores dimensões, geralmente o pulso $P(u,v)$, tem suas dimensões ampliadas através da criação de uma borda de zeros. Já a operação de convolução discreta é descrita pela equação 2.13.

$$g(x,y) = p_e(x,y) * h_e(x,y) = \frac{1}{MN} \sum_{m=0}^{M-1} \sum_{n=0}^{N-1} p(m,n)h(x-m,y-n) \quad (2.13)$$

Considerando que $p(x,y)$ tenha dimensões $A \times B$ e $h(x,y)$ dimensões $C \times D$, de forma a se evitar erros de revestimento (regiões nulas durante a translação de uma das matrizes), ambas as funções devem ter periodicidade $M \times N$ nas direções x e y , respectivamente. Isto implica na extensão das bordas de $p(x,y)$ e $h(x,y)$ para $p_e(x,y)$ e $h_e(x,y)$, definindo-se M e N da seguinte forma:

$$M \geq A + C - 1 \quad (2.14.a)$$

$$N \geq B + D - 1 \quad (2.14.b)$$

As periodicidades das funções $p(x,y)$ e $h(x,y)$ são obtidas estendendo-se ambas como descrito a seguir:

$$p_e(x,y) = \begin{cases} p(x,y) & 0 \leq x \leq A-1 & e & 0 \leq y \leq B-1 \\ 0 & A \leq x \leq M-1 & ou & B \leq y \leq N-1 \end{cases} \quad (2.15.a)$$

$$h_e(x,y) = \begin{cases} h(x,y) & 0 \leq x \leq C-1 & e & 0 \leq y \leq D-1 \\ 0 & C \leq x \leq M-1 & ou & D \leq y \leq N-1 \end{cases} \quad (2.15.b)$$

Nas equações 2.15.a e 2.15.b admitiu-se a notação de matrizes utilizada em linguagem C, onde uma matriz de dimensões $M \times N$ tem seus MN valores distribuídos entre as posições (0,0) e (M-1,N-1). Em ambientes como MATLAB, por exemplo, a primeira posição é dada pelo par ordenado (1,1) e a última por (M,N), exigindo correções nos intervalos das equações 2.15.a e 2.15.b.

Em transdutores compostos de elementos múltiplos, cada elemento piezoelétrico tem o formato retangular fazendo com que sua resposta impulsiva individual comporte-se como uma função do tipo sinc^* . Usando a convenção de que a direção lateral em feixe ultra-sônico (direção normal à sua propagação) é representada pelo eixo y , se cada elemento retangular tiver uma largura d , a resposta impulsiva resultante do transdutor de largura D , também conhecida como abertura, pode ser modelada pela convolução entre a forma de um destes elementos individuais, $\text{rect}(d)$, e um trem de pulsos, $\text{III}(y/d)$, modulada pela forma final do transdutor, $\text{rect}(D)$, que também é retangular. Isto faz com que a abertura resultante do pulso gerado por um transdutor deste tipo tenha um perfil semelhante a uma função sinc no espaço- k . Sendo assim, a abertura do transdutor pode ser representada pela equação 2.16:

$$\mathfrak{F} \{ \text{rect}(D) \cdot [\text{rect}(d) * \text{III}(y/d)] \} = |\text{sinc}(k_y/d)| \cdot [|\text{sinc}(k_y/D)| * \text{III}(k_y/d)] \quad (2.16)$$

A figura 2.6.a ilustra um transdutor de largura D , formado de elementos piezoelétricos de largura d . Em 2.6.b tem-se a abertura resultante traçada pela curva contínua (lobo central 1 e lobos laterais 2 - equação 2.16), sendo que seu lobo central (1) corresponde à abertura total D do transdutor, $|\text{sinc}(k_y/D)|$, enquanto que sua taxa de repetição é dada pela função $\text{III}(k_y/d)$. A linha pontilhada (3), dada por $|\text{sinc}(k_y/d)|$, corresponde à modulação causada pela abertura de cada elemento atuando individualmente. Apesar do perfil desejado ser o lobo central marcado por 1, a repetição dos elementos piezoelétricos faz com que apareçam lobos laterais indesejáveis, marcados por 2, podendo introduzir artefatos à imagem. (Anderson e Trahey, 2000). Apesar do lobo central comportar-se como uma curva do tipo $|\text{sinc}|$, a abertura de um feixe ultra-sônico é normalmente modelada por uma curva gaussiana sem perda de generalidade (Grevillot et al., 1999).

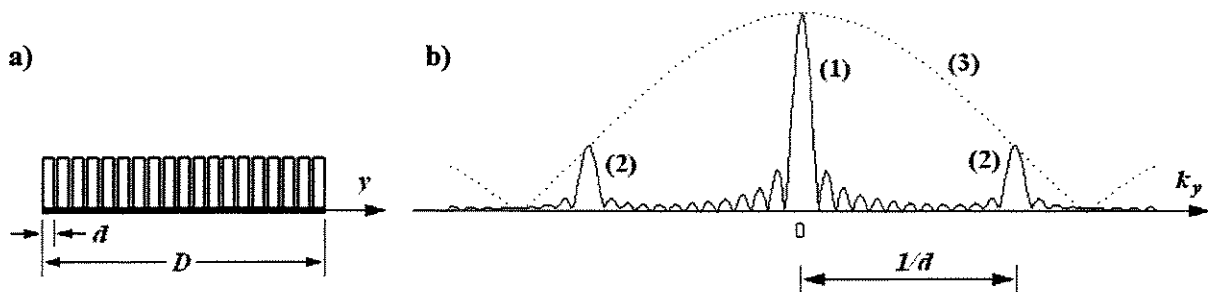


Figura 2.6 – a) Transdutor linear composto por um arranjo de vários elementos piezoelétricos retangulares; b) a abertura do transdutor ilustrado em “a”, correspondente à transformada de Fourier de seu perfil lateral. Veja texto para maiores detalhes.

* $\text{sinc}(u) = \frac{\text{sen}(\pi u)}{\pi u}$

2.2. *Speckle* em imagens ultra-sônicas

Uma característica típica de imagens ultra-sônicas, bem como de qualquer outra modalidade que utilize fontes de radiação coerentes, é a presença de *speckle*. Por *speckle* entende-se um padrão causado por interferências destrutivas entre sinais coerentes, gerados por espalhamentos de estruturas cujas dimensões vão além da capacidade de resolução do sistema em questão. O *speckle* é considerado um artefato e sua presença é responsável por um aspecto granuloso e aparentemente aleatório das imagens ultra-sônicas. Este artefato difere-se de outros tipos de ruídos (ruídos elétricos, por exemplo) por sua natureza determinística, ou seja, se uma certa imagem fosse adquirida duas vezes consecutivas, exatamente sob as mesmas condições, este padrão se repetiria (Burckhardt, 1978; Wells e Halliwell, 1981; Gibson et al., 2001). Entretanto, alguns autores, principalmente os mais interessados na aplicação clínica do ultra-som do que na origem do *speckle* propriamente dita, não fazem esta distinção, vendo-o como um ruído aleatório (Jespersen et al., 2000).

Independente da definição aceita, o *speckle* é responsável por uma degradação substancial da imagem ultra-sônica, reduzindo principalmente o contraste e a definição das bordas, dificultando a detecção e identificação de estruturas de interesse. Além do grau de subjetividade incutido pelo *speckle* à prática médica, sua presença também contribui para o aumento da dificuldade e imprecisão de técnicas de segmentação automática (Chen et al., 2003a) e de testes de controle de qualidade de equipamentos ultra-sônicos (Gibson et al., 2001). O conhecimento da existência de *speckle*, principalmente em sistemas ópticos, é tão antigo que cientistas como Isaac Newton já ressaltaram a relevância do assunto (Newton, 1730). Existem ainda trabalhos para avaliação do *speckle* como um fenômeno tridimensional, utilizando-o para o registro espacial de imagens bidimensionais durante a composição de uma imagem ultra-sônica tridimensional, visando substituir o uso de posicionadores ópticos ou magnéticos (Smith e Fenster, 2000; Carmo et al., 2002; Chang et al., 2003). Vários trabalhos têm sido realizados no intuito de desenvolver algoritmos e/ou circuitos para a redução do *speckle* em imagens ultra-sônicas ou para a obtenção de imagens sem *speckle* através de sistemas de imagens não coerentes* (Chen et al., 1996).

A figura a seguir (fig. 2.7) ilustra a ocorrência de *speckle* no caso unidimensional. Considere um conjunto de espalhadores pontuais (interfaces acústicas representando as variações de impedância) e de

* Em sistemas ultra-sônicos convencionais, para cada linha de RF da imagem, são utilizados os sinais captados por um pequeno grupo de elementos piezoelétricos do transdutor. Em geral, a estratégia utilizada em sistemas de imagens denominados não coerentes, ou insensíveis à fase, consiste em calcular as envoltórias dos sinais de RF captados por cada elemento do transdutor e depois compô-las gerando uma linha de modo-A. A desvantagem é que, nestes sistemas, descarta-se toda informação de fase que poderia ser útil em um estágio posterior.

mesma amplitude (fig. 2.7.a). Apesar da dimensão pontual de cada estrutura, semelhante a um impulso, o pulso ultra-sônico tem uma duração finita e, sabendo-se a velocidade do som no meio em questão, apresenta um comprimento também finito. A figura 2.7.b ilustra o resultado do sinal detectado pelo transdutor, obtido por simulação. São mostrados os sinais retro-espalhados, notadamente sinal de RF, e seu envelope, obtido através da transformada de Hilbert (ver apêndice A.1). Todos os espalhadores têm a mesma amplitude, mas diferentes distâncias entre si. O primeiro espalhador encontra-se relativamente isolado dos outros, de forma que sua reflexão é detectada sozinha, sem interferências. Usando-se a notação de sistemas lineares, este espalhador isolado pode ser interpretado como um impulso, $\delta(x)$, e sua interação com o pulso, como a função de espalhamento de ponto do sistema, ou seja, a reflexão (eco) gerada por este espalhador corresponde ao próprio pulso, $p(x, t_0) * \delta(x) = p(x, t_0)$. Os dois espalhadores na região de 9 mm estão bem próximos um do outro, de forma que há interferência entre os sinais retro-espalhados. Como os sinais estavam em fase, esta interferência foi construtiva, sendo detectado apenas um sinal de maior amplitude e duração. Neste caso, diz-se que a distância entre os espalhadores está além da resolução do sistema, ou seja, estão muito próximos para serem resolvidos (detectados separadamente). Efeito semelhante ocorre com o par de espalhadores na região de 16 mm. Neste caso, a distância entre eles é um pouco maior, e ambas as reflexões começaram a ser identificadas separadamente (note o envelope com dois picos distintos), mas ainda com alguma interferência entre elas. Apesar de ter havido interferência com ambos os pares de espalhadores (aproximadamente a 9 mm e 16 mm), estas foram completamente construtivas, ou seja, o sincronismo de fases era tal que as reflexões resultantes tiveram as maiores amplitudes possíveis. Já com os pares próximos às regiões de 6 mm e 12 mm ocorreu exatamente o oposto: os sinais estavam fora de fase e as interferências foram destrutivas, reduzindo drasticamente a amplitude final do envelope. Não bastando isso, além da amplitude reduzida, duas pequenas estruturas foram identificadas no lugar de apenas uma. Pode-se argumentar que a detecção de duas estruturas é desejável, pois foram geradas por dois espalhadores. Entretanto, se for observada a posição do pico de cada uma delas, ver-se-á que não correspondem às posições originais dos espalhadores.

Na figura 2.7.c é mostrado o envelope do sinal em escala de cinza, sem nenhum tipo de compressão da faixa dinâmica. Como a capacidade visual humana é mais sensível ao contraste do que ao nível absoluto de brilho, a depressão criada pelo *speckle* torna-se bastante destacada, mesmo que seja formada por dois picos de baixa amplitude, como os que ocorreram na região de 6 mm.

A interferência é um fenômeno que sempre existirá e que, neste caso, depende do comprimento do pulso (comprimento de onda e largura de banda) em relação à distância entre as estruturas. No entanto, como mostrado na figura 2.7, esta interferência pode ser construtiva ou destrutiva (Gehlbach, 1983). Sendo assim, pode-se definir *speckle* da seguinte forma:

*“Speckle”: interferência coerente destrutiva entre reflexões
que se sobrepõem dentro de uma célula de resolução.*

Thijssen (2003) faz considerações sobre o tamanho lateral do *speckle*, afirmando que ele é fortemente dependente da profundidade. Considerando-se que sistemas ultra-sônicos com transdutores de elementos múltiplos geralmente utilizam focalização dinâmica durante a recepção, mas foco fixo na transmissão, é de se esperar que o tamanho do *speckle*, bem como a própria resolução lateral da imagem, varie com a profundidade.

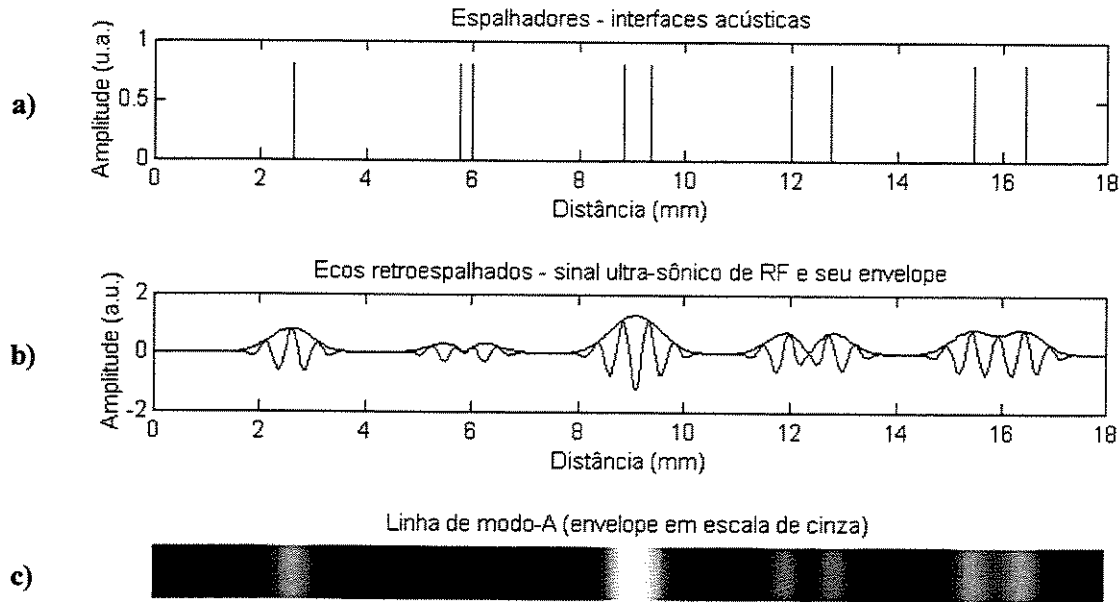


Figura 2.7 - Dependência do “speckle” com a distância entre os espalhadores: a) espalhadores; b) sinal retro-espalhado e seu envelope; c) envelope do sinal retro-espalhado em escala de cinza (linha de modo-A).

Os espalhadores utilizados no exemplo anterior são reais, ou seja, apresentam magnitude, mas fase nula. Como discutido na seção 2.1, uma modelagem mais abrangente faz uso de espalhadores como variáveis complexas, com magnitude e fase diferentes de zero. A figura 2.8 corresponde a uma situação semelhante à da figura 2.7, com a diferença de que os espalhadores estão distribuídos em pares equidistantes e com diferentes fases relativas entre eles, a saber, 0° , 45° , 90° , 135° e 180° . Como pode ser visto, simplesmente pela mudança de fase, o sinal retro-espalhado passa de uma interferência completamente construtiva (primeiro par à esquerda) para uma completamente destrutiva (último par à direita).

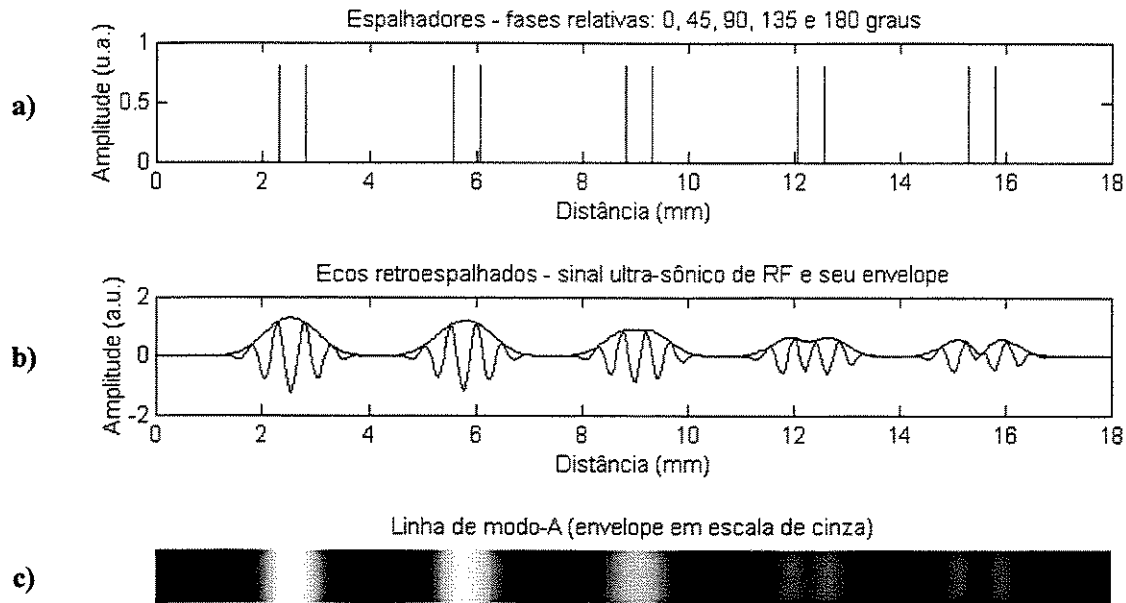


Figura 2.8 – Dependência do “speckle” com a fase relativa entre os espalhadores: a) pares de espalhadores (magnitude apenas) com fases relativas iguais a 0, 45°, 90°, 135° e 180°; b) sinal retro-espalhado e seu envelope; c) envelope do sinal retro-espalhado em escala de cinza (linha de modo-A).

A figura 2.9 ilustra efeito semelhante ao ocorrido na figura 2.7, onde foi variada a distância entre os espalhadores. A figura 2.9.a pode ser vista como um par de espalhadores que, de cima para baixo, teve sua separação aumentada. A figura 2.9.b corresponde à imagem de modo-B, ou seja, à imagem formada pelos sinais retro-espalhados. Note que a direção de propagação do pulso é na horizontal. A figura 2.9.c corresponde à imagem de modo-B, assumindo que todas as interferências foram completamente construtivas, ou seja, esta seria a imagem desejada, livre de *speckle*. Mais adiante será detalhado o método com o qual esta imagem é gerada, possível apenas em simulação. Se a imagem de modo-B original (2.9.b) for comparada com a sem *speckle* (2.9.c), ver-se-á que elas apresentam aspecto semelhante: quando a distância entre os espalhadores é comparável ao comprimento do pulso, eles são detectados como uma única estrutura. Após certo ponto a distância entre os espalhadores é suficiente para que não haja interferência entre os mesmos, passando a ser detectados como duas estruturas distintas. A diferença ocorre exatamente na região onde os espalhadores ainda estão relativamente próximos uns dos outros. Na imagem de modo-B original, dependendo da distância, são detectadas tanto uma estrutura de grande amplitude (interferência construtiva, sem presença de *speckle*), quanto duas de baixa amplitude (interferência destrutiva = *speckle*). Entretanto, não é só a presença de um vale no meio de dois picos que indica a presença do artefato. Dependendo do grau de severidade da interferência, a curva detectada não apresenta nenhum vale, mas tem sua amplitude bastante reduzida. Apesar do aspecto repetitivo da

ocorrência de *speckle*, caso fosse utilizado um pulso ultra-sônico de frequência diferente, ocorreria um padrão de degradação completamente diferente.



Figura 2.9 – Dependência do "speckle" com a distância entre os espalhadores: a) estrutura; b) imagem de modo-B (envelope) e c) imagem de modo-B livre de "speckle".

A figura 2.10 corresponde à versão bidimensional do caso apresentado na figura 2.8. Na figura 2.10.a, duas "colunas" de espalhadores foram dispostas paralelamente. Entretanto, a fase relativa entre os espalhadores de cada linha foi variada de 0 a 360° (só a magnitude é visível). Novamente, na figura 2.10.b, encontra-se a imagem de modo-B original, enquanto que na figura 2.10.c, a imagem livre de *speckle*. Como pode ser visto, a imagem livre de *speckle* apresenta a mesma aparência para todos os valores de fase. Já a imagem de modo-B apresenta interferência construtiva nas bordas (fases próximas a 0 e 360°) e destrutiva no centro (região de fase igual a 180°). Este exemplo ilustra bem a dependência que a ocorrência de *speckle* tem com a fase. Note que, com espalhadores a distâncias diferentes ou com outro pulso, a ocorrência de *speckle* seria completamente diferente. A interferência muda de completamente construtiva para completamente destrutiva a cada 180°, o que não significa que necessariamente ter-se-á *speckle* sempre que a fase relativa entre os espalhadores for 180°.

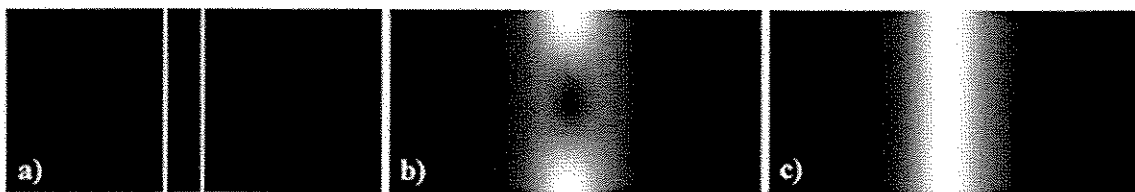


Figura 2.10 – Dependência do "speckle" com a fase relativa entre os espalhadores: a) estrutura com fase variando linearmente de 0 a 360° na direção vertical; b) imagem de modo-B (envelope) e c) imagem de modo-B livre de "speckle".

A abordagem analítica de uma situação onde existem vários espalhadores pode se tornar extremamente complexa. Entretanto, a condição mínima para a ocorrência de interferência, e conseqüentemente *speckle*, é a interação entre duas reflexões, causada por um conjunto de dois espalhadores. Sendo assim, considere dois espalhadores pontuais $h(x)$, de mesma magnitude e fase nula, por razões de simplificação. Se estes forem separados por uma distância d , podem ser descritos por $h(x)$ e $h(x-d)$, sendo que sua transformada de Fourier pode, então, ser descrita pela equação 2.17:

$$\Im \{h(x) + h(x-d)\} = H(k_x) + H(k_x) \exp[-jk_x(-d)] = H(k_x)[1 + \exp(jk_x d)] \quad (2.17)$$

Como visto anteriormente, modelando o sinal retro-espalhado pela multiplicação dos espectros do pulso e da estrutura, tem-se:

$$G(k_x) = P(k_x)H(k_x)[1 + \exp(jk_x d)] \quad (2.18)$$

onde $G(k_x)$ é o espectro do sinal retro-espalhado e $P(k_x)$ o espectro do pulso.

Sua potência espectral $|G(k_x)|^2$ pode, então, ser expressa por:

$$\begin{aligned} |G(k_x)|^2 &= |P(k_x)H(k_x)[1 + \exp(jk_x d)]|^2 = \\ &= |P(k_x)H(k_x)|^2 \left| 2 + 2 \frac{\exp(jk_x d) + \exp(-jk_x d)}{2} \right| = \\ &= |P(k_x)H(k_x)|^2 \cdot |2 + 2 \cos(k_x d)| \end{aligned} \quad (2.19)$$

Como pode ser observado pela equação 2.19, a potência espectral $|G(k_x)|^2$ de um sinal retro-espalhado por apenas um espalhador de amplitude unitária é dada por $|P(k_x)H(k_x)|^2$. Entretanto, na presença de dois espalhadores de mesma magnitude, surge um termo cossenoidal igual a $|2 + 2 \cos(k_x d)|$ e, dependendo do valor da distância d entre eles, a potência do sinal de RF varia desde 0 ($k_x d = \pi/2$) a 4 ($k_x d = 0$) vezes o valor obtido no caso de apenas um espalhador. De forma semelhante, a amplitude do sinal varia de 0 a 2 vezes o valor obtido com apenas um espalhador.

Em 1978, Burckhardt apresentou uma abordagem teórica sobre *speckle* em imagens ultra-sônicas que ainda hoje é uma referência para muitos trabalhos. Segundo ele, se o número de espalhadores em uma célula de resolução é alto* e suas fases variam uniformemente entre 0 e 2π , a variação de intensidade dos pontos (níveis de cinza) da imagem de modo-B comporta-se segundo a função densidade de probabilidade de Rayleigh, expressa pela equação 2.20.

* Burckhardt (1978) não especifica quão grande deve ser o número de espalhadores, havendo divergências entre os valores estabelecidos por outros autores. No capítulo seguinte (Material e Métodos), esse assunto volta a ser abordado quando da introdução do conceito de espalhadores efetivos.

$$p_{Ray}(A) = \frac{A}{\psi} \exp(-A^2/2\psi) \quad (2.20)$$

onde: A é a amplitude dos pontos da imagem

ψ é uma constante, sendo que o pico da curva de distribuição de Rayleigh ocorre quando

$$p_{Ray}(\sqrt{\psi}) = \frac{0,6}{\sqrt{\psi}}.$$

Na próxima seção (2.3) há um exemplo da variação de brilho de uma imagem sintética corrompida por *speckle* e sua aproximação por uma curva de densidade de probabilidade de Rayleigh.

2.3. Simulação de imagens ultra-sônicas

O objetivo deste projeto é o desenvolvimento de métodos para redução de *speckle* destinados a situações práticas, como imagens ultra-sônicas de casos clínicos. No entanto, por mais que se tenha conhecimento da estrutura a ser analisada, por exemplo, através da dissecação de um órgão e da medida de suas dimensões reais, não há como saber como deveria ser uma imagem ultra-sônica livre de *speckle*, pois existem outros fatores envolvidos, como reverberações, atenuação causadas pelo meio e ruídos elétricos. A grande vantagem do uso da simulação é a possibilidade de se criar uma imagem livre de *speckle* para análise da eficiência dos algoritmos de restauração. A definição de sinal livre de *speckle* será abordada mais adiante, no capítulo de Material e Métodos.

Como visto anteriormente, pela aproximação de Fraunhofer, um sistema ultra-sônico pode ser modelado como um sistema linear, onde o sinal retro-espalhado corresponde à convolução entre o pulso e a estrutura, esta formada por espalhadores individuais complexos, contendo magnitude e fase. Este modelo é bem aceito pela comunidade científica e amplamente utilizado (Jensen e Leeman, 1994). Como o resultado da convolução é um sinal também complexo, é admitido como sinal retro-espalhado a parte real do mesmo. Já o envelope, ou envoltória do sinal, pode ser obtido de várias formas, sendo mais indicado o uso da transformada de Hilbert. Ela é usada para o cálculo do sinal em sua forma analítica, que nada mais é do que o sinal real, denominado componente em fase, e sua componente em quadratura (90° fora de fase). Tendo-se as componentes em fase e quadratura, a magnitude fornece o envelope do sinal, enquanto que seu argumento, sua fase (Voelcker, 1966; Jensen e Leeman, 1994). Mais detalhes sobre a transformada de Hilbert podem ser encontrados no apêndice A.1.

A figura 2.11 ilustra um caso unidimensional de simulação de retro-espalhamento acústico. Na figura 2.11.a tem-se um pulso de 3,0 MHz e 50 % de largura de banda (medida a -6 dB), enquanto que na figura 2.11.b tem-se dois espalhadores pontuais de fase nula. A interação do pulso com os espalhadores,

resultando no sinal retro-espalhado, é ilustrada na figura 2.11.c. Sobreposto a ele encontra-se seu envelope. Esta mesma operação é ilustrada na figura 2.12 no domínio da frequência, dada pela multiplicação entre os espectros do pulso e espalhadores (note que a primeira metade do espectro, de 0 a π , é “espelhada” na segunda metade, de π a 2π). A figura 2.12.a ilustra a magnitude do espectro do pulso, com a maior parte da energia concentrada na região da frequência central do mesmo. Na figura 2.12.b tem-se a magnitude do espectro dos espalhadores, estendendo-se por toda a faixa de frequências. A multiplicação de ambos resulta no espectro do sinal retro-espalhado, cuja magnitude encontra-se ilustrada na figura 2.12.c. É interessante notar que o pulso restringe a abrangência do espectro do sinal retro-espalhado. Retornar-se-á a este ponto mais à frente, no capítulo de Material e Métodos, quando da introdução do conceito de espalhadores efetivos.

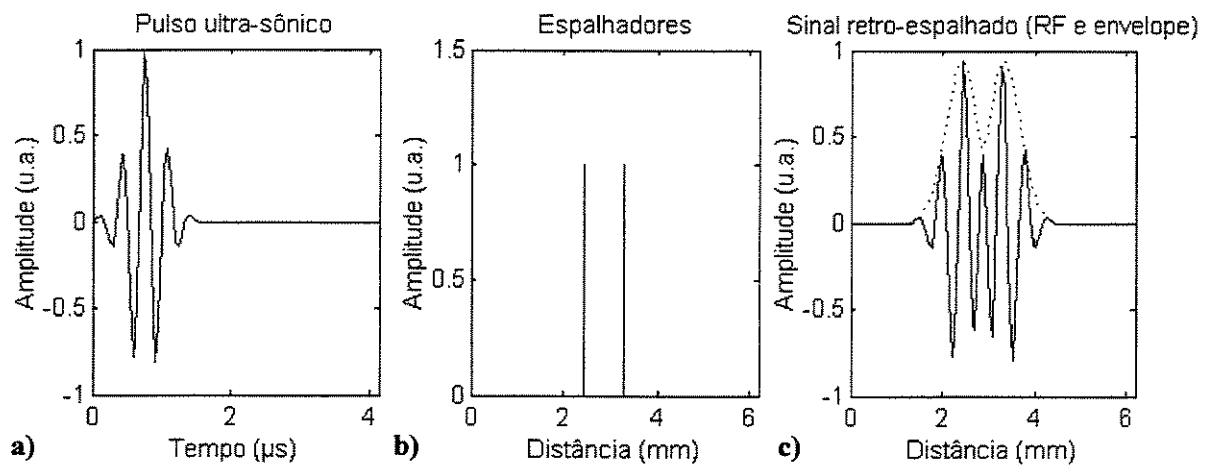


Figura 2.11 – Simulação de retro-espalhamento acústico no domínio do tempo: a) pulso ultra-sônico; b) espalhadores; c) sinal retro-espalhado e seu envelope (convolução entre “a” e “b”).

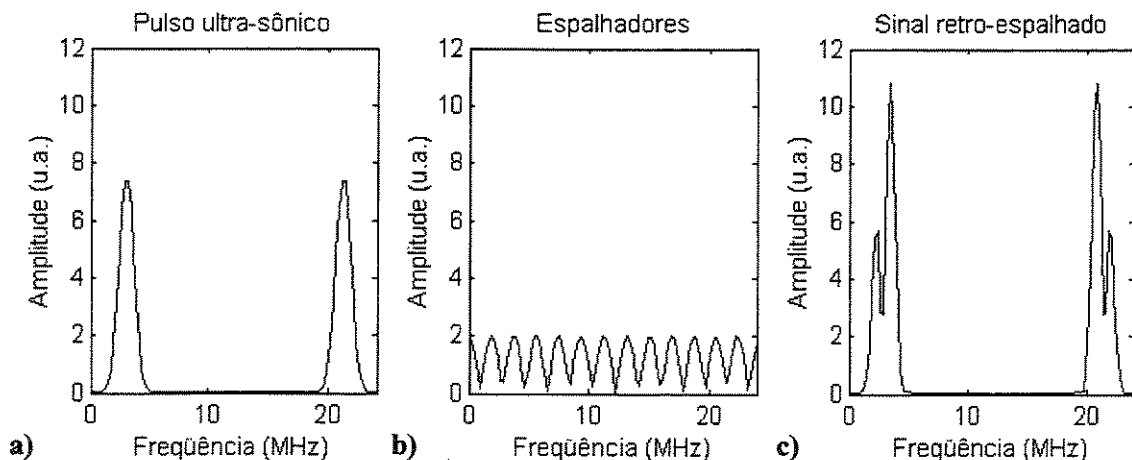


Figura 2.12 – Simulação de retro-espalhamento acústico no domínio da frequência (magnitude apenas): a) pulso ultra-sônico; b) espalhadores; c) sinal retro-espalhado (multiplicação entre “a” e “b”).

Além dos domínios do tempo e frequência, a simulação do retro-espalhamento acústico pode ser ainda realizada no plano Z. A transformada-Z é uma forma compacta e, dependendo da aplicação, bastante útil de se representar sinais no domínio da frequência. Considere um sinal real e discreto $x(n)$, com N amostras. Definindo o operador $z = re^{j\omega} = r[\cos(\omega) + j\sin(\omega)]^*$, a transformada-Z de $x(n)$ é dada por:

$$Z\{x(n)\} = X(z) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)z^{-n} = x(0) + x(1)z^{-1} + x(2)z^{-2} + \dots + x(N-1)z^{-(N-1)} \quad (2.21)$$

Apesar da equação 2.21 representar a transformada-Z, o interesse maior está nas raízes de seu polinômio, expresso da seguinte forma:

$$Z\{x(n)\} = X(z) = (z - z_0) \cdot (z - z_1) \cdot (z - z_2) \cdot \dots \cdot (z - z_{N-2}) \quad (2.22)$$

onde: z_n corresponde à n -ésima raiz da transformada-Z de $x(n)$.

As raízes também se atribui indistintamente o nome de zeros da função. Em coordenadas polares tem-se $z_n = r_n \exp(j\omega_n)$, ou seja, no plano Z, a raiz encontra-se na posição de raio r_n e ângulo ω_n radianos. Quando o raio é igual a 1, as raízes de um determinado polinômio localizam-se no círculo de raio unitário, e sua transformada-Z reduz-se à transformada de Fourier do sinal ($z = e^{j\omega}$). Sob esta ótica, a diferença entre as transformadas de Fourier e Z é que esta última pode apresentar frequências complexas, através das raízes fora do círculo de raio unitário (Oppenheim et al., 1983; Claerbout, 1992, Phillips e Nagle, 1995). Ao longo do texto, toda menção aos zeros ou raízes de uma determinada função está relacionada às raízes de sua transformada-Z.

A simulação do retro-espalhamento acústico utilizando a transformada-Z corresponde ao cálculo das raízes do polinômio cujos coeficientes são resultado da convolução do pulso com os espalhadores no domínio do tempo. Outra forma equivalente de se obter as raízes do sinal retro-espalhado é através da união dos zeros do pulso e dos espalhadores. O círculo de raio unitário do plano Z pode ser interpretado como o eixo de frequências da transformada de Fourier de um sinal disposto circularmente em torno da origem. Em coordenadas polares, o ângulo 0 radianos corresponde à frequência 0 (nível DC do sinal) e, após uma volta completa, o ângulo 2π radianos corresponde à frequência de amostragem do sinal. Sendo assim, a frequência de Nyquist[†] encontra-se em π radianos. A figura 2.13.a ilustra as raízes de um pulso

* Segundo a identidade de Euler: $e^{j\omega} = \cos \omega + j \sin \omega$.

† Neste Contexto, define-se a frequência de Nyquist como sendo igual à metade da frequência de amostragem adotada, independente da frequência do sinal em questão.

ultra-sônico de frequência central igual a 3,0 MHz, largura de banda igual a 50 % e taxa de amostragem igual a 30 MHz. Fazendo a conversão de radianos para Hertz, observa-se que 2π rd equivalem a 30 MHz, enquanto que a frequência de Nyquist (π), corresponde à 15 MHz.

Em linhas gerais, quando a magnitude da transformada de Fourier é nula, não há a presença de raízes complexas e os zeros da transformada-Z distribuem-se ao longo do círculo de raio unitário, com ângulo correspondente à frequência original. Nas regiões onde o espectro de frequências não é nulo, ocorre a ausência de raízes no plano Z. Como pode ser observado na figura 2.13.a, os pares de zeros conjugados próximos às frequências de 1,5 MHz e 4,5 MHz (faixa de passagem do pulso) são responsáveis pela forma do espectro de frequências, ilustrado em 2.12.a. A figura 2.13.b ilustra as raízes da estrutura formada por dois espalhadores e ilustrada anteriormente na figura 2.11.b. As raízes do sinal de RF, ilustradas na figura 2.13.c, correspondem à união dos zeros do pulso (fig. 2.13.a) e da estrutura (fig. 2.13.b).

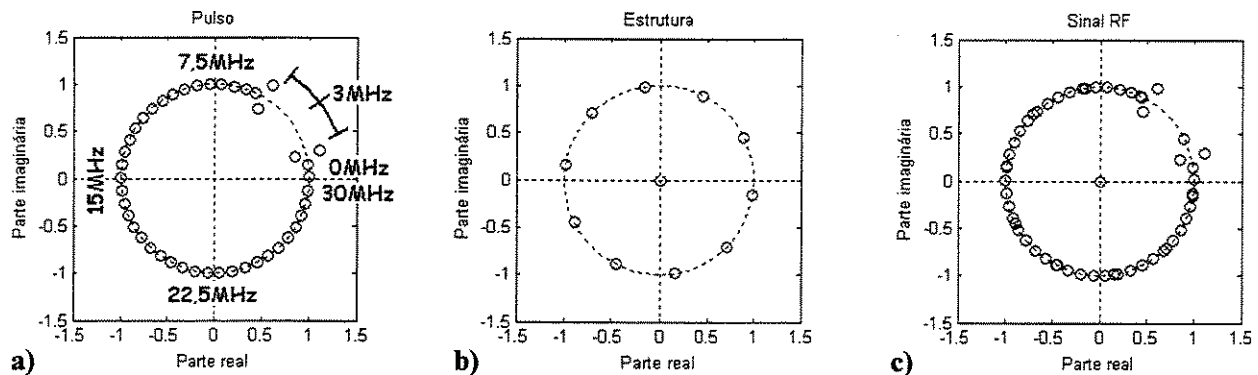


Figura 2.13 – Simulação de retro-espalhamento acústico no plano Z: a) pulso ultra-sônico com frequência central igual a 3 MHz; b) espalhadores; c) sinal retro-espalhado (união das raízes de “a” e “b”).

As figuras 2.14 e 2.15 ilustram, respectivamente, a simulação bidimensional de retro-espalhamento acústico nos domínios do tempo e frequência (espaço- k). A figura 2.14.a corresponde ao pulso utilizado, ilustrado em seu canto superior esquerdo e marcado pela seta. Na figura 2.14.b tem-se um *phantom** com estrutura circular onde apenas a magnitude dos espalhadores é visualizada (os espalhadores do centro têm magnitudes distribuídas uniformemente no intervalo [0, 3], enquanto que os das bordas no intervalo [0, 1]). A imagem de RF, resultado da convolução, é ilustrada na figura 2.14.c, com seu envelope (imagem de modo-B, propriamente dita) na figura 2.14.d.

* Apesar de *phantom* ser um termo de língua inglesa, sua adoção neste trabalho deve-se à ausência de uma tradução equivalente em língua portuguesa, correspondendo a objeto sintético (real ou computacional) que busca mimetizar as características desejadas de estruturas reais.

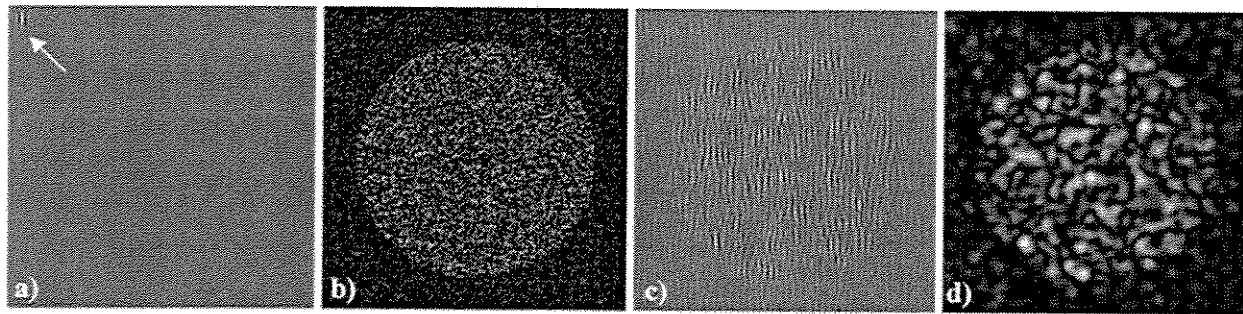


Figura 2.14 – Simulação bidimensional de retro-espalhamento acústico no domínio do espaço: a) pulso ultra-sônico (marcado pela seta); b) espalhadores (magnitude); c) imagem de RF; d) imagem de modo-B (envelope da imagem de RF).

A figura 2.15.a corresponde à magnitude do espectro de frequências do pulso previamente ilustrado na figura 2.14.a, enquanto que a figura 2.15.b corresponde à magnitude do espectro dos espalhadores (fig. 2.14.b). A interação do pulso com os espalhadores, correspondente à multiplicação dos espectros das figuras 2.15.a e 2.15.b, é ilustrada na figura 2.15.c. Novamente, como ocorreu na figura 2.12, apesar dos espalhadores apresentarem um espectro bastante amplo (fig. 2.15.b), a imagem de RF (fig. 2.15.c) é drasticamente limitada pela largura de banda do pulso (fig. 2.15.a).

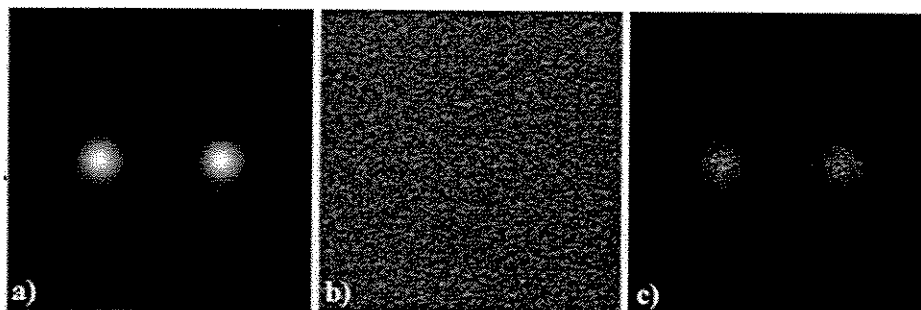


Figura 2.15 – Simulação bidimensional de retro-espalhamento acústico no domínio da frequência (magnitude apenas): a) pulso ultra-sônico; b) espalhadores; c) imagem de RF.

Como citado anteriormente (Burckhardt, 1978), uma imagem completamente corrompida por *speckle* tem seus níveis de cinza comportando-se de acordo com a função densidade de probabilidade de Rayleigh (equação 2.20), e com relação sinal-ruído (razão entre média e desvio padrão) teoricamente igual a 1,91. De forma a analisar a “qualidade” do *speckle* obtido com o modelo de simulação descrito, foi aferida a função densidade de probabilidade da imagem de modo-B simulada ilustrada a seguir (fig. 2.16).

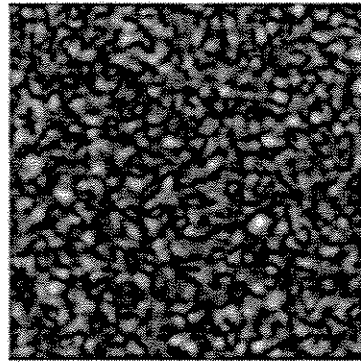


Figura 2.16 – Imagem de modo-B simulada corrompida por “speckle”. Este padrão de textura é devido à presença de “speckle” e apresenta uma distribuição de brilho que se aproxima da função densidade de probabilidade de Rayleigh (eq. 2.20).

A figura 2.16 tem dimensões iguais a 512 x 512 pontos, discretizados em 8 bits (256 níveis de cinza). Sua função densidade de probabilidade encontra-se ilustrada na figura 2.17 (curva sólida). A partir de seu valor máximo, foi calculada a constante ψ da equação 2.20*, dando origem à curva de Rayleigh teórica também ilustrada na figura 2.17 (curva tracejada). A relação sinal-ruído calculada foi 1,925, concordando com o valor teórico de 1,91. Segundo o próprio Burckhardt (1978), valores práticos de SNR podem ser esperados entre 1,5 e 2,5.

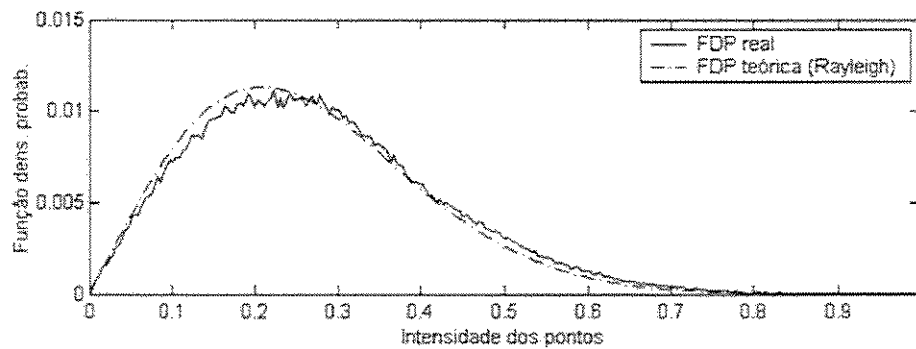


Figura 2.17 – Função densidade de probabilidade dos pontos da imagem ilustrada na figura 2.16 e sua aproximação teórica.

* $\psi = \left(\frac{0,6}{\max[p(A)]} \right)^2$, onde $p(A)$ é função densidade de probabilidade da distribuição de amplitudes da imagem.

2.4. Detecção de *speckle*: Frequência Instantânea

Em uma imagem ultra-sônica de modo-B, apesar da presença de *speckle* ser indicada por granulosidades que estão além da capacidade de resolução do sistema, não há certeza se uma determinada região de baixo brilho foi corrompida por *speckle* ou se apenas as diferenças de impedância acústica não eram tão expressivas. Sendo assim, é interessante que exista uma forma capaz de detectar as regiões de *speckle* em uma imagem. Um dos métodos considerado mais apropriado é o da Frequência Instantânea (FI). Sua relevância reside no fato da detecção de *speckle* basear-se nas descontinuidades de fase do sinal de RF, o que condiz com a definição de *speckle* como interferência coerente destrutiva. Alguns métodos de redução de *speckle*, como a filtragem adaptativa, por exemplo, geralmente utilizam algum tipo de análise estatística local para avaliação do grau de degradação por *speckle*. Entretanto, vários outros fatores podem corromper esta análise, fazendo com que esta “detecção” não se restrinja especificamente ao *speckle*.

Ao se analisar um sinal ultra-sônico de RF, sua fase cresce linearmente com o tempo (ou profundidade) na ausência de *speckle*. Quando de sua presença, ocorrem descontinuidades na fase do sinal, que podem ser detectadas através da derivada da fase. A frequência instantânea é definida, então, como a derivada da fase do sinal de RF (Gatenby et al., 1989; Forsberg et al., 1991), calculada individualmente linha a linha. O nome frequência instantânea vem do fato de que a derivada da fase do sinal apresenta uma linha de base igual à frequência fundamental do pulso medida em radianos, sendo que quaisquer alterações bruscas, dadas pelas presenças de picos de alta amplitude, correspondem à presença de *speckle*, responsável por causar grandes variações de frequência localmente.

Considerando-se um sinal real $s(t)$, sua forma analítica, calculada pela transformada de Hilbert, é dada pela equação 2.23 (Bracewell, 1978):

$$s_A(t) = s(t) + js_H(t) \quad (2.23)$$

onde: $s_A(t)$ é o sinal na forma analítica;

$s(t)$ é o sinal real medido (componente em fase);

$s_H(t)$ é a componente em quadratura de $s(t)$, calculada pela transformada de Hilbert.

Enquanto a magnitude do sinal analítico $s_A(t)$ é dada pelo seu módulo (equação 2.24), sua fase é dada pela parte imaginária de seu logaritmo (equação 2.25).

$$|s_A(t)| = \sqrt{s^2(t) + s_H^2(t)} \quad (2.24)$$

$$\phi(t) = \text{Im}\{\ln s_A(t)\} \quad (2.25)$$

Como o cálculo da fase gera valores limitados entre $-\pi$ e π , a fase deve ser “desenrolada”, de forma a crescer continuamente, alterando valores maiores que π para seu complemento de 2π , indicada por $\hat{\phi}(t)$. Já o cálculo da frequência angular instantânea pode ser feito de duas formas: a) derivando-se, em relação ao tempo, a fase “desenrolada” (equação 2.26); ou b) através da equação 2.27. Para visualização da frequência instantânea, é feita a correção de escala de radianos para Hertz, onde o valor 2π corresponde à frequência de amostragem.

$$\omega_{inst} = \frac{d\hat{\phi}(t)}{dt} \quad (2.26)$$

$$\omega_{inst} = \text{Im} \left\{ \frac{1}{s(t)} \frac{ds(t)}{dt} \right\} \quad (2.27)$$

O desenvolvimento das equações anteriores é apresentado no apêndice A.1. Matematicamente, as equações para cálculo da frequência instantânea (2.26 e 2.27) são equivalentes. Entretanto, a equação 2.26 é numericamente mais robusta, pois apresenta variações apenas nas regiões onde há descontinuidades da fase. Já a equação 2.27 não necessita que a fase seja “desenrolada”, mas, dependendo da frequência de amostragem do sinal, variações de fase bruscas podem gerar artefatos numéricos nas regiões adjacentes, onde não há ocorrência de *speckle*.

Com o propósito de marcar a presença de *speckle* em uma linha ou imagem de ultra-som, é calculado o desvio absoluto da frequência instantânea em relação à frequência fundamental do pulso, após o qual pode ser aplicado um limiar. A figura 2.18.a ilustra um sinal típico de RF e seu envelope, com sua fase ilustrada na figura 2.18.b. Pode-se perceber que a fase cresce linearmente, com algumas variações muito pouco perceptíveis visualmente. Devido a isto, adota-se a frequência instantânea, calculada pela derivada da fase do sinal (eq. 2.26) e ilustrada na figura 2.18.c. Este sinal apresenta um nível médio em torno de 3 MHz, que é a frequência fundamental do sinal, indicada pela linha pontilhada. É interessante notar que neste exemplo os picos detectados atingem valores, positivos ou negativos, da ordem de até três vezes a frequência fundamental.

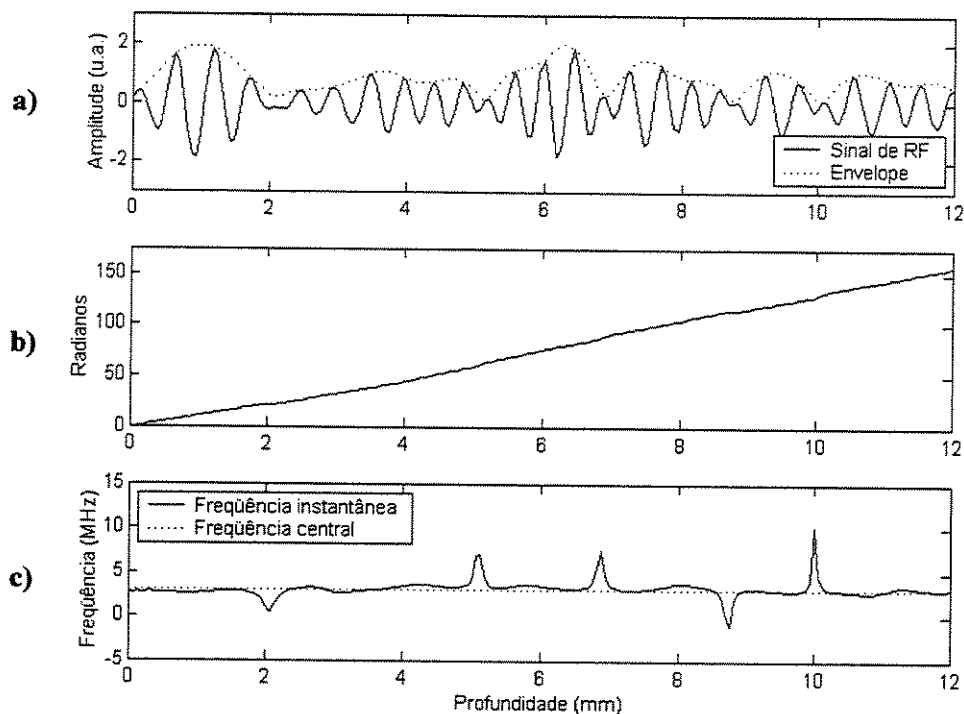


Figura 2.18 – Detecção de "speckle" através do método de frequência instantânea: a) sinal de RF e seu respectivo envelope; b) fase do sinal ilustrado em "a"; c) derivada da fase (frequência instantânea) apresentando desvios em relação à frequência central do sinal (linha pontilhada) quando da presença de aberrações de fase ("speckle").

2.5. Métodos convencionais de redução de *speckle*

Os métodos de redução de *speckle* podem ser divididos em duas categorias, segundo o número de imagens necessárias para seu processamento: imagem única ou múltiplas. Os métodos de imagem única, como o próprio nome já diz, utilizam uma única imagem de entrada para todo o processamento, podendo ser tanto a imagem de RF quanto seu envelope (imagem de modo-B), resultando em uma imagem final restaurada, com *speckle* reduzido. Já os métodos de imagens múltiplas têm basicamente a mesma estratégia de atuação: são adquiridas várias imagens de uma mesma região, alterando-se, a cada nova imagem, alguns parâmetros de aquisição, visando atingir um baixo nível de correlação entre as mesmas. Desta forma, a alteração destes parâmetros faz com que todas as imagens adquiridas sejam corrompidas por *speckle*, mas de forma diferente, enquanto que as informações correspondentes à estrutura continuarão presentes. A subsequente composição destas imagens, segundo determinado método (média, por exemplo), proporciona o realce das informações comuns a todas elas (estrutura), e a redução do *speckle* (Li e Wu, 2001).

Dos métodos de imagem única, tem-se como exemplo a deconvolução, os métodos estatísticos (filtragem adaptativa) e de diversidade de frequência (*Split Spectrum Processing* - SSP), dentre outros. O

primeiro dos métodos de imagem única busca realizar a deconvolução entre o sinal retro-espalhado e o pulso ultra-sônico previamente adquirido. Este modelo de sistemas lineares é bem aceito (vide a aproximação de Fraunhofer), mas o método falha, pois níveis mínimos de ruído são responsáveis por resultados completamente errôneos (Jensen e Leeman, 1994). Além disso, por mais informações que se tenha sobre o pulso ultra-sônico, a atenuação do meio faz com que este varie tanto em amplitude quanto em fase, inviabilizando a deconvolução. Tobocman e colaboradores (2002) afirmam ter obtido imagens livres de *speckle* através de um método semelhante à deconvolução, onde utilizaram pulsos extremamente curtos, semelhantes a impulsos, obtendo imagens que corresponderiam à distribuição de impedâncias acústicas da estrutura. Eles clamam bons resultados, mas em condições experimentais muito bem controladas e em pequenas amostras próximas à superfície, sem levar em conta a atenuação que o pulso sofreria a grandes profundidades.

Por outro lado, métodos que utilizam abordagens estatísticas, sendo a filtragem adaptativa a mais comum, utilizam informações regionais da imagem, usualmente média, variância ou momentos de ordem mais elevada, para o ajuste de filtros (lineares ou não) a serem utilizados localmente. Métodos desta natureza geralmente proporcionam uma redução de ruído global e não específica de *speckle*, pois não distinguem este tipo de artefato das demais interferências*. A filtragem adaptativa volta a ser abordada na seção 2.5.3. O método de diversidade de frequência, também conhecido pelo termo em inglês *Split Spectrum Processing* (SSP), foi amplamente utilizado no passado, principalmente pela facilidade de implementação com circuitos analógicos e em tempo real (Bamber e Phelps, 1991), mas apresenta uma substancial perda de resolução incutida à imagem final, como detalhado na seção 2.5.1.

Já nos métodos de imagens múltiplas, os parâmetros utilizados para descorrelacionar o padrão de *speckle* dentre as várias imagens adquiridas são: direção ou ângulo de aquisição (composição angular ou espacial), frequência do pulso (composição de frequências), variações na abertura do feixe, deformações do órgão sob investigação, dentre outros. Destes, o que apresenta melhores resultados, aliado à sua facilidade de utilização, é o de composição angular ou espacial. Em geral, mesmo que estes métodos proporcionem resultados mais animadores para alguma aplicação específica ou implementações que exijam menos recursos computacionais, eles exigem várias imagens de entrada, resultando em maiores tempos de aquisição, dificultando sua aplicação em tempo real, além de serem mais susceptíveis a artefatos gerados por movimentações do paciente. O método de imagens múltiplas que utiliza a composição angular volta a ser abordado na seção 2.5.2.

* Por sua natureza determinística, o *speckle* é considerado um artefato, como reverberações ou movimentações do paciente, por exemplo, diferindo dos ruídos por seu caráter aleatório, como ruídos elétricos.

Destes métodos convencionais de redução de *speckle*, nesta fase foram implementados dois deles: a diversidade de frequência (SSP) e a composição angular, detalhados a seguir. Estes dois métodos convencionais foram utilizados em testes comparativos com os três métodos de redução de *speckle* propostos neste trabalho: a diversidade de frequência bidimensional (SSP-2D), a Diversidade de Fase, denominada *Split Phase Processing* (SPP) e o Processamento de Ajuste de Zero - *Zero Adjustment Processing* (ZAP). Estes três métodos encontram-se descritos no capítulo seguinte (Material e Métodos). Os resultados dos testes realizados com todos os métodos, tanto os convencionais quanto os propostos neste trabalho, encontram-se no capítulo 4, referente aos resultados.

2.5.1. Diversidade de Frequência – SSP (*Split Spectrum Processing*)

O método de diversidade de frequência (SSP) foi incluído em razão de sua ampla utilização no passado e principalmente por ter servido de inspiração para o desenvolvimento do método introduzido neste trabalho (capítulo 3), denominado diversidade de fase (SPP).

A composição de frequências é uma das formas utilizadas na redução de *speckle* através de imagens múltiplas, realizando a composição de várias imagens adquiridas com pulsos ultra-sônicos de frequências diferentes (Hoddinott et al., 1988; Fosberg et al., 1991; Stetson et al., 1997). Esta técnica foi primeiramente utilizada na redução de *speckle* em imagens de radar. Já em sistemas ultra-sônicos, a faixa de variação da frequência do pulso deveria ser ampla o suficiente a ponto de proporcionar diferentes imagens com baixo grau de correlação, o que não é muito trivial para aplicações médicas, principalmente há alguns anos, quando transdutores multi-frequenciais ainda não estavam disponíveis. Em virtude dessa dificuldade, foi desenvolvido o método de diversidade de frequência, também conhecido pela sigla em inglês SSP (*Split Spectrum Processing*), que pode ser entendido como a versão de imagem única da técnica de composição de frequências. Inicialmente introduzida por Newhouse et al. (1982) para aplicações na área de testes ultra-sônicos não destrutivos, a estratégia básica deste método consiste em dividir individualmente cada linha de RF da imagem em várias sub-linhas, filtradas em diferentes faixas de frequências, e processada uma a uma.

A figura 2.19 a seguir ilustra o diagrama esquemático do método de diversidade de frequência. O sinal retro-espalhado, $x(t)$, detectado pelo transdutor, é dividido em várias faixas distintas de frequência, através de um banco de N filtros passa-faixa estreitos, sintonizados em diferentes frequências dentro do espectro do pulso ultra-sônico. A estratégia baseia-se no fato de que todos os sinais filtrados conterão informações sobre a estrutura, enquanto que apenas alguns deles conterão *speckle* (Galloway et al., 1988; Healey et al., 1996; Stetson et al., 1997). Após o estágio de filtragem, é feita a detecção de envelope ($|\bullet|$), seguida da atribuição de pesos (w_n). A seguir, há a composição de todos os sinais, segundo um determinado critério, gerando o envelope de saída $y(t)$. As formas de composição variam de acordo com a

aplicação, sendo as mais comuns, a média, a mediana, valores máximos ou mínimos, limiar com polarização, dentre outros, destinados a aplicações específicas. (Newhouse et al., 1982; Aussel, 1990; Bilgutay et al., 1990; Grevillot et al. 1999).

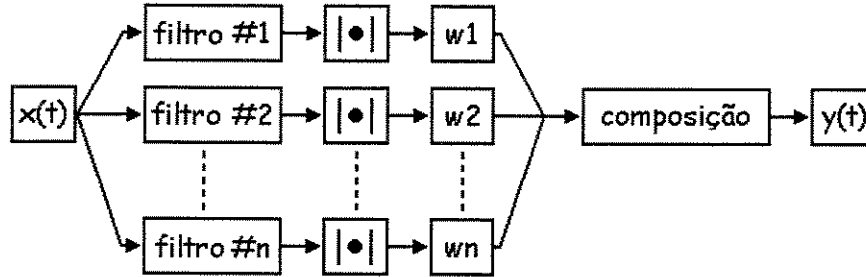


Figura 2.19 – Diagrama em blocos do método SSP unidimensional: o sinal $x(t)$ passa por um banco de filtros passa-faixa sintonizados em frequências diferentes, seguindo para etapas de detecção de envelope e atribuição de pesos, após as quais os vários sinais são compostos resultando no sinal $y(t)$, correspondendo ao envelope (linha de modo-A) com “speckle” reduzido.

Analiticamente, o processo de filtragem do sinal $x(t)$ pode ser representado pela seguinte equação:

$$s_n(t) = \mathfrak{I}^{-1} \{X(\omega) \cdot F_n(\omega)\} \quad (2.28)$$

onde: $s_n(t)$ é o n-ésimo sinal filtrado, no domínio do tempo;

$\mathfrak{I}^{-1}$ é a operação de transformada inversa de Fourier;

$X(\omega)$ é a transformada de Fourier do sinal $x(t)$, $X(\omega) = \mathfrak{I}\{x(t)\}$;

$F_n(\omega)$ é o n-ésimo filtro gaussiano utilizado, sintonizado em ω_n e dado pela equação 2.29:

$$F_n(\omega) = \exp \left[\frac{-(\omega - \omega_n)^2}{2\sigma^2} \right] \quad (2.29)$$

onde: ω_n é a frequência central do filtro em radianos ($\omega_n = 2\pi f_n$)

σ^2 é a variância, cuja correspondência com a largura de banda do sinal é dada por:

$$\sigma^2 = -\frac{bw_{SSP}}{8 \ln r}$$

bw_{SSP} é a largura de banda absoluta (em rd) comum a todos os N filtros;

r é o nível de cálculo da largura de banda, dado por $r = 10^{-6/20}$, quando calculado a -6 dB.

Apesar da abertura do pulso ultra-sônico aproximar-se de uma curva do tipo **sinc**, como visto anteriormente na seção 2.1, sua aproximação por uma curva gaussiana é bastante fiel, de forma que os

filtros passa-faixa, $F_n(\omega)$, utilizados no método SSP são geralmente gaussianos (Grevillot et al., 1999). Já o número de filtros utilizado, bem como o grau de superposição entre eles, varia dependendo da aplicação. Apesar de alguns autores apresentarem formas de cálculo destes parâmetros, eles são eminentemente empíricos. Na área médica, são geralmente utilizados de 3 a 5 filtros, mas certas aplicações na área de testes não destrutivos chegam a utilizar algumas dezenas destes (Karpur et al., 1987; Karpur et al., 1988). A figura 2.20 ilustra os espectros de um pulso ultra-sônico de 3 MHz e de 5 filtros utilizados. Os filtros são calculados de forma a cobrirem todo o espectro do pulso, que tem, basicamente, a mesma largura do sinal de RF. No presente caso foram usados filtros com graus de superposição iguais a 55 % de área.

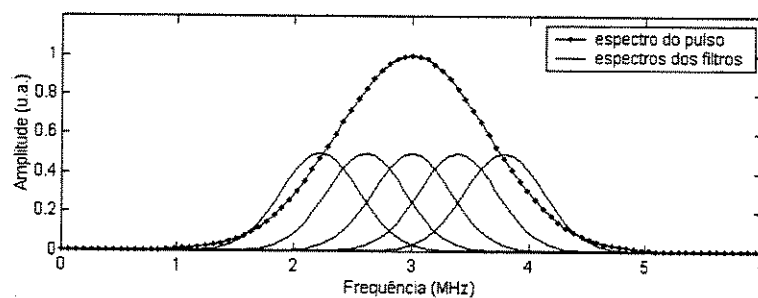


Figura 2.20 – Exemplo de espectros de frequências de um típico pulso ultra-sônico e de cinco filtros passa-faixa usados no método SSP, com 55 % de sobreposição entre eles. Note que a largura de banda de cada um dos filtros é significativamente mais estreita que a do pulso, resultando em perda de resolução nos sinais de saída dos filtros.

Segundo Burckhardt (1978), para uma imagem completamente degradada por *speckle*, o grau de redução do mesmo, calculado pela relação sinal-ruído (razão entre a média e o desvio padrão de uma determinada região), é proporcional a $\sqrt{N}$, onde N corresponde ao número de filtros utilizados. Sob esta ótica, um número grande de filtros seria capaz de eliminar praticamente todo *speckle* da imagem. Entretanto, o uso de filtros passa-faixa de banda estreita faz com que os sinais, no domínio do tempo ou espaço, experimentem um “alongamento”, resultado da perda de resolução. Sendo assim, existe uma estreita relação entre o nível de redução de *speckle* e a perda de resolução admissível. Um alto grau de redução de *speckle* degradaria a resolução da imagem a tal ponto que as estruturas dificilmente seriam diferenciadas. Esta é, portanto, a principal limitação do SSP.

Em linhas gerais, o método de diversidade de frequência divide-se nas seguintes etapas:

- leitura de uma das linhas de RF captadas pelo transdutor;
- filtragem da linha de RF pelos N filtros passa-faixa;

- detecção de envoltória e atribuição de peso a cada uma das N saídas dos filtros, resultando em N sub-linhas de modo-A;
- composição das N sub-linhas resultando na linha de modo-A restaurada;
- leitura da próxima linha de RF e repetição das etapas anteriores.

O método de diversidade de frequência foi implementado de forma a confrontar seus resultados com os obtidos com os métodos aqui introduzidos, apresentados no capítulo seguinte (cap. 3 - Material e Métodos). O fluxograma detalhado do programa implementado encontra-se no apêndice A.3. Apesar da possibilidade de se atribuir pesos diferentes a cada um dos N sinais filtrados, uma alternativa é a normalização dos mesmos. Neste trabalho optou-se pela normalização dos sinais pelos valores de pico dos envelopes de cada um.

2.5.2. Composição Angular ou Espacial

A composição angular, também conhecida como composição espacial, é um método de imagens múltiplas onde são realizadas capturas de várias imagens de uma mesma estrutura, variando-se o ângulo de aquisição. Como na maioria dos métodos de imagens múltiplas, todas as aquisições contêm informações sobre a estrutura em questão, mas com um padrão de ocorrência de *speckle* diferente (Burckhardt, 1978; Shankar e Newhouse, 1985). Para se atingir um grau elevado de redução de *speckle*, as imagens devem ser adquiridas ao longo de 180° em torno da estrutura, sendo que qualquer aquisição além deste valor máximo fornecerá informações redundantes. Se for considerado o efeito da atenuação sofrida pelo pulso no meio, esta faixa poderá ser estendida até 360° . O ângulo entre duas aquisições subseqüentes vai depender da correlação entre as mesmas – um grande número de imagens em uma certa faixa angular pode vir a contribuir pouco para a redução final de *speckle*, além de acarretar maiores tempos envolvidos na aquisição e processamento.

Apesar do elevado nível de redução de *speckle* que pode ser obtido com esta técnica, sua grande limitação reside no fato de que, em casos clínicos reais, dificilmente consegue-se adquirir imagens ao longo de uma faixa angular tão ampla. Além disso, diferenças no plano de aquisição das imagens ou movimentos do paciente criam artefatos indesejáveis (Jespersen et al., 2000). Sendo assim, as composições limitam-se, geralmente, a uma faixa pequena, tipicamente de 30° a 60° .

Alguns equipamentos modernos de ultra-sonografia incluem a possibilidade de composição angular. Neste caso o transdutor, do tipo linear, é mantido imóvel, sendo que o feixe acústico faz a varredura de várias imagens (usualmente de 3 a 9) em diferentes ângulos, com certo grau de sobreposição

entre a área das mesmas. A figura 2.21 ilustra um transdutor durante a aquisição de três imagens. As faixas de varredura correspondentes às três imagens são identificadas por I, II e III.

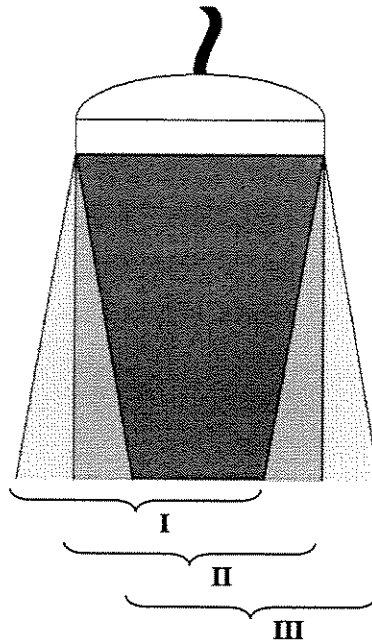


Figura 2.21 – Exemplo de transdutor linear realizando a aquisição de 3 imagens para composição angular.

Como pode ser observado na figura anterior (fig. 2.21), apenas a área trapezoidal do centro é comum à todas três imagens adquiridas, de forma que esta apresentará um maior nível de redução de *speckle* que as adjacentes. Além disso, de forma a se evitar reduções na taxa de quadros do equipamento, a composição é feita com as últimas N aquisições (Jespersen et al., 2000). Neste caso ocorre um efeito de persistência, causando um borrão na imagem quando o transdutor é movimentado. Segundo Huber et al. (2002), este tipo de composição auxilia ainda na redução de zonas de sombra, pois, dentro de certos limites, os feixes percorrem diferentes caminhos ao atingir uma determinada região.

Apesar da principal limitação da composição angular residir na dificuldade ou impossibilidade de se obter imagens sob determinados ângulos, segundo Li e Wu (2001) ela também é responsável por perda de resolução espacial. Isto ocorre porque, para uma mesma região, a abertura do feixe não é a mesma durante a aquisição de todas as imagens, propondo que a baixa correlação entre as imagens seja obtida através da compressão do órgão.

Como no caso anterior referente ao método de diversidade de frequência, o de composição angular também foi implementado de forma a confrontar seus resultados com os obtidos com os métodos por nós introduzidos, sendo que o fluxograma detalhado do programa encontra-se no apêndice A.3.

2.5.3. Filtragem Adaptativa

A filtragem adaptativa engloba um conjunto de métodos voltados à redução de *speckle* que atuam de forma semelhante: são medidos alguns parâmetros regionais da imagem de modo-B e, em função destes valores, um determinado filtro bidimensional é ajustado para atuar localmente. O mais conhecido pode ser atribuído a Bamber e Daft (1986), sendo que depois surgiram várias modificações a partir desta mesma idéia, como os filtros medianos ponderados adaptativos, filtros médios de crescimento de regiões homogêneas, filtros agressivos de crescimento de regiões, dentre outros, com novas implementações até os dias atuais (Loupas et al., 1989; Chen et al., 2003b). Como as imagens de modo-B geralmente sofrem compressão logarítmica, Dutt e Greenleaf (1996) desenvolveram um método de filtragem adaptativa que busca reduzir o *speckle* sem a necessidade de descompressão da escala dinâmica (logarítmica) da imagem.

Alguns autores clamam resultados promissores com estes métodos, apesar destes diferirem-se dos demais, pois todo o processamento trata a imagem como uma simples figura, baseando-se em parâmetros estatísticos da intensidade dos pontos. Não é utilizada nenhuma informação adicional sobre o fato de tratar-se de imagens ultra-sônicas ou sobre a natureza do *speckle*. Além disso, às vezes não há uma justificativa plausível para a adoção de determinada análise estatística para a caracterização de *speckle* (Huang et al., 2003). Como a filtragem adaptativa faz uso apenas da imagem de modo-B, defende-se aqui a idéia que tais métodos podem ser úteis numa etapa de pós-processamento, quando as demais possibilidades de redução de *speckle* já tiverem sido exauridas.

2.6. Índices convencionais para avaliação dos resultados: SNR e CNR

Algumas normas internacionalmente aceitas, como as propostas pelo *International Electrotechnical Commission* (IEC 60866-1987, 61102-1991b, 61157-1992, dentre outras), dizem respeito à medida de grandezas acústicas (potência acústica emitida, calibração de hidrofones etc.) e parâmetros de funcionamento dos equipamentos de ultra-som (resolução, sensibilidade, penetração etc.). Entretanto, segundo Preston (2000), há ainda a necessidade da padronização de objetos de teste (*phantoms*) amplamente aceitos e que permitam a avaliação mais abrangente da qualidade das imagens e dos equipamento de ultra-som.

Segundo Kocsis *et al.* (2003), a qualidade de uma imagem médica é expressa em termos de sua nitidez (resolução espacial e contraste), bem como do nível de ruído presente. No tocante à redução de *speckle* em imagens ultra-sônicas, esta análise não é trivial e direta, pois outras características da imagem podem ser afetadas, implicando em uma análise mais criteriosa. Como visto anteriormente, alguns métodos apresentam efeitos colaterais, como perda de resolução, diminuindo a definição de bordas.

Restringindo a análise ao nível de redução de *speckle*, um dos parâmetros mais utilizado e bastante difundido na literatura é a relação sinal-ruído (SNR), definida pela razão entre a média (μ) e o desvio padrão (σ) de uma determinada região (Burckhardt, 1978) e expresso pela equação 2.30.

$$SNR = \frac{\mu}{\sigma} \quad (2.30)$$

O cálculo da SNR tem sentido quando calculado em uma região que apresenta certa homogeneidade em relação à presença de *speckle*. Como este valor pode variar de região para região, para se avaliar a SNR geral de uma imagem, estas são calculadas localmente. Em imagens médicas ultra-sônicas, o principal interesse reside na distinção entre diferentes estruturas. Sendo assim, optou-se pela adoção da SNR composta (equação 2.31), que avalia separadamente as médias e variância entre duas regiões de interesse, *A* e *B* (Chen et al., 2003b). Além disso, outro parâmetro adotado foi a relação contraste-ruído (CNR), definida pela equação 2.32, que também leva em conta as médias e variância de ambas regiões. Como se trata de duas regiões distintas, as faixas de valores esperadas para a SNR composta e a CNR vão depender dos brilhos médios das regiões *A* e *B*.

$$SNR_{AB} = \frac{\mu_A + \mu_B}{2\sqrt{\sigma_A^2 + \sigma_B^2}} \quad (2.31)$$

$$CNR = \frac{|\mu_A - \mu_B|}{\sqrt{\sigma_A^2 + \sigma_B^2}} \quad (2.32)$$

onde: μ_A e μ_B são as médias de duas regiões *A* e *B*;

σ_A e σ_B os desvios-padrão das mesmas regiões *A* e *B*.

A SNR, apesar de amplamente utilizada, pode fornecer resultados incorretos, dependendo de sua aplicação. Um exemplo é o caso do método de diversidade de frequência, onde a redução de *speckle* é feita às custas da degradação da resolução. Nesta situação, caso fosse aplicado um nível bastante severo de restauração a ponto de tornar as estruturas da imagem final irreconhecíveis, o cálculo da SNR provavelmente indicaria valores elevados de redução de *speckle*. Trabalhos como o de Prager et al. (2003) chegam a utilizar momentos de ordem fractal (no caso, entre 0,25 e 2) para o cálculo da SNR, mas com resultados pouco animadores. Como citado anteriormente, Burkhardt (1978) calculou o valor teórico da SNR de uma imagem completamente corrompida por *speckle*, desde que a variação de seus níveis de cinza comporte-se segundo a função densidade de probabilidade de Rayleigh, com a média variando linearmente com seu desvio padrão e com a razão entre estas duas grandezas calculada teoricamente como sendo igual a 1,91. Após a compressão logarítmica dos níveis de cinza, imposta pela maioria dos

equipamentos, sua função de densidade de probabilidade adota um comportamento gaussiano, com a média proporcional a sua variância (Loupas et al., 1989).

Na busca de um parâmetro mais robusto e que levasse em conta estes fatores anteriormente descritos, optou-se por analisar a textura de regiões homogêneas (Bankman et al., 2000), chegando à formulação de um parâmetro que foi denominado de “interferência”, descrito em detalhes no capítulo de Material e Métodos. A utilização de parâmetros para a avaliação quantitativa de textura em imagens médicas por ultra-som, como matriz de co-ocorrência e curva de complexidade, pode ser encontrada em Alvarenga et al. (2003). No capítulo de Discussão e Conclusões (cap. 5), é feita uma descrição detalhada sobre matrizes de co-ocorrência para análise de textura de imagens, mas, como será visto, não se mostrou muito eficiente na caracterização de imagens corrompidas por *speckle*.

Capítulo 3

Material e Métodos

Este capítulo dedica-se a todo o desenvolvimento relacionado ao projeto, realizado ao longo do período de doutoramento. Foram excluídos tópicos considerados dispensáveis, não diretamente relacionados ao projeto principal e não previstos no cronograma. Dentre estes, inclui-se o projeto (em colaboração com o Dr. Joaquim Miguel Maia) e montagem de novos acionadores para os motores do tanque de ensaios acústicos do LUS-CEB/UNICAMP (Laboratório de Ultra-som do Centro de Engenharia Biomédica da UNICAMP), além da confecção e calibração de hidrofones ultra-sônicos pontuais.

Com exceção do programa de aquisição de pulsos de transdutores ultra-sônicos, escrito em linguagem C, todos os demais algoritmos e funções de teste foram implementados usando-se o ambiente MATLAB. Os métodos de redução de *speckle*, bem como as demais etapas do projeto apresentadas neste capítulo, são descritos de acordo com sua funcionalidade, não se atendo à modularidade utilizada para implementação dos algoritmos para ambiente MATLAB.

3.1. Pulsos ultra-sônicos e *phantoms* computacionais utilizados

Para teste e validação dos métodos de redução de *speckle* desenvolvidos, foram utilizadas imagens ultra-sônicas reais, obtidas a partir de equipamentos comerciais durante exames clínicos, bem como imagens sintéticas, geradas a partir de simulações com *phantoms* computacionais.

Como visto na seção 2.3, o retro-espalhamento acústico dá origem à imagem de rádio-freqüência (RF) e pode ser modelado pela convolução entre um pulso ultra-sônico e uma estrutura, esta última

formada por espalhadores individuais correspondentes às variações de impedância acústica do meio de propagação do pulso. A imagem do modo-B apresentada na tela dos equipamentos corresponde à envoltória (envelope) da imagem de RF. Os *phantoms* computacionais são formados por espalhadores individuais distribuídos aleatoriamente, com amplitude e fase também aleatórias. Já os pulsos ultra-sônicos utilizados nas simulações dividem-se em duas categorias: pulsos simulados e pulsos reais, estes últimos adquiridos de transdutores comerciais no tanque de ensaios acústicos do LUS.

Apesar da possibilidade de simulação tridimensional, com *phantoms* e pulsos também tridimensionais, optou-se pelo caso bidimensional, correspondente à projeção dos pulsos na direção de sua elevação (eixo z). Esta é uma aproximação bem aceita, capaz de reduzir a complexidade computacional, sem perda de fidelidade à realidade (Leeman et al., 2000b). Os programas de simulação, bem como os de geração dos pulsos simulados e dos *phantoms*, foram desenvolvidos em ambiente MATLAB. A seguir encontram-se descrições detalhadas de cada uma destas etapas.

3.1.1. Pulso gaussiano simulado – transdutor virtual

Foi desenvolvido um programa que simula pulsos ultra-sônicos bidimensionais. Cada pulso é composto por uma componente cossenoidal modulada por uma envoltória gaussiana, tanto na direção axial (direção de propagação do pulso) quanto na lateral. Ao usuário é permitido definir a frequência central (f_c) do pulso, sua largura de banda relativa (bw_r - medida a -6 dB do valor de pico), a frequência de amostragem (f_s) e o diâmetro do transdutor, admitindo-se um elemento piezoelétrico circular único. É criado, primeiramente, um sinal unidimensional, expresso pela seguinte equação (3.1):

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

onde: $p(t)$ é o pulso ultra-sônico gaussiano;

f_c é a frequência central (em Hz);

t é um vetor correspondente ao eixo de tempo (em s), com resolução igual a $1/f_s$, sendo f_s a frequência de amostragem (em Hz);

μ_t é a posição, em segundos, do valor máximo do envelope do pulso*;

* Apesar de μ_t definir o deslocamento do pulso no eixo temporal, o programa utiliza $\mu_t = 0$, ou seja, pulso simétrico à origem. Após a síntese do mesmo, ele é deslocado para a parte positiva do eixo temporal.

σ_t^2 é a variância temporal do envelope do pulso, calculada por: $\sigma_t^2 = \frac{1}{4\pi^2\sigma_f^2}$;

σ_f^2 é a variância da magnitude do espectro de frequências do pulso, calculada por:

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

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

r é o nível de cálculo da largura de banda, dado por $r = 10^{-6/20}$, quando calculado a -6 dB.

Como a envoltória gaussiana do pulso decai continuamente, o pulso é truncado, restringindo-se à região onde sua envoltória é maior que -40 dB de seu valor máximo (valor padrão, mas que também pode ser alterado pelo usuário). A figura 3.1.a ilustra a parte real de um pulso de 1,00 MHz, 40 % de largura de banda e frequência de amostragem igual a 15,0 MHz.

Adotou-se a velocidade do som no meio, c , como constante e igual a 1500 m/s, que é o valor médio do som na água à temperatura e pressão ambientes, e próxima à velocidade do som em tecidos moles (1540 m/s). Para criação do pulso bidimensional, seu correspondente unidimensional é replicado um determinado número de vezes de acordo com o diâmetro do transdutor, resultando em um pulso retangular. A resolução espacial (Δd) é calculada a partir da resolução temporal (Δt) do pulso unidimensional, $\Delta d = c \cdot \Delta t$. O perfil lateral do pulso, ilustrado na figura 3.1.b, é dado por uma curva gaussiana de mesma largura de banda da envoltória axial (fig. 3.1.a). Após a aplicação desta, tem-se o pulso bidimensional ilustrado nas figura 3.1.c (volume) e 3.1.d (projeção). A ilustração da figura 3.1.d está com suas coordenadas em escala, ou seja, bidimensionalmente o pulso terá esta aparência. Só então, com o pulso bidimensional sintetizado, é calculada sua transformada de Hilbert, redefinindo-o em sua forma analítica (componentes em fase e em quadratura – ver apêndice A.1).

A duração do pulso pode ser calculada pela seguinte equação:

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

onde: ξ é a duração do pulso $p(t)$ (em s),

sendo que $p(t)$ corresponde ao pulso unidimensional ou à linha central de um pulso bidimensional.

O comprimento do pulso é dado pelo produto de sua duração (ξ) com a velocidade de fase do som no meio (c), lembrando que ao longo do texto, adotou-se a velocidade do som na água, onde $c = 1500$ m/s.

Apesar do programa desenvolvido permitir a geração de pulsos assimétricos (comprimentos axial e lateral diferentes), a maioria dos testes foi realizada com pulsos simétricos. Os envelopes destes pulsos têm o mesmo tamanho nas direções axial e lateral, permitindo detectar mais facilmente possíveis deformações sofridas pelas imagens como, por exemplo, a perda de resolução em uma direção particular. No programa desenvolvido, a escolha de pulsos simétricos é feita definindo-se um diâmetro negativo qualquer para o transdutor. Com diâmetros nulos, têm-se pulsos unidimensionais.

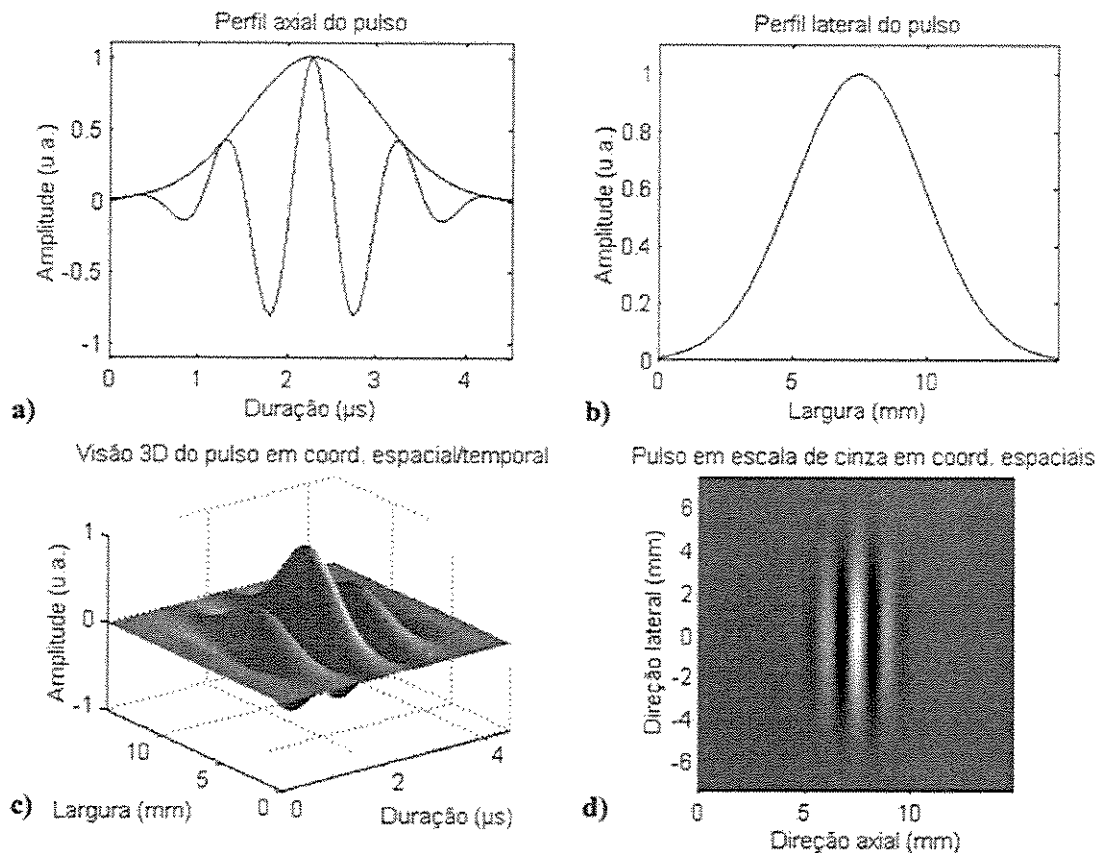


Figura 3.1 – Exemplo de um pulso ultra-sônico assimétrico obtido por simulação, com $f_c = 1$ MHz, $bw_r = 40\%$ e $f_s = 15,0$ MHz.: a) visão axial do pulso e seu envelope; b) visão lateral do pulso; c) visão tridimensional do pulso em coordenadas espacial/temporal; d) projeção bidimensional do pulso em coordenadas espaciais.

3.1.2. Pulsos ultra-sônicos reais

O TANQUE DE ENSAIOS ACÚSTICOS

O tanque de ensaios acústicos do LUS permite que sejam realizados mapeamentos de campos acústicos de transdutores, bem como aquisições de pulsos captados em uma determinada profundidade. Foram adquiridos pulsos com dois transdutores circulares distintos: um da Panametrics, focalizado e com frequência nominal de 1,00 MHz; e um da Funbec, não-focalizado e com frequência de 2,25 MHz.

Durante cada ensaio, o transdutor sob análise era imerso no tanque com água deionizada (figuras 3.2 e 3.3). A figura 3.2 ilustra um transdutor acoplado a uma haste fixa, sendo periodicamente disparado por pulsos elétricos negativos, gerados por um estimulador de sinais de RF da marca Panametrics (modelo 5072PR). Estes pulsos são captados por um hidrofone pontual acoplado a um sistema de posicionamento espacial, capaz de fazer sua varredura tridimensional. Este sistema de posicionamento, desenvolvido no LUS-CEB/UNICAMP, contém um acionador espacial que se comunica com um computador do tipo IBM-PC através de sua porta paralela. Controlado pelo computador, o acionador é responsável pela geração e amplificação dos pulsos elétricos necessários ao acionamento dos motores de passo da parte mecânica do posicionador, proporcionando uma movimentação tridimensional, com resolução máxima de 1/80 mm em cada eixo. Sendo assim, usa-se o hidrofone para fazer a varredura do pulso emitido pelo transdutor, em uma direção normal à sua face, captando os sinais no plano (xy) paralelo à superfície da água.

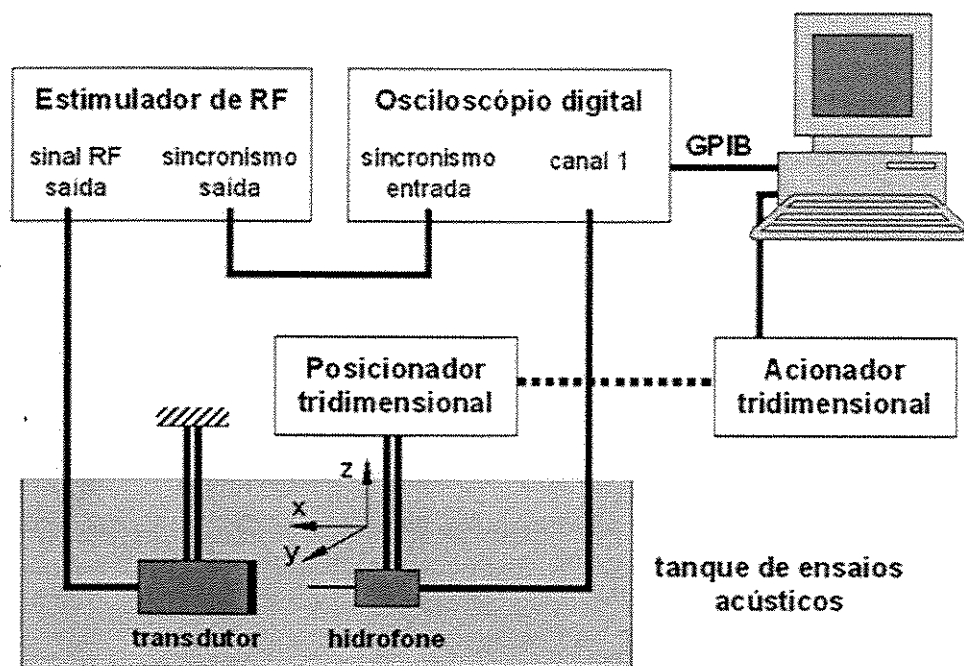


Figura 3.2 – Diagrama geral do tanque de ensaios acústicos do LUS-CEB/UNICAMP, ilustrando o estimulador de sinais de RF, o transdutor ultra-sônico, o hidrofone pontual, o osciloscópio digital, um computador do tipo IBM-PC e o sistema de posicionamento tridimensional, que inclui um acionador e o posicionador mecânico, propriamente dito. Veja o texto para maiores detalhes de seu funcionamento.

A figura 3.3 ilustra uma visão mais detalhada do sistema de ensaios acústicos, convencionando-se que a direção axial corresponde ao eixo x, e a lateral, ao eixo y. O eixo z corresponde à elevação, mas no caso de pulsos simétricos em relação ao eixo axial, o mapeamento realizado ao longo do plano xy pode ser feito, de forma equivalente, no plano xz. Cada sinal captado pelo hidrofone ao longo do eixo y passa por um estágio de pré-amplificação, sendo depois capturado por um osciloscópio digital da marca Tektronix®

(modelo 2430A). Depois de digitalizado, o pulso é enviado ao computador através de uma conexão do tipo GPIB (*General Purpose Interface Bus*). Os dados são então indexados (forma de onda e posição de origem) e armazenados em arquivos para posterior análise. O estimulador de sinais de RF envia ao osciloscópio um sinal de sincronismo para iniciar a recepção do pulso ultra-sônico, que é digitalizado em 1024 pontos com uma frequência de amostragem de 24 MHz, com 8 bits de resolução para cada amostra.

Foi utilizado um hidrofone cerâmico pontual, de diâmetro igual a 0,3 mm e faixa de trabalho típica de 200 kHz a 10 MHz, fabricado e comercializado pelo Dr. John Weight, da City University, em Londres, Reino Unido. O pré-amplificador, também comercializado pelo Dr. Weight, é submersível, tem ganho fixo igual a 10 dB e faixa de trabalho típica de 1 kHz a 50 MHz.

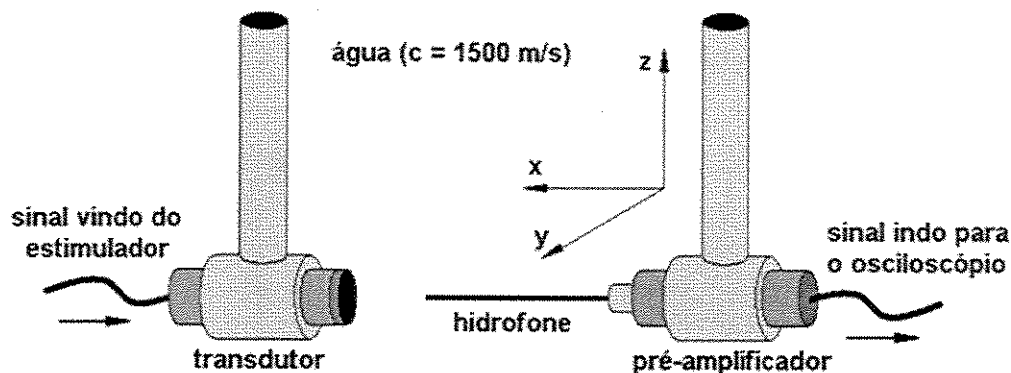


Figura 3.3 – Diagrama em destaque do sistema de varredura de um pulso ultra-sônico, ilustrando o transdutor, o hidrofone e o pré-amplificador acoplados a um sistema de posicionamento espacial.

A figura 3.4.a apresenta uma fotografia com uma visão geral do tanque de ensaios, com o conjunto transdutor/hidrofone indicado pela seta. Na figura 3.4.b tem-se uma visão detalhada de um transdutor (à esquerda) e de um hidrofone pontual (à direita). Em ambos os casos o tanque estava sem água para melhor visualização da montagem experimental.

O tanque de ensaios faz parte do LUS há alguns anos, mas, por dificuldades de manutenção, o circuito do sistema de acionamento foi substituído. Foi projetada e montada uma nova interface de potência para acionamento dos motores de passo, em colaboração com o Dr. Joaquim M. Maia (CEFET-PR). O programa de aquisição de pulsos no tanque foi desenvolvido em linguagem C, a partir de modificações realizadas no programa de mapeamento escrito originalmente. Como este é um equipamento de uso geral e seu funcionamento não está diretamente ligado ao escopo deste trabalho, o programa, bem como os circuitos de controle e potência desenvolvidos, não serão abordados neste texto, mas podem ser encontrados em relatório departamental (Dantas, 2004).

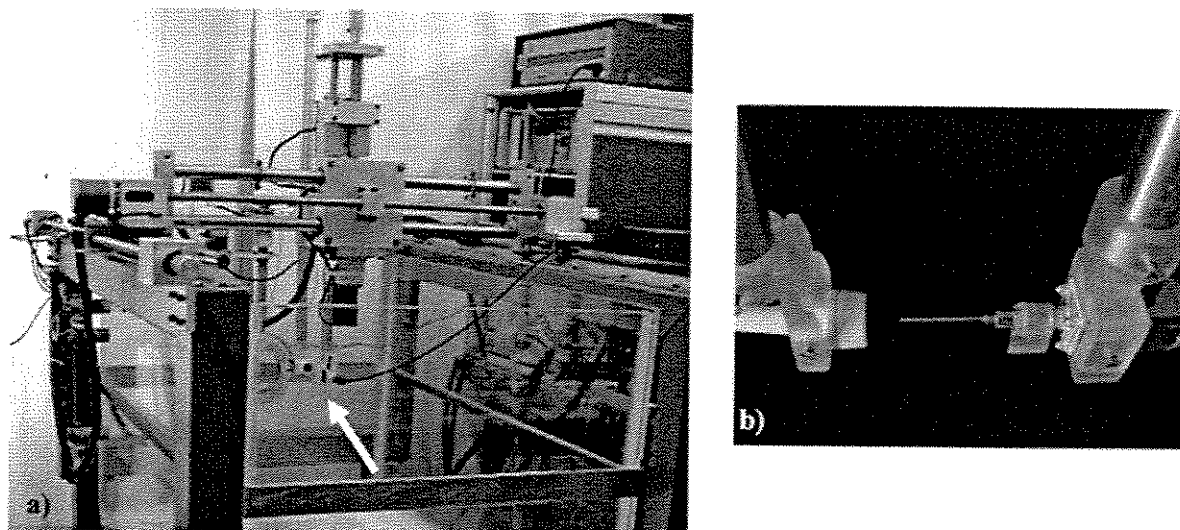


Figura 3.4 – a) Visão geral do tanque de ensaios acústicos do LUS, e b) visão detalhada de um transdutor e um hidrofone.

TRANSDUTOR PANAMETRICS – 1,00 MHz (FOCALIZADO)

O primeiro transdutor utilizado, fabricado pela Panametrics, é circular, focalizado, tem frequência central nominal de 1,00 MHz, diâmetro de 12,5 mm e distância focal nominal de 15,3 mm. A figura 3.5.a ilustra o mapeamento do pulso gerado pelo transdutor em um dos planos axiais (plano xy , segundo convenção da figura 3.3). Como o transdutor é circular, admite-se simetria em todos planos normais à sua face. A intensidade do mapeamento corresponde ao valor RMS do pulso adquirido pontualmente, ao longo de uma área de $20 \times 50 \text{ mm}^2$, com resolução de uma amostra a cada 0,25 mm, em ambas as direções. Na figura 3.5.b tem-se as curvas de nível da figura 3.5.a, calculadas a -3, -6 e -20 dB do valor de pico. Este tipo de mapeamento permite visualizar o perfil do pulso, suas regiões de campo próximo (zona de Fresnel) e distante (zona de Fraunhofer), sua zona focal, além de verificar se o transdutor foi acoplado corretamente ao sistema e se existem assimetrias no feixe.

Para a aquisição do pulso, o hidrofone varreu o campo acústico gerado por este transdutor na zona focal* (14 mm de sua face), por uma distância (direção lateral – eixo y) de 20 mm e resolução de 0,10 mm, sendo que cada sinal captado foi adquirido com 1024 pontos e taxa de amostragem de 24,0 MHz. A figura 3.5.c ilustra este pulso em termos de sua largura (direção lateral, em mm) e duração (direção axial, em μs).

* Apesar da distância focal nominal ser 15,3 mm, o mapeamento do feixe indicou um valor de 14 mm. Como a definição da origem pode variar a cada ensaio, adotou-se a distância focal em função do valor medido (14 mm).

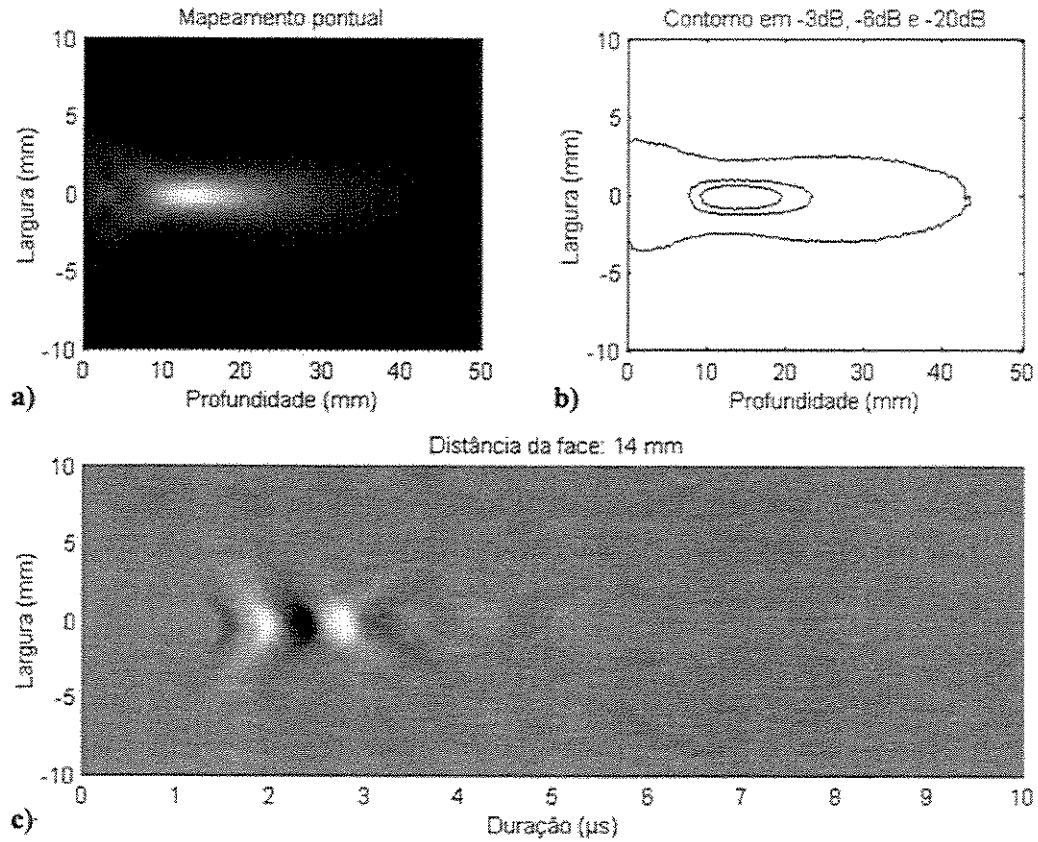


Figura 3.5 – Pulso ultra-sônico gerado por transdutor da Panametrics focalizado de 1,00 MHz: a) mapeamento nos eixos axial e lateral do feixe ultra-sônico (a amplitude corresponde ao valor RMS do pulso em cada ponto); b) curvas de -3 dB, -6 dB e -20 dB do campo ilustrado em "a"; c) "instantâneo" do pulso a 14 mm da face do transdutor (zona focal).

Como havia regiões periféricas de amplitude nula ou insignificante no pulso ilustrado na figura 3.5.c, foi definida uma região de interesse de 161 x 161 pontos. De forma a evitar truncamentos abruptos em suas bordas, este pulso foi modulado por uma janela de Hanning de mesmas dimensões, em uma etapa de pós-processamento. Nas figuras 3.6.a e 3.6.b, a parte central do pulso pós-processado é ilustrada em termos de sua duração e direção lateral, respectivamente.

Após a aquisição do pulso, foram medidas suas frequência central e largura de banda, chegando-se aos seguintes valores: $f_c = 1,04$ MHz e $bwr_{axial} = 81$ %. A largura de banda lateral foi medida também em função da frequência central do pulso, obtendo-se $bw_{lat} = 186$ % (vide apêndice A.2).

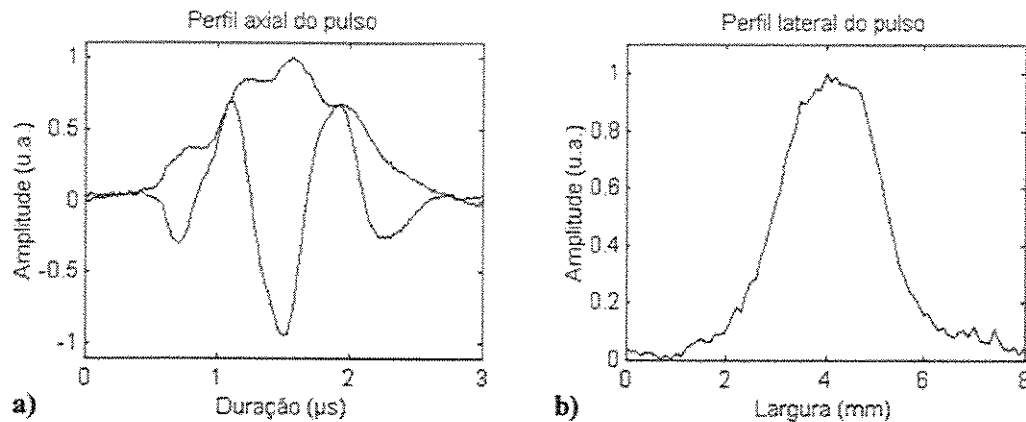


Figura 3.6 – a) Duração (sinal de RF e envoltória) e b) perfil lateral da região de interesse do pulso ilustrado na figura 3.5.c.

TRANSDUTOR FUNBEC - 2,25 MHz (NÃO FOCALIZADO)

O segundo transdutor utilizado, fabricado pela Funbec, é circular, não focalizado e tem frequência nominal de 2,25 MHz. Seu diâmetro é de 12,5 mm e novamente seu campo acústico foi mapeado ao longo de um dos planos axiais, agora em uma área de $30 \times 200 \text{ mm}^2$, com resolução, em ambas as direções, de uma amostra a cada 0,25 mm (figura 3.7.a). As curvas de nível calculadas são ilustradas na figura 3.7.b.

Em função do resultado do mapeamento, o pulso foi adquirido a 50 mm de sua face, que é aproximadamente a profundidade onde o campo atinge sua maior amplitude, na região de transição entre os campos próximo e distante. A varredura do pulso foi feita por uma distância de 30 mm, paralela à face do transdutor, novamente com uma resolução de 0,10 mm e taxa de amostragem de aquisição do sinal de 24,0 MHz (figura 3.7.c).

Na figura 3.7.c, após o descarte das bordas onde o sinal era nulo ou de amplitude desprezível, o pulso resultante ficou com dimensões de 201×201 pontos, sendo, a seguir, modulado por uma janela de Hanning de mesmo tamanho. Nas figuras 3.8.a e 3.8.b o pulso é novamente ilustrado em termos de sua duração e direção lateral, respectivamente. Como ocorreu com o transdutor da Panametrics, após a aquisição foram medidas suas frequência central e larguras de banda (vide apêndice A.2), chegando-se aos seguintes valores: $f_c = 2,25 \text{ MHz}$, $bwr_{axial} = 56 \%$ e $bwr_{lat} = 71 \%$.

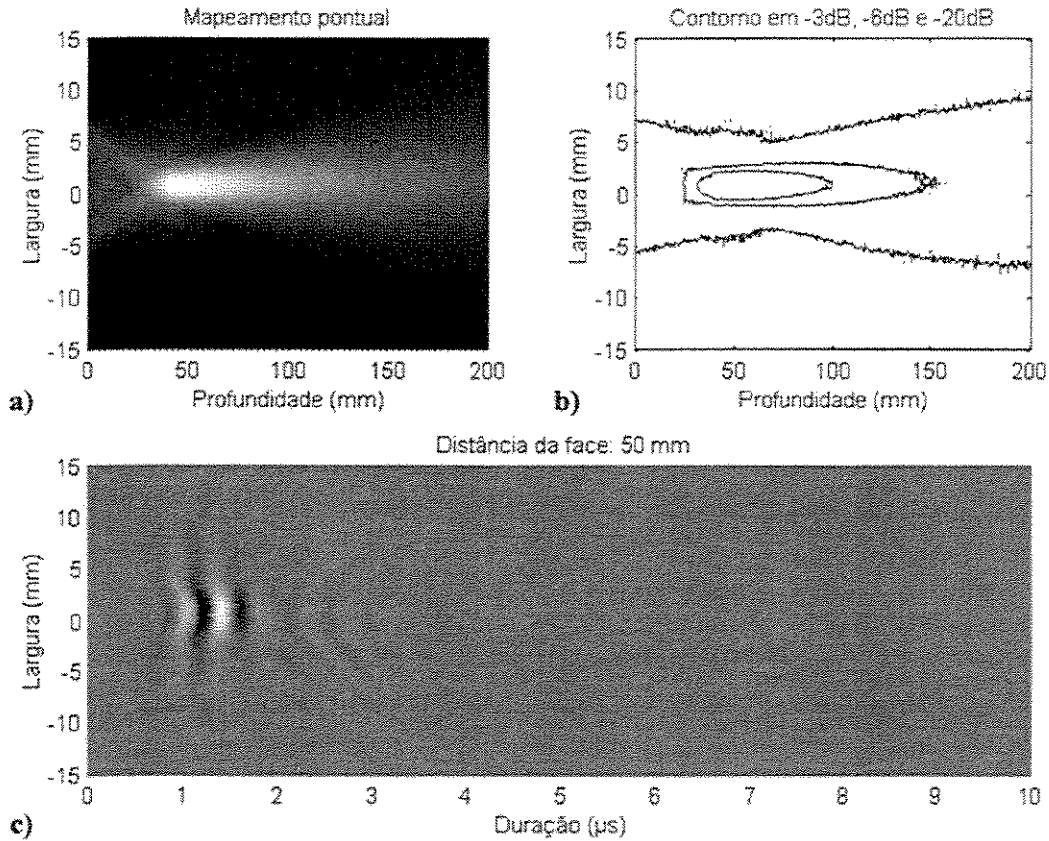


Figura 3.7 – Pulso ultra-sônico gerado por transdutor da Funbec não-focalizado de 2,25 MHz: a) mapeamento nos eixos axial e lateral do feixe ultra-sônico (a amplitude corresponde ao valor RMS do pulso em cada ponto); b) curvas de -3 dB, -6 dB e -20 dB do campo ilustrado em "a"; c) "instantâneo" do pulso a 50 mm da face do transdutor (zona de transição entre os campos próximos e distante).

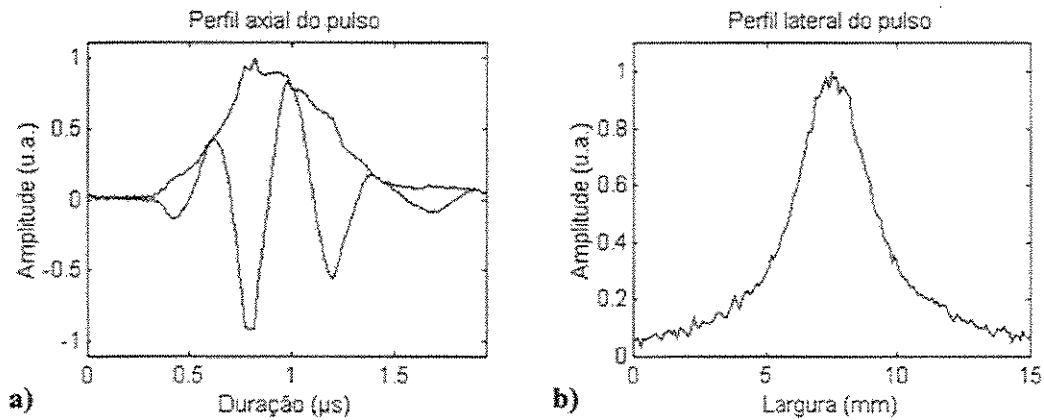


Figura 3.8 – a) Duração (sinal de RF e envoltória) e b) perfil lateral da região de interesse do pulso ilustrado na figura 3.7.c.

3.1.3. Resumo dos pulsos utilizados nos testes de redução de *speckle*

Os testes dos métodos de redução de *speckle*, cujos resultados encontram-se no capítulo seguinte, foram inicialmente realizados com quatro pulsos ultra-sônicos diferentes: dois simulados e os dois pulsos reais, descritos anteriormente. Como os pulsos gerados pelos transdutores da Panametrics e da Funbec têm frequências centrais iguais a 1,00 e 2,25 MHz, respectivamente, os pulsos simulados foram sintetizados baseando-se nos mesmos valores. A principal diferença é que os pulsos simulados são simétricos (dimensão axial igual à lateral). Para largura de banda axial foram utilizados os mesmos valores de seus pares reais, ou seja, 81 % para o pulso simulado de 1,00 MHz e 56 % para o de 2,25 MHz. Como são pulsos simétricos, as larguras de banda laterais foram as mesmas que as axiais. Todos os quatro pulsos (simulados e reais) obtidos têm frequência de amostragem igual a 24,0 MHz.

As figuras 3.9 e 3.10 a seguir ilustram estes quatro pulsos descritos anteriormente, bem como suas respectivas transformadas de Fourier (são ilustradas apenas as magnitudes das componentes). A figura 3.9 ilustra os pulsos simulados, onde o primeiro deles (fig. 3.9.a) corresponde ao pulso simétrico, de frequência central igual a 1,00 MHz. O segundo pulso (fig. 3.9.b) corresponde ao pulso simulado, também simétrico, de 2,25 MHz. Já os pulsos gerados pelos transdutores da Panametrics (1,00 MHz) e da Funbec (2,25 MHz) encontram-se ilustrados nas figuras 3.10.a e 3.10.b, respectivamente. Em ambas as figuras, a coluna da esquerda corresponde aos pulsos no domínio do espaço, enquanto que à direita de cada um, encontram-se duas formas de visualização de suas transformadas de Fourier: magnitude do espectro (coluna do meio) e logaritmo de sua magnitude (coluna da direita). Os espectros de frequência, correspondendo às aberturas dos transdutores (reais ou virtuais), mostram claramente quão concentradas estão as principais componentes de frequência em torno de seus valores centrais. O logaritmo do espectro permite uma melhor visualização das componentes de baixa amplitude*. Note que os pulsos simulados têm a energia espectral mais concentrada em torno de suas frequências centrais, enquanto que os pulsos reais possuem componentes de baixa amplitude mais espalhadas. Isto ocorre em função de vários fatores, como ondas de borda, truncamentos ocorridos nas extremidades dos pulsos, além do não paralelismo entre as frentes de onda.

* O uso da compressão logarítmica é comum em espectros de frequências de imagens, pois permite visualizar componentes de baixa amplitude que normalmente não são detectadas no modo de visualização normal (Gonzalez e Woods, 2000).

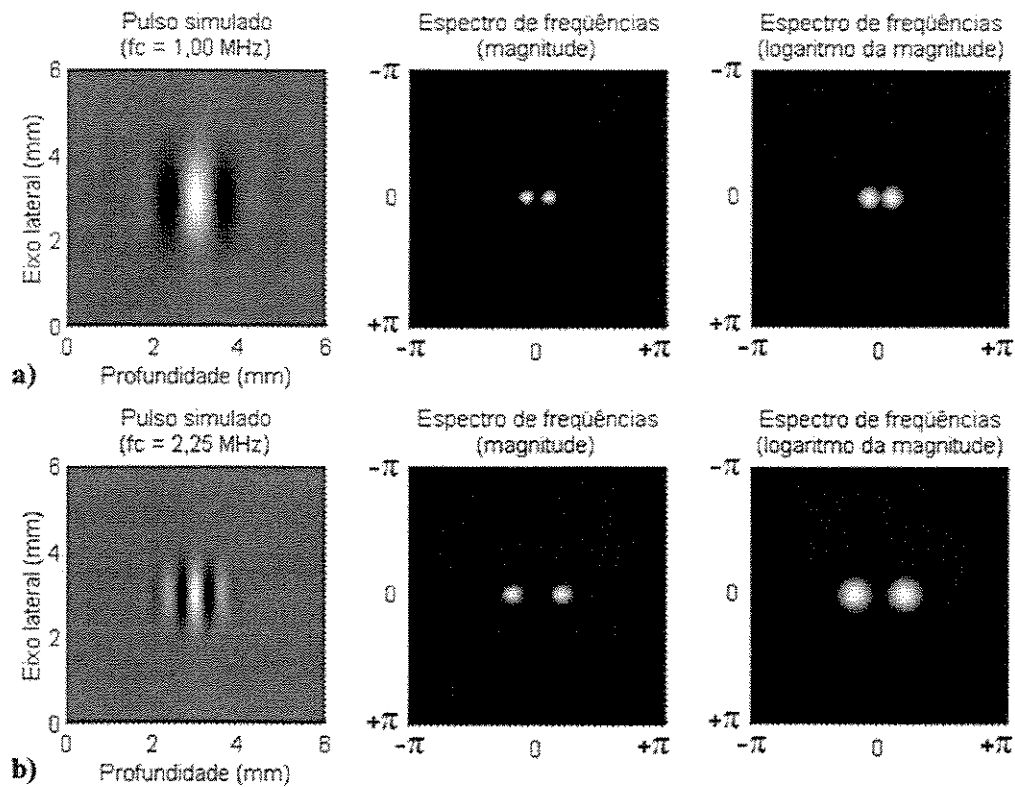


Figura 3.9 – Pulsos ultra-sônicos simulados utilizados nos testes dos métodos de redução de "speckle". a) pulso de 1,00 MHz; b) pulso de 2,25 MHz. A coluna da esquerda ilustra os pulsos no domínio do espaço, enquanto que a coluna do meio corresponde à magnitude de seus espectros de frequências. A coluna da direita é semelhante à coluna do meio, mas os espectros sofreram compressão logarítmica.

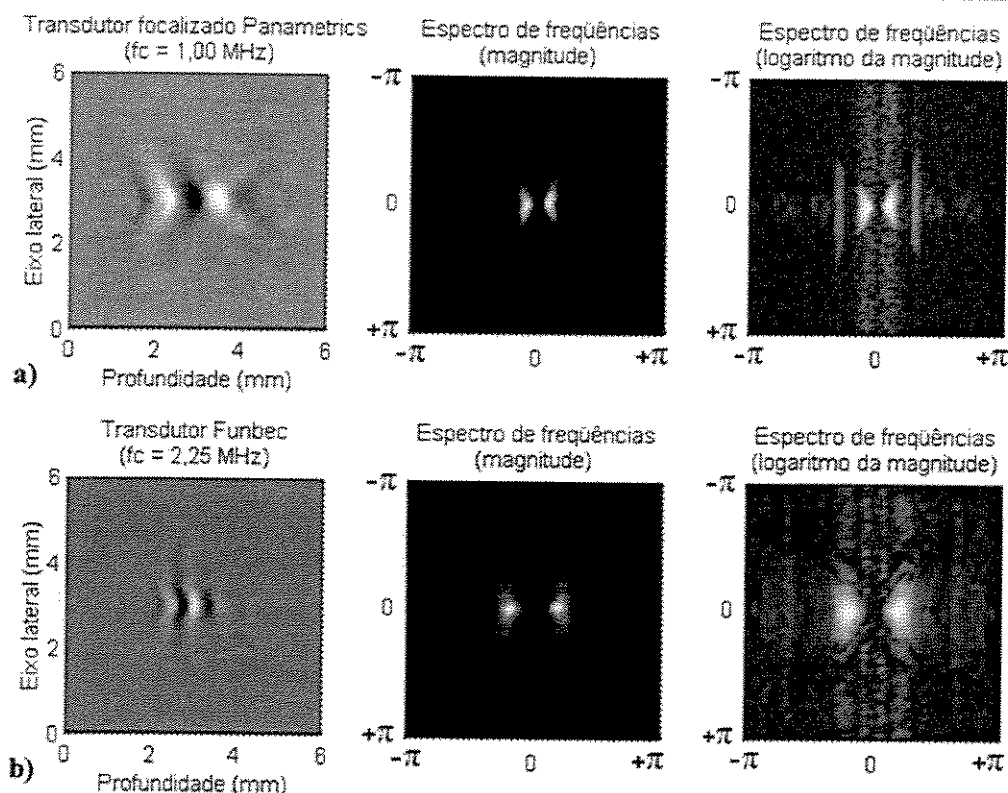


Figura 3.10 – Pulsos ultra-sônicos reais utilizados nos testes dos métodos de redução de "speckle": a) pulso focalizado (tr. Panametrics) de 1,00 MHz; e b) pulso não-focalizado (tr. Funbec) de 2,25 MHz. A coluna da esquerda ilustra os pulsos no domínio do espaço, enquanto que a coluna do meio corresponde à magnitude de seus espectros de frequências. A coluna da direita é semelhante à coluna do meio, mas os espectros sofreram compressão logarítmica.

3.1.4. *Phantoms* computacionais

Os *phantoms* computacionais utilizados constituem-se de estruturas bidimensionais preenchidas por espalhadores individuais distribuídos aleatoriamente, sendo que o programa que os sintetiza foi desenvolvido para ambiente MATLAB. Cada espalhador é modelado por uma variável complexa, com magnitude e fase também aleatórias. A magnitude distribui-se uniformemente em um intervalo que vai de 0 a um valor máximo (usualmente 1), e a fase de 0 a 2π radianos. O usuário pode ainda definir uma região onde os espalhadores terão ganho diferente, destacando-se dos demais e formando uma determinada estrutura. Pode-se ainda definir a população (densidade) de espalhadores, relativa ao número máximo de pontos do *phantom*. A figura 3.11 ilustra as várias sub-imagens obtidas a partir de um *phantom* de 256 x 256 pontos, com 50 % de espalhadores, ou seja, este *phantom* tem 32.768 espalhadores ($256 \cdot 256 / 2$) de um total de 65.536 posições disponíveis ($256 \cdot 256$). Na figura 3.11.a tem-se a magnitude dos espalhadores, com amplitude máxima igual a 1, enquanto que na figura 3.11.b tem-se a fase dos mesmos. A figura

3.11.c ilustra uma máscara usada para criar uma estrutura circular. Aos espalhadores contidos nesta região foi aplicado um ganho igual a 3, enquanto que os demais espalhadores permaneceram com suas amplitudes originais, resultando nas figuras ilustradas em 3.11.d (magnitude) e 3.11.e (fase). Observe que o ganho foi aplicado apenas na magnitude, permanecendo a fase intacta.

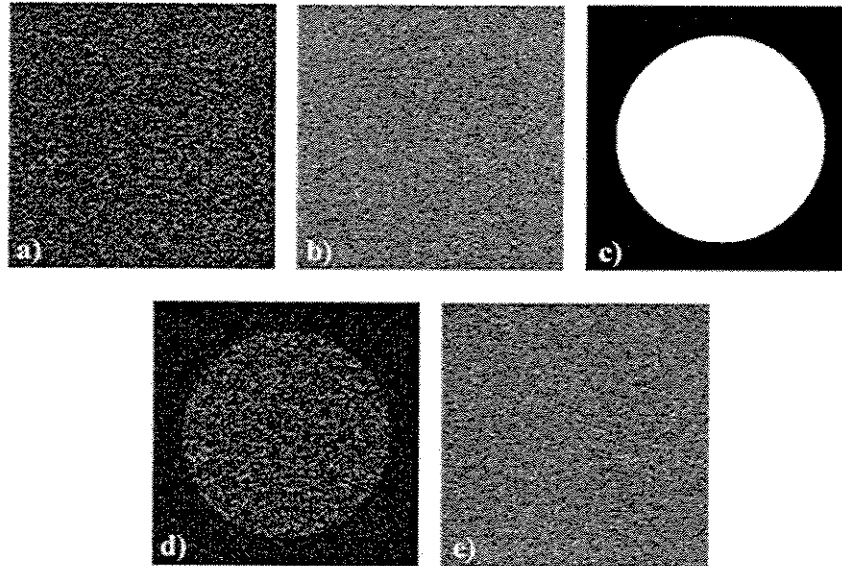


Figura 3.11 – “Phantoms” computacionais formados por espalhadores pontuais distribuídos aleatoriamente: a) magnitude dos espalhadores com amplitudes variando aleatoriamente de 0 a 1; b) fase dos espalhadores variando aleatoriamente de 0 a 2π radianos; c) exemplo de máscara de intensidade para criação de estrutura circular; d) magnitude dos espalhadores após a atribuição da máscara; e) fase dos espalhadores (mesma de “b”).

Com a fase e a magnitude, pode-se criar qualquer estrutura desejada. Entretanto, o programa que gera os *phantoms* vem com algumas estruturas pré-definidas, como ilustrado na figura 3.12: espalhadores sem nenhuma estrutura aparente (fig. 3.12.a), estruturas circulares sólidas (fig. 3.12.b) e círculos sem a “cruzeta” central, destacando os quatro quadrantes (fig. 3.12.c). As estruturas das figuras 3.12.b e 3.12.c têm amplitudes máximas iguais a 3 (esquerda) e 2 (direita), em relação ao fundo, que tem amplitude máxima igual a 1. *Phantoms* como o ilustrado na fig. 3.12.c são particularmente úteis quando se pretende analisar possíveis distorções na imagem ocorrendo em uma direção particular.

Caso seja necessária a síntese de uma estrutura diferente das descritas anteriormente, utiliza-se um *phantom* sem nenhuma estrutura aparente, como o ilustrado em 3.9.a, e uma máscara de ganho, que nada mais é que uma imagem onde as amplitudes (níveis de cinza) correspondem aos ganhos regionais desejados. A figura 1.2.a é um exemplo desta máscara de ganho, representando um feto no útero materno.

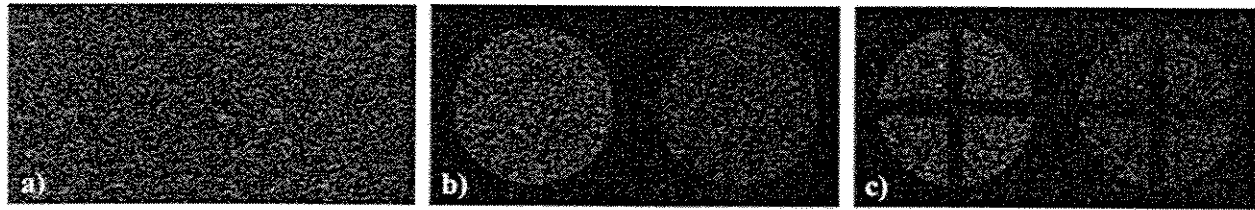


Figura 3.12 – Exemplos de três tipos de "phantoms" utilizados (só a magnitude é ilustrada): a) nenhuma estrutura definida; b) círculos de amplitude média maior que a do fundo; c) semelhante a "b", mas com estruturas circulares formadas por 4 quadrantes distintos (os espalhadores da "cruz" pertencem ao fundo).

3.2. Espalhadores efetivos

O conceito de espalhadores efetivos veio à tona com o intuito de diminuir a redundância de informações espectrais dos *phantoms*. Como já descrito, a simulação de uma imagem de modo-B pode ser feita através da convolução de um pulso ultra-sônico pelos espalhadores da estrutura ou órgão sob investigação e que, no domínio da frequência, pode ser interpretada como a multiplicação dos espectros de ambos. Desta forma, apesar do espectro dos espalhadores ser bastante amplo e com componentes em todas as faixas de frequência, o espectro do pulso limita o espectro final da imagem de RF, cujo envelope é a imagem de modo-B. Desta forma, para um dado pulso, grande parte das componentes espectrais do *phantom* não são utilizadas, tornando-se descartáveis.

O objetivo desta nova abordagem é permitir a redução da complexidade dos *phantoms*, criando estruturas equivalentes formadas por grupos muito menores de espalhadores, mas capazes de dar origem às mesmas imagens de modo-B. Além da redução da complexidade computacional, o conceito de espalhadores efetivos proporcionou a introdução de um novo conceito de imagem livre de *speckle*, detalhado na seção 3.3. Neste trabalho, como o objetivo das simulações é dar origem à imagens corrompidas por *speckle*, optou-se pela convolução entre o pulso ultra-sônico e a estrutura. Já em métodos como os propostos por Tupholme (1969) ou Stepanishen (1970) onde são calculadas as contribuições individuais do pulso interagindo com cada um dos espalhadores individualmente, o uso de espalhadores efetivos é capaz de reduzir os tempos computacionais da ordem de 5 vezes ou mais, dependendo da razão entre o número de espalhadores originais e de espalhadores efetivos.

As figuras a seguir, 3.13, 3.14 e 3.15, ilustram, respectivamente, um conjunto de espalhadores, um pulso e o sinal retro-espalhado, este resultante da interação do pulso com os espalhadores. Na figura 3.13 tem-se a magnitude dos espalhadores nos domínios do espaço (fig. 3.13.a) e da frequência (fig. 3.13.b). Como se pode perceber, a faixa de passagem do espectro é bastante ampla, cobrindo toda a faixa de frequências. Já o pulso, ilustrado na figura 3.14.a, tem suas componentes limitadas às regiões da

frequência central do mesmo (fig. 3.14.b), com faixa de passagem relativamente estreita, se comparada à dos espalhadores*.

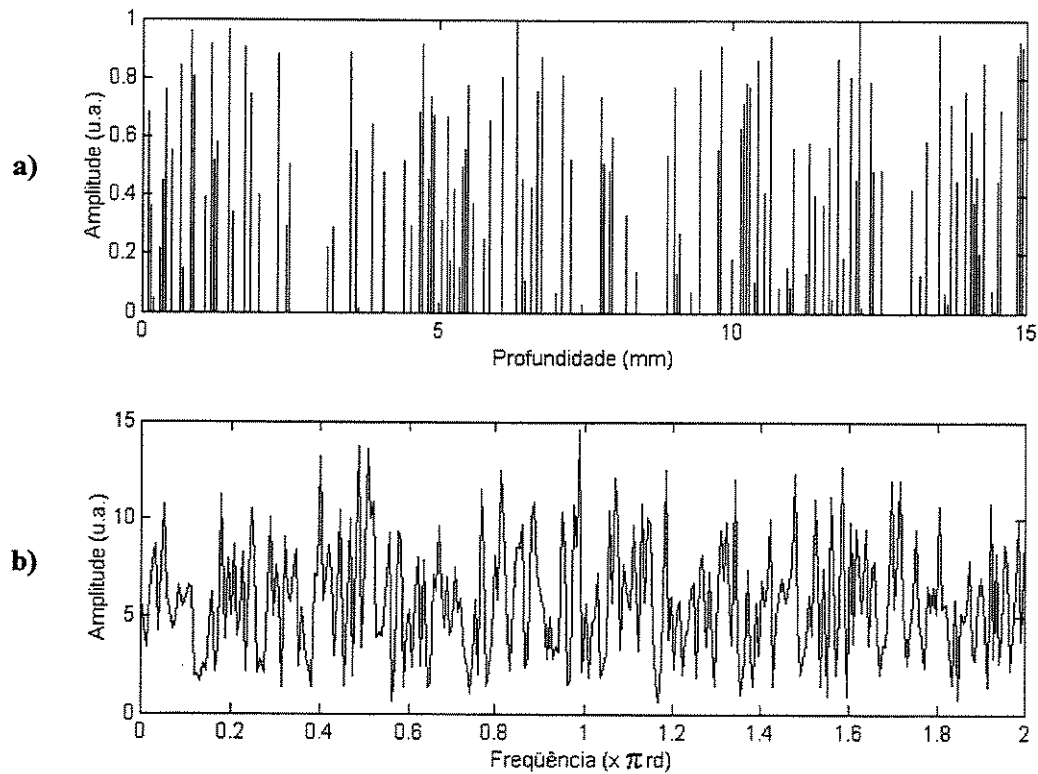


Figura 3.13 – Espalhadores nos domínios do a) espaço (magnitude apenas) e b) frequência.

A figura 3.15.a ilustra o sinal de RF obtido pela interação dos espalhadores da fig. 3.13 com o pulso da fig. 3.14. Como pode ser observado na figura 3.15.b, as únicas componentes espectrais não-nulas encontram-se na região da faixa de passagem do pulso, ou seja, apesar dos espalhadores terem um espectro bastante amplo, o pulso atua como um filtro passa-faixa, limitando as componentes espectrais do sinal de RF.

* Como o espectro de frequências da estrutura é representado no espaço- k (domínio de frequências espaciais), e o do pulso no domínio de frequências temporais, ambos os eixos espectrais foram convertidos para valores de frequência angular (frequência de amostragem = 2π ; frequência de Nyquist = π). Apesar do espectro de um sinal real ser simétrico em relação à origem, optou-se pela utilização de sinais analíticos, de forma que as componentes espectrais no intervalo entre π e 2π (ou $-\pi$ e 0) são nulas, como ilustrado na figura 3.14.b

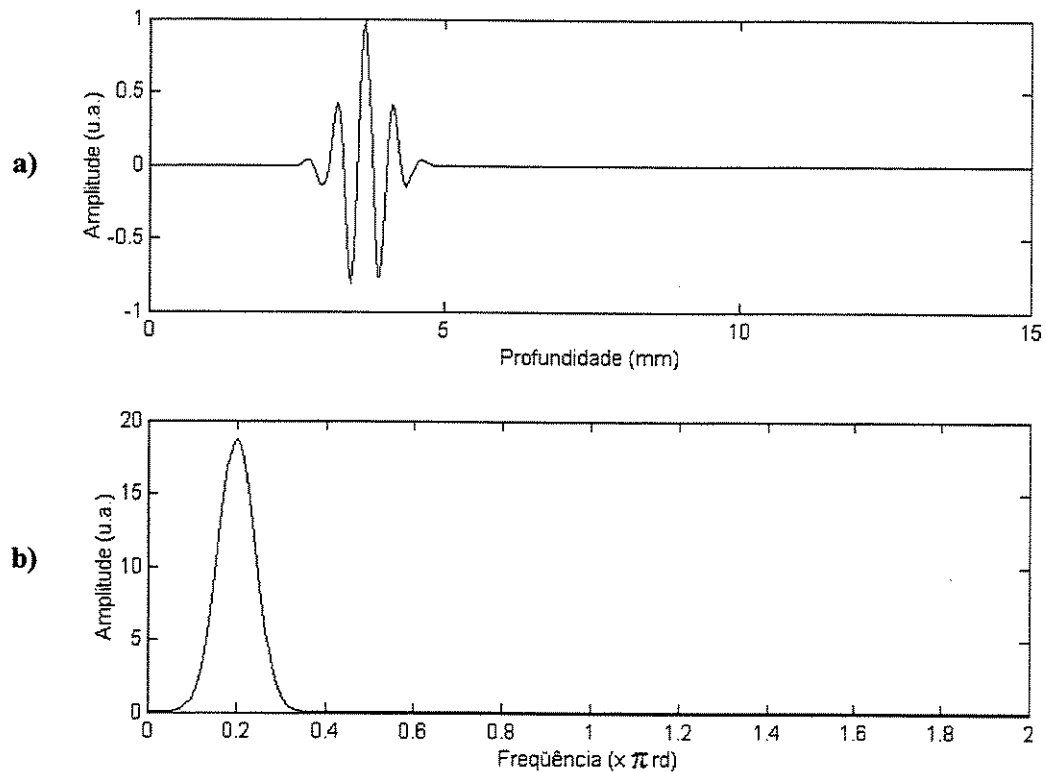


Figura 3.14 – Pulso ultra-sônico nos domínios do a) tempo e b) frequência, na forma analítica (o espectro é nulo no intervalo compreendido entre π e 2π ou $-\pi$ e 0).

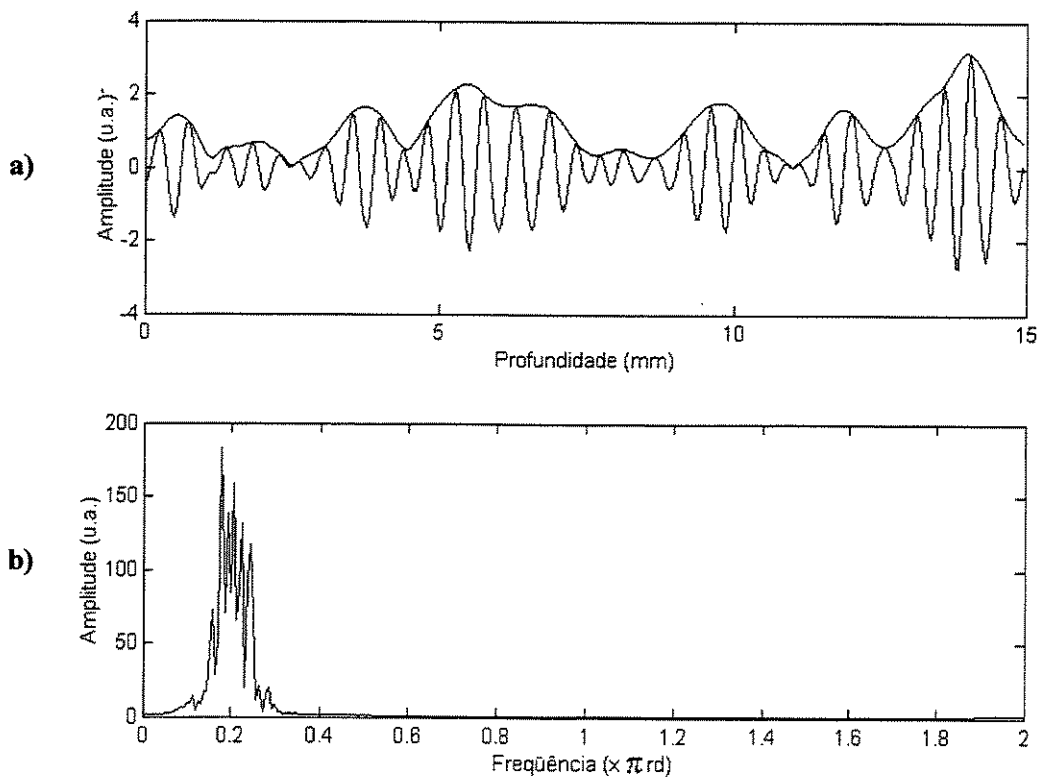


Figura 3.15 – Sinal de RF (e seu envelope) nos domínios do a) tempo e b) frequência, na forma analítica.

No domínio da frequência angular espacial, k , definindo-se o espectro do pulso como $P(k)$ e dos espalhadores como $H(k)$, o espectro do sinal de RF, $G(k)$, é dado por (eq. 3.3):

$$G(k) = P(k) \cdot H(k) \quad (3.3)$$

Para um pulso com frequência central ω_0 e faixa de passagem igual a BW_T (largura de banda total), qualquer componente espectral da estrutura fora desta faixa não contribui para o sinal de RF resultante. Sendo assim, pode-se definir uma função janela (função *rect*) centralizada em ω_0 e com a mesma faixa de passagem do pulso (eq. 3.4):

$$\text{rect}_{BW_T}(k - k_0) = \begin{cases} 1 & (k_0 - BW_T/2) \leq k \leq (k_0 + BW_T/2) \\ 0 & \text{demais casos} \end{cases} \quad (3.4)$$

Como a função janela da equação 3.4 preserva as componentes espectrais do pulso, a equação 3.3 pode ser reescrita da seguinte forma (eq. 3.5):

$$G(k) = P(k) \cdot H(k) \cdot \text{rect}_{BW_T}(k - k_0) \quad (3.5)$$

Definindo uma estrutura equivalente $H^*(k)$ por (eq. 3.6):

$$H^*(k) = H(k) \cdot \text{rect}_{BW_T}(k - k_0) \quad (3.6)$$

pode-se reescrever a equação 3.5 por (eq. 3.7):

$$G(k) = P(k) \cdot H^*(k) \quad (3.7)$$

A equação 3.7 é a base do conceito de espalhadores efetivos e implica que, durante o retro-espalhamento acústico, as únicas componentes espectrais da estrutura que efetivamente contribuem para o sinal de RF são aquelas na região da faixa de passagem do pulso. A consequência direta da afirmação anterior é que, para um dado pulso, existem infinitas estruturas capazes de resultar no mesmo sinal retro-espalhado, desde que as componentes espectrais dentro da faixa de passagem do pulso sejam idênticas.

As figuras a seguir (3.16, 3.17 e 3.18) ilustram graficamente a afirmação anterior. Em 3.16.a tem-se o espectro dos espalhadores (fig. 3.13.b) e do pulso (fig. 3.14.b) do exemplo anterior. Sobrepostos a ambos estão os limites da faixa de passagem do pulso. Em 3.16.b têm-se os espalhadores pontuais no domínio do espaço (repetido da fig. 3.13.a).

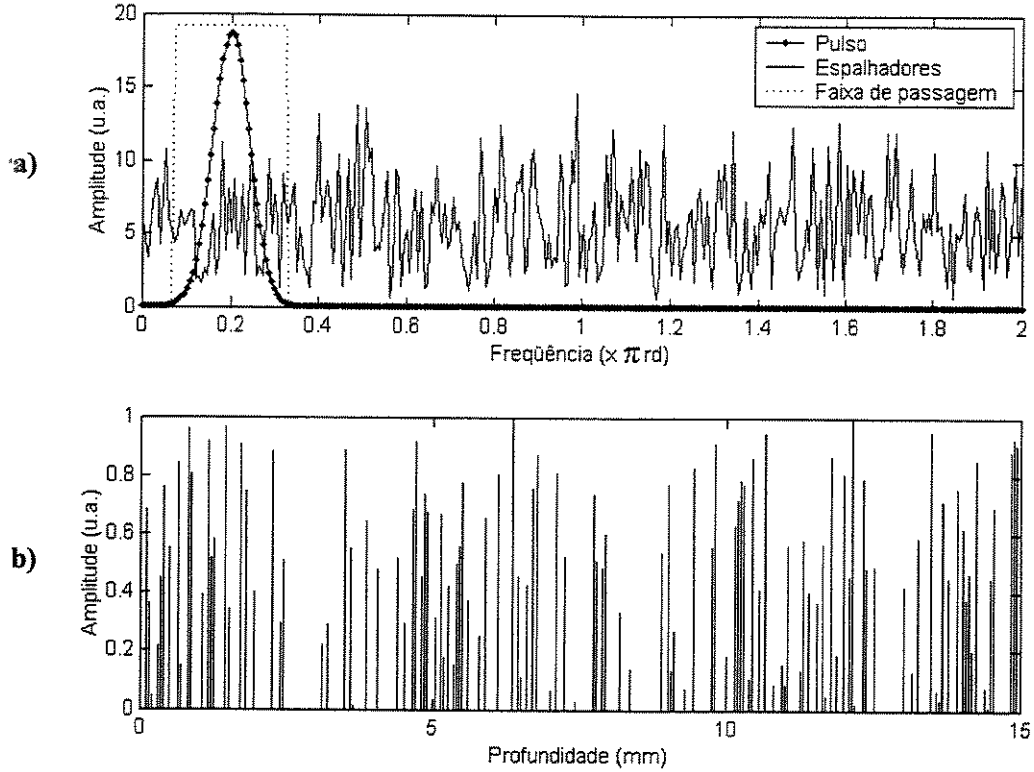


Figura 3.16 – a) Espectros de frequência de um pulso ultra-sônico e de um conjunto de espalhadores no domínio da frequência, destacando-se a faixa de passagem do pulso; b) espalhadores pontuais no domínios do espaço.

Se o espectro dos espalhadores da figura anterior (3.16) for limitado à faixa de passagem do pulso, conforme equação 3.5, ter-se-á o espectro ilustrado na figura 3.17.a, resultando em um novo conjunto de espalhadores no domínio do espaço, ilustrado na figura 3.17.b. Neste caso, a estrutura é constituída por uma função contínua, e não mais por espalhadores individuais mas, mesmo assim, desde que seja usado o mesmo pulso, o sinal de RF resultante será exatamente o mesmo que o obtido com os espalhadores originais.

Se a região do espectro dos espalhadores limitada pela largura de faixa do pulso, $H^*(k)$, for replicada sem sobreposição e em intervalos regulares k_R , ter-se-á um espectro semelhante ao ilustrado na figura 3.18. Esta replicação pode ser feita convoluindo-se a função $H^*(k)$ por uma função trem de pulsos (função III), da seguinte forma (eq. 3.8):

$$H^{**}(k) = H^*(k) * \text{III}(k/k_R - k_0) \quad (3.8)$$

onde: $H^{**}(k)$ é a função $H^*(k)$ replicada em intervalos iguais a k_R .

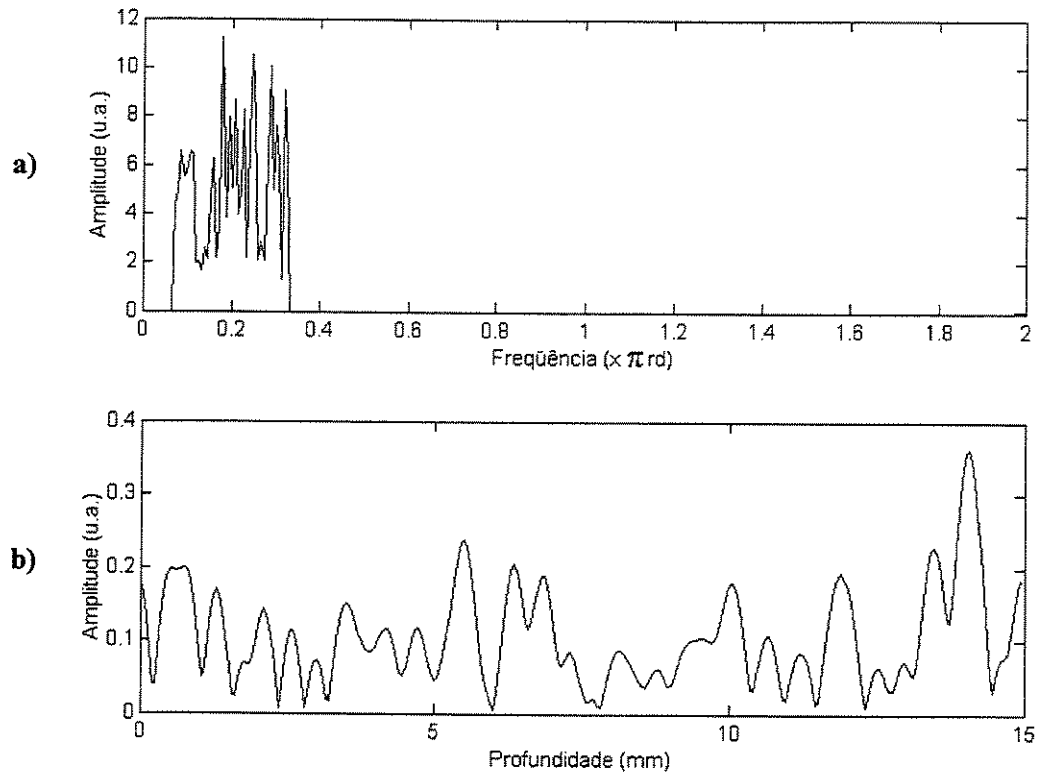


Figura 3.17 – a) Espectro de espalhadores limitados pela faixa de passagem do pulso; b) função de espalhadores contínua.

Como a transformada inversa de Fourier da função trem de pulsos também é uma função trem de pulsos, a equação 3.8 corresponde, no domínio do tempo, à amostragem de $H^*(k)$, como ilustrado graficamente à seguir. Na figura 3.18.a tem-se o espectro de $H^*(k)$ replicado, enquanto que na figura 3.18.b tem-se uma outra estrutura equivalente no domínio do tempo. Como se pode perceber, apesar dos novos espalhadores serem regularmente espaçados, eles ainda não são pontuais como desejado, variando continuamente de 0 a seus valores máximos.

Tanto os espalhadores originais, ilustrados na figura 3.16.b, quanto os ilustrados nas figuras 3.17.b e 3.18.b, têm as mesmas componentes espectrais na região correspondente à faixa de passagem do pulso, ilustrada na figura 3.16.a. Apesar das estruturas serem completamente diferentes uma das outras no domínio do tempo, provar-se-á que os sinais de RF obtidos com o pulso em questão são idênticos.

Teoricamente, como indicado pela equação 3.8, se a função $H^*(k)$ for replicada, ter-se-á um conjunto de espalhadores pontuais no domínio do espaço, mas isso só ocorre com seqüências infinitas. Em situações práticas, onde se tem seqüências finitas, esta mesma operação faz com que os espalhadores apresentem picos, mas ainda assim são elementos de uma função que varia continuamente de 0 a seus valores máximos (fig. 3.18.b). De forma a obter espalhadores pontuais, a operação de replicação de espectro é feita no domínio do espaço, como exemplificado a seguir: o gráfico da figura 3.19.a é uma

cópia da figura 3.17.b, e ilustra uma função contínua, cujo espectro é limitado pela faixa de passagem do espectro do pulso ultra-sônico. Se esta curva da fig. 3.19.a for amostrada em intervalos regulares, $\Delta t = 2\pi/k_R$, como indicado pelas barras verticais, será gerado o conjunto de espalhadores pontuais da figura 3.19.b. Como agora se tem menos pontos que o sinal contínuo original, utiliza-se um fator de escalonamento, que é a razão entre o número de pontos dos dois sinais. Este novo sinal, composto por uma sequência de pulsos, tem o espectro de frequências ilustrado na figura 3.19.c. Este processo corresponde, teoricamente, à replicação dos espectros no domínio da frequência. A diferença é que, por se tratar de uma sequência finita, só se consegue obter um conjunto de espalhadores pontuais partindo-se do sinal no domínio do tempo.

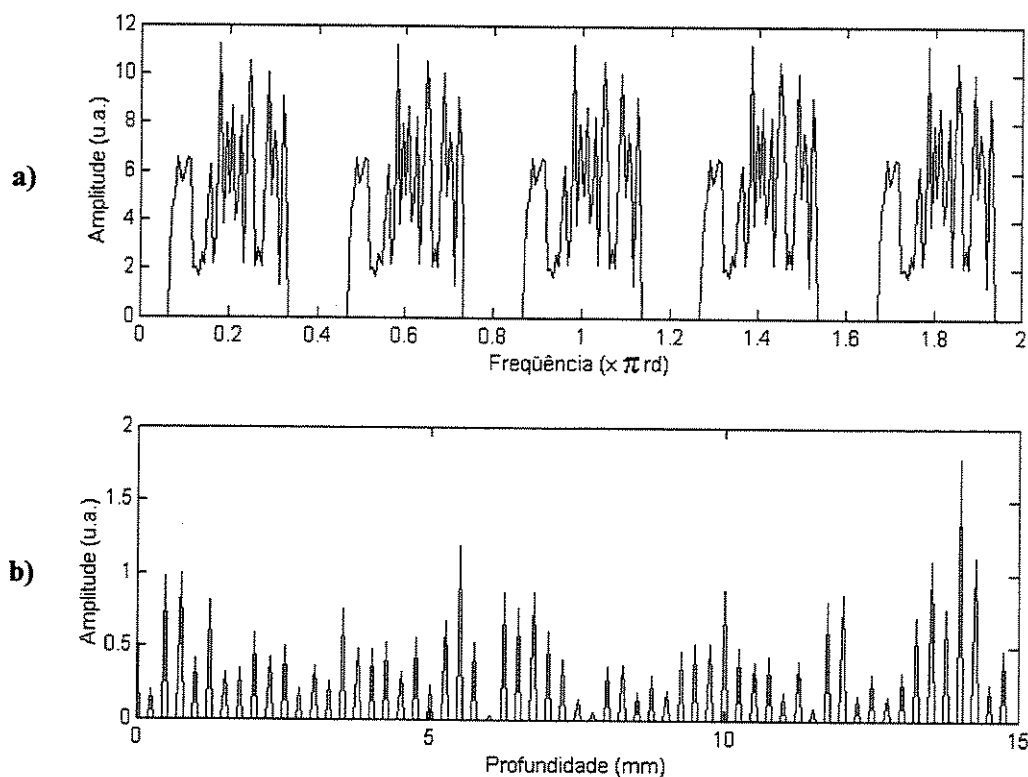


Figura 3.18 – a) Replicação da faixa do espectro dos espalhadores correspondente à faixa de passagem do pulso; b) espalhadores quase-pontuais regularmente espaçados no domínio do tempo.

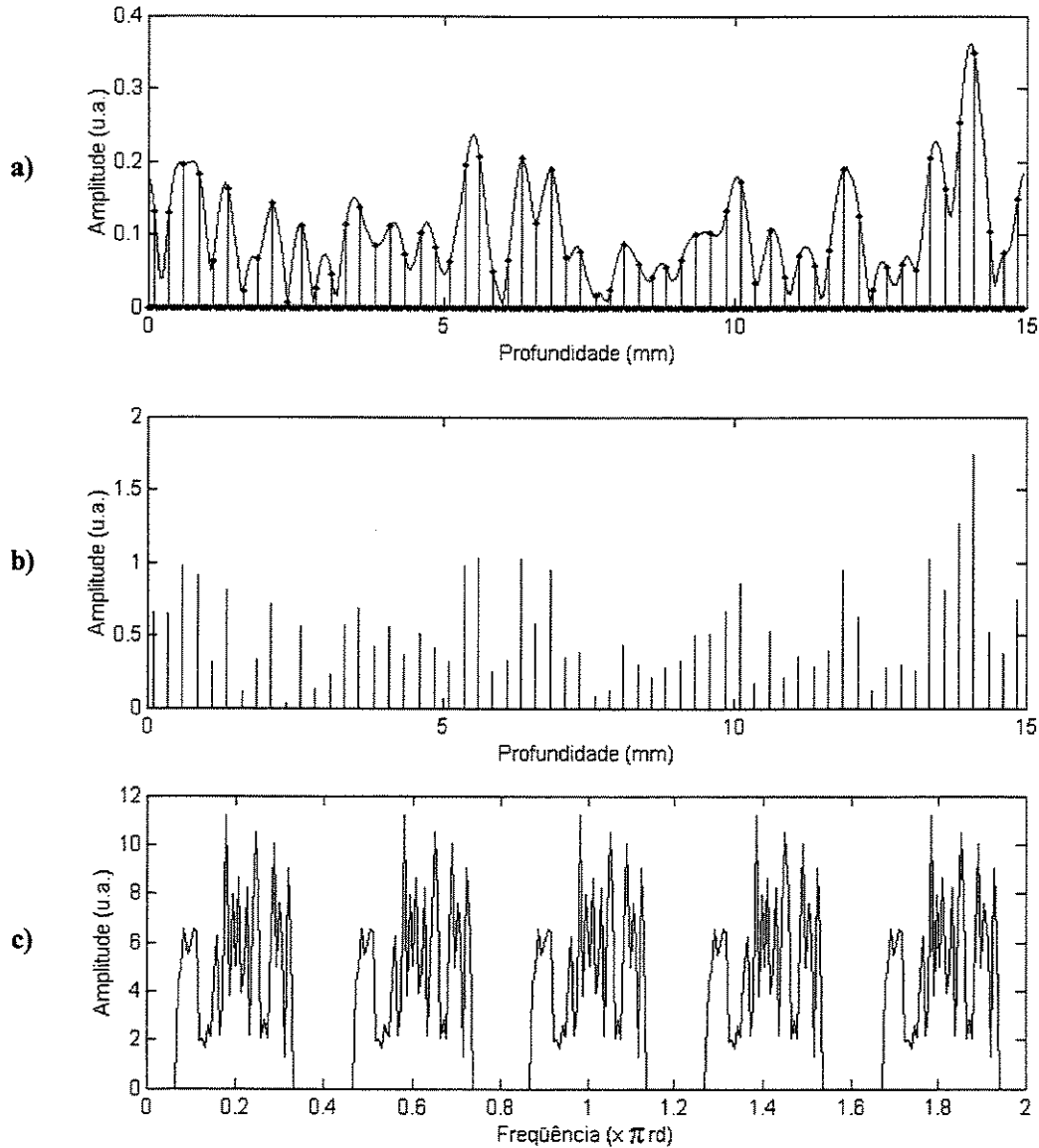


Figura 3.19 – a) Função de espalhadores contínua, ilustrada anteriormente na fig. 3.17.b, com função de amostragem regularmente distribuída; b) resultado da amostragem da função contínua ilustrada em “a” seguido de escalonamento; c) espectro de “b”, correspondente à replicação das componentes espectrais na faixa de passagem do pulso.

Como existe uma intrínseca relação entre a taxa de repetição ω_R da função $H^*(k)$ e a taxa de amostragem da estrutura como uma função contínua, $\Delta t = 2\pi/k_R$, obtém-se o menor conjunto de espalhadores pontuais, sem sobreposição entre as réplicas espectrais, quando $k_R = BW_T$. A figura 3.20.a ilustra este caso limite, onde a curva contínua (fig. 3.17.b) foi amostrada com a menor taxa possível, de forma que não houvesse sobreposição entre as réplicas espectrais, ilustradas na figura 3.20.b.

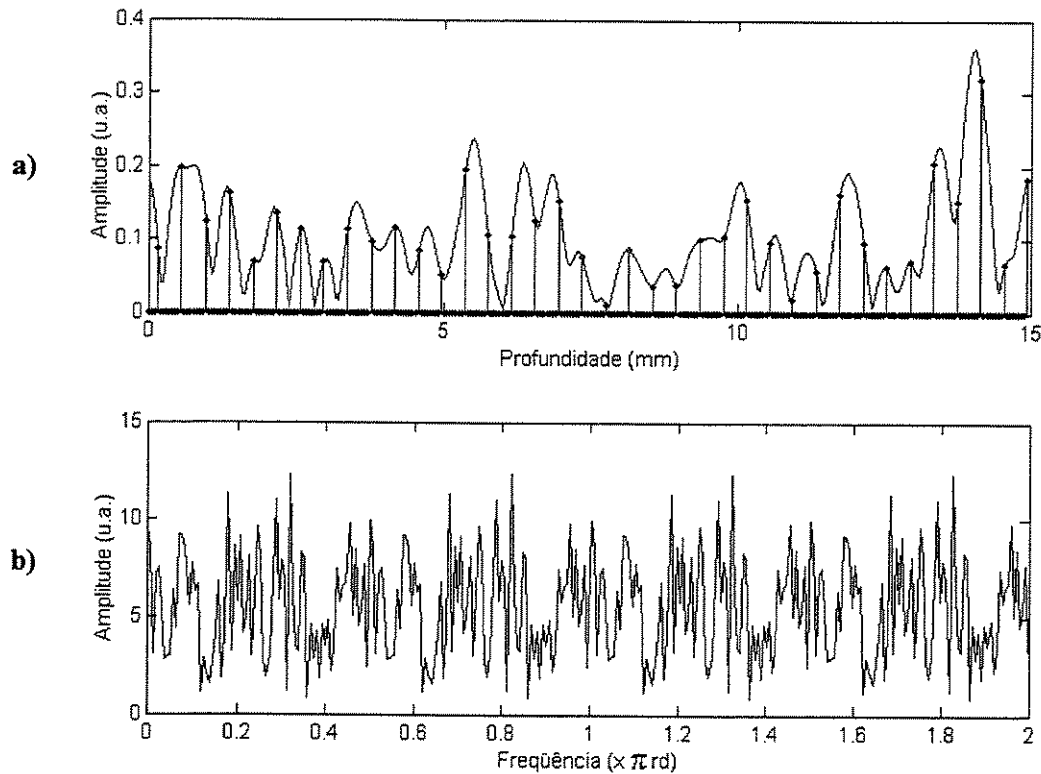


Figura 3.20 – a) Função de espalhadores contínua, ilustrada anteriormente em 3.17.b, amostrada a uma taxa igual a 4 amostras por comprimento do pulso; b) espectro de frequências resultante.

Com a maioria dos pulsos utilizados, conseguiu-se um valor mínimo entre 4 e 5 espalhadores por comprimento do pulso (calculado pela equação 3.2), sendo que a faixa de passagem foi definida pela região do espectro do pulso acima de -40 dB. A não ser pelas diferenças presentes nas bordas do sinal (início e fim), o erro médio* entre os envelopes (linhas de modo-A) gerados pelos espalhadores efetivos e originais girou em torno de 0,5 %. Com um espectro mais estreito, limitado a -20 dB, pode-se replicá-lo mais vezes, gerando um número ainda menor de espalhadores efetivos, geralmente 3 espalhadores. Com um número tão reduzido de espalhadores por comprimento do pulso, o sinal de RF resultante ainda é muito semelhante ao original, mas chega a apresentar erros na faixa de 2 % para sinais sintéticos gaussianos. Desde que seja respeitado o número mínimo de espalhadores para cada faixa efetiva do espectro, populações maiores de espalhadores efetivos apresentam erros de mesma ordem de grandeza, pois o erro é dado pela largura da faixa de passagem assumida. Introduz-se agora o conceito e a definição de espalhadores efetivos:

* O erro médio entre os envelopes foi calculado pela média do erro relativo, sendo que este último corresponde à diferença absoluta entre ambos os envelopes, calculada ponto a ponto, dividida pelo envelope original.

Espalhadores efetivos: conjunto mínimo de espalhadores pontuais, regularmente espaçados, cujo espectro, na região limitada pela faixa de passagem do pulso ultra-sônico, contém as mesmas informações que o espectro dos espalhadores originais. Qualquer outro conjunto com um número maior de espalhadores pontuais é denominado conjunto de espalhadores equivalentes.

A figura 3.21 ilustra o sinal retro-espalhado e seu envelope obtidos a partir dos espalhadores originais, ilustrados na figura 3.13. Sobreposto às curvas da figura 3.21, encontram-se novos sinais de RF e seus respectivos envelopes, obtidos com conjuntos de espalhadores equivalentes com 16, 8 e 4 espalhadores por comprimento de pulso. Neste último caso (4 espalhadores), trata-se do conjunto de espalhadores efetivos. Os erros absolutos dos envelopes obtidos, em relação ao envelope original, são ilustrados na figura 3.22. Como se pode observar, os sinais são muito semelhantes, com erros visualmente imperceptíveis, a não ser pelos desvios ocorridos nas bordas, lembrando que a própria operação de convolução acarreta erros de borda de dimensões da menor das matrizes ou vetores utilizados.

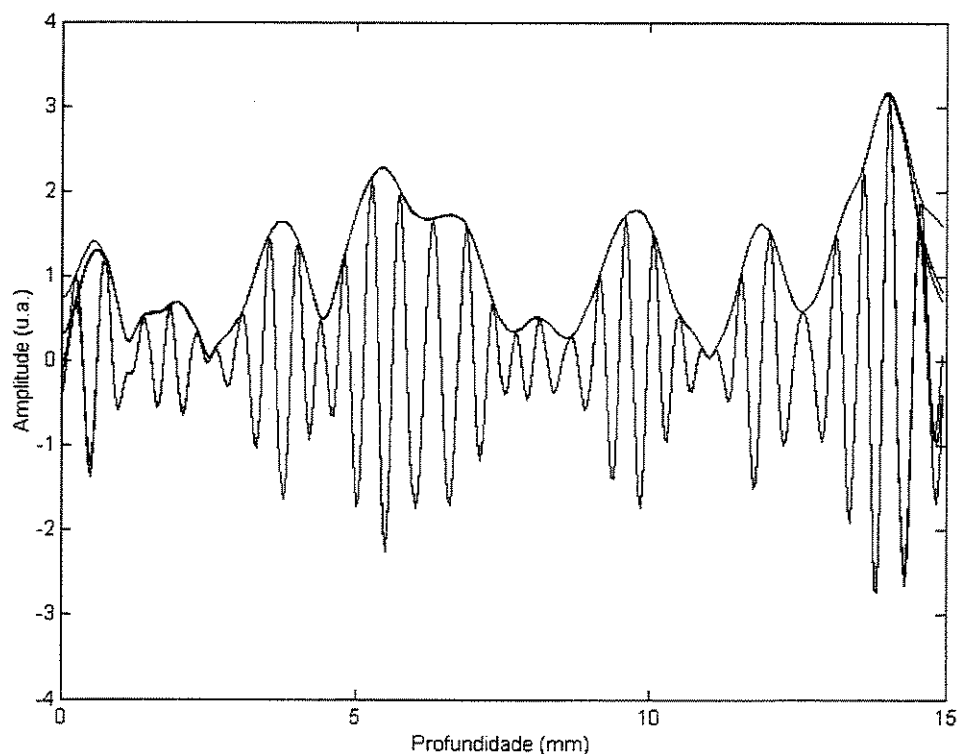


Figura 3.21 – Sinais de RF retro-espalhados e seus respectivos envelopes obtidos através de um conjunto de espalhadores originais (3.13.a), efetivos (4 espalhadores por pulso) e equivalentes (8 e 16 espalhadores por pulso).

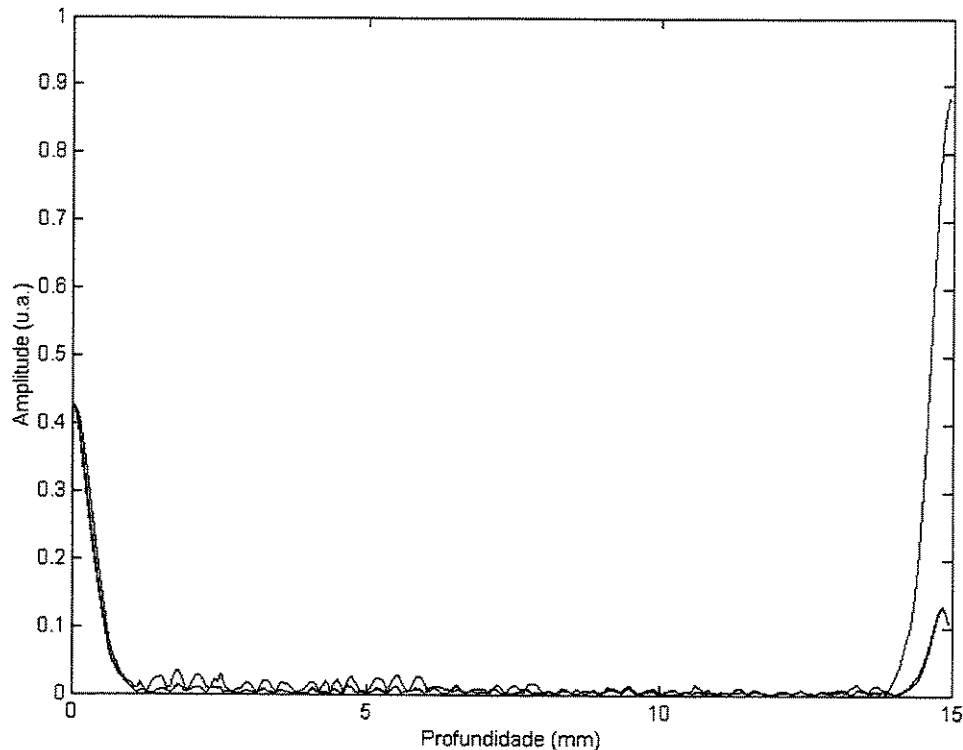


Figura 3.22 – Erros dos envelopes ilustrados na figura 3.21 em relação ao envelope obtido com os espalhadores originais.

A figura 3.23 ilustra o conceito dos espalhadores efetivos no caso bidimensional. Na figura 3.23.a tem-se um conjunto de espalhadores no domínio do espaço e, na fig. 3.23.b, no domínio da frequência. A imagem de modo-B resultante é ilustrada na fig. 3.23.c, para um determinado pulso não ilustrado. A seguir, nas figuras 3.23.d e 3.23.e, são ilustrados os espalhadores efetivos nos domínios do espaço e frequência, respectivamente. A imagem de modo-B resultante, muito semelhante à original, é ilustrada na fig. 3.23.f. A diferença absoluta entre as duas imagens de modo-B (figuras 3.23.c e 3.23.f) é ilustrada na fig. 3.23.g. Observa-se novamente que, a não ser pelos desvios presentes nas bordas, as imagens de modo-B são essencialmente equivalentes. Na figura 3.23.g foi destacada uma região de interesse de forma a excluir as bordas, de largura igual à metade do comprimento do pulso (calculado pela equação 3.2). Dentro desta região de interesse, o erro máximo foi de aproximadamente 1 % em relação à imagem de modo-B original (fig. 3.23.c), enquanto que fora, os erros de borda atingiram 10 %. A figura 3.23.h corresponde à versão volumétrica da imagem de erro ilustrada na figura 3.23.g.

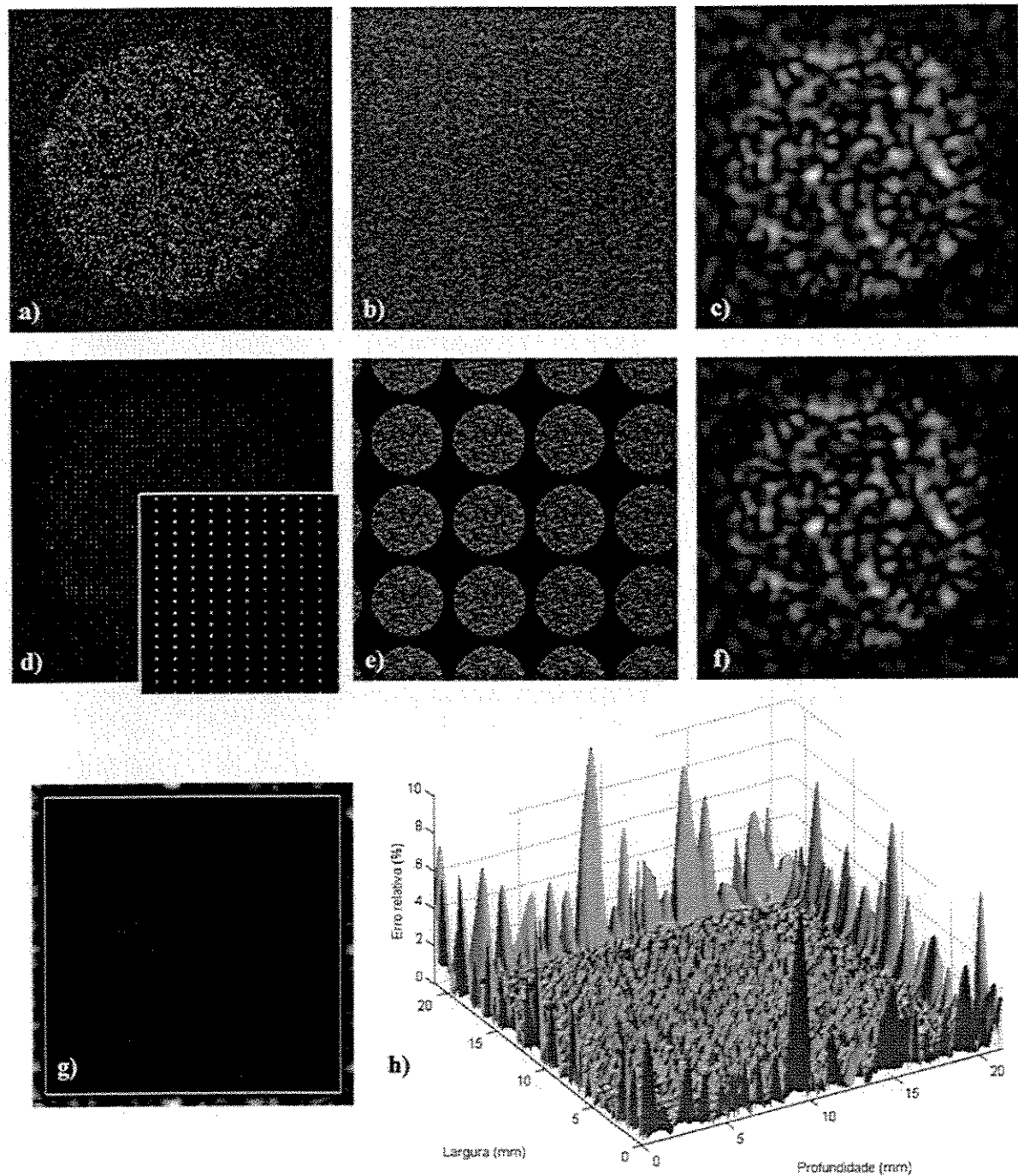


Figura 3.23 – a) Espalhadores originais nos domínios do espaço e b) frequência; c) imagem de modo-B resultante; d) espalhadores efetivos (6 espalhadores por pulso) nos domínios do espaço e e) frequência; f) imagem de modo-B resultante; g) diferenças entre as imagens de modo-B ilustradas em "c" e "f", indicando desvios apenas nas bordas; h) visão volumétrica de "g". Em "d", há a sobreposição de uma região de espalhadores efetivos ampliada e com magnitude saturada (estrutura apresenta magnitude igual a 2 e fundo igual a 1), de forma a facilitar a visualização dos mesmos.

Ao programa desenvolvido, são passados os seguintes parâmetros: matrizes ou vetores correspondentes aos espalhadores e ao pulso, frequência de amostragem e número desejado de espalhadores por pulso. Como ilustrado na figura 3.23.e, a região do espectro dos espalhadores, limitada pela faixa de passagem do pulso, foi replicada em todas as direções. No caso de pulsos assimétricos, as réplicas espectrais ocorrem em intervalos diferentes. Nesta situação, o programa utiliza o número de espalhadores por pulso para calcular a taxa de réplica espectral na direção axial. A taxa na direção lateral é calculada em função do tamanho da faixa de passagem do pulso.

Como já citado anteriormente, o pulso ultra-sônico é um sinal real e, portanto, seu espectro é simétrico em relação à origem. No entanto, a replicação deste tipo de informação é mais complexa e ineficiente, pois deixa vários “espaços vazios” no espectro final. Sendo assim, o cálculo dos espalhadores efetivos é feito com o sinal em sua forma analítica.

O conceito de espalhadores efetivos é importante para se definir a origem do *speckle*, pois alguns autores atribuem-na à presença de um número muito grande de espalhadores em cada célula de resolução, de forma que, com um número menor de espalhadores por célula, a região tornar-se-ia parcialmente corrompida por *speckle* (Prager et al., 2003). Mostra-se aqui que não há evidência concreta para tal afirmação.

3.3. Padrão ouro: imagem livre de *speckle*

A dissecação de um determinado tecido seria a solução final e definitiva para a análise anatômica de suas estruturas, permitindo a medida de suas reais dimensões. Jespersen et al. (2000) defendem a idéia de que este seria o padrão ouro para a análise comparativa de imagens ultra-sônicas de modo-B. Entretanto, mesmo que se tenha conhecimento das reais dimensões da estrutura sob investigação, pode-se ter uma visão geral de como seria sua imagem ultra-sônica, mas é impossível precisar como esta seria na completa ausência de distorções do feixe, anisotropias estruturais, reverberações, ruídos ou artefatos, onde inclui-se o *speckle*. Um determinado órgão é formado por subestruturas de tamanhos diversos, comportando-se de forma também diversa para diferentes pulsos ultra-sônicos, ou seja, uma imagem ultra-sônica, mesmo que “ideal”, difere da real imagem do tecido.

Durante a simulação, a obtenção de um padrão de referência, ou seja, uma imagem ou sinal livres de *speckle*, é fortemente desejável para avaliação do grau de degradação dos mesmos, ou da eficiência dos métodos de redução de *speckle*. Segundo Burckhardt (1978), o *speckle* é gerado pela interferência coerente destrutiva entre duas reflexões. Sendo assim, dependendo da fase relativa entre elas, a interferência poderia passar a ser construtiva. Como não se sabe que fase é essa, uma forma de se obter esse resultado é através de um número grande de simulações da interação do pulso com os espalhadores,

variando-se aleatoriamente a fase dos mesmos. A cada iteração ter-se-á um sinal ou imagem corrompidos por *speckle* de maneira diferente, de forma que o valor máximo entre todas suas envoltórias resultaria em um sinal com interferência apenas construtiva, método este denominado “escrita máxima”. Considerando um conjunto de espalhadores unidimensionais $f(x)$ e um pulso ultra-sônico $p(x)$ no domínio espacial, para cada conjunto de fases aleatórias, $\varphi_n(x)$, é obtido um envelope com *speckle* $|g_n(x)|$, onde n é número da iteração atual, como expresso pela equação 3.9:

$$|g_n(x)| = |p(x) * [f(x) \cdot \exp(-jk\varphi_n(x))]| \quad (3.9)$$

Após N iterações, o envelope sem *speckle* resultante, obtido pelo método de escrita máxima, $|g_{EM}(x)|$, é dado por:

$$|g_{EM}(x)| = \max \{ |g_1(x)|, |g_2(x)|, \dots, |g_N(x)| \} \quad (3.10)$$

A figura 3.24 ilustra esta operação: foram geradas 10^6 combinações aleatórias de fases no intervalo $[0, 2\pi]$ para os 6 espalhadores da figura 3.24.a, dando origem ao envelope livre de *speckle* (ELS) ilustrado na figura 3.24.b, juntamente com os sinais de RF e envelope originais. No presente caso, a célula de resolução, dada pelo comprimento espacial do pulso, tem 1,65 mm, ou seja, qualquer par de espalhadores encontra-se espaçado por uma distância menor que esta.

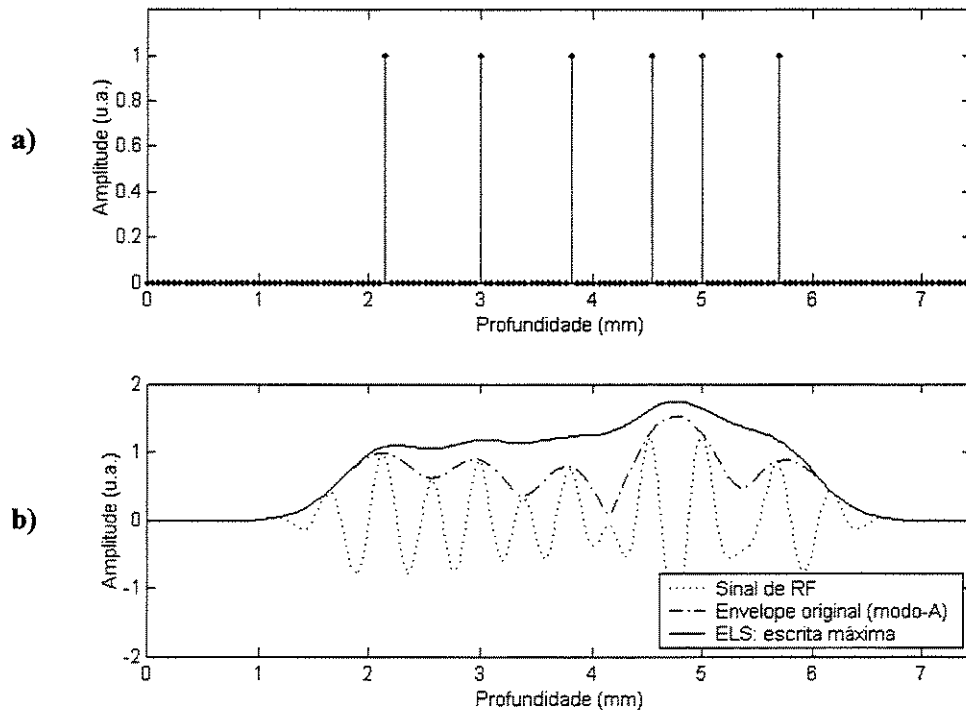


Figura 3.24 – a) Exemplo de um conjunto de poucos espalhadores pontuais; b) sinal de RF retro-espalhado, seu envelope e envelope livre de “speckle” obtido pelo método de escrita máxima (método proposto por Burckhardt).

Apesar do método de obtenção do sinal livre de *speckle* através da escrita máxima ser bem aceito, a quantidade de iterações necessárias torna-o inviável ou, pelo menos, computacionalmente dispendioso (para estes exemplos, foi definido um número fixo de iterações igual a 10^6). Gehlbach (1983) introduziu uma definição diferente, onde o sinal livre de *speckle* poderia ser obtido de forma equivalente, através da convolução do envelope do pulso pela magnitude dos espalhadores, segundo equação 3.11. A figura 3.25 ilustra estes dois casos, onde foram utilizados o mesmo pulso e espalhadores da figura 3.24. A diferença entre os envelopes livres de *speckle* (ELSs) obtidos com os dois métodos (Burckhardt e Gehlbach) é praticamente nula, com erro médio de 0,02 %. Já a razão entre os tempos de processamento é da ordem de 10^6 , com o método de Gehlbach sendo mais rápido que o de Burckhardt, considerando que a operação de convolução seja o ponto crítico do método.

$$|g_G(x)| = |p(x)| * |f(x)| \quad (3.11)$$

onde: $|g_G(x)|$ é o envelope sem *speckle* obtido pelo método de Gehlbach.

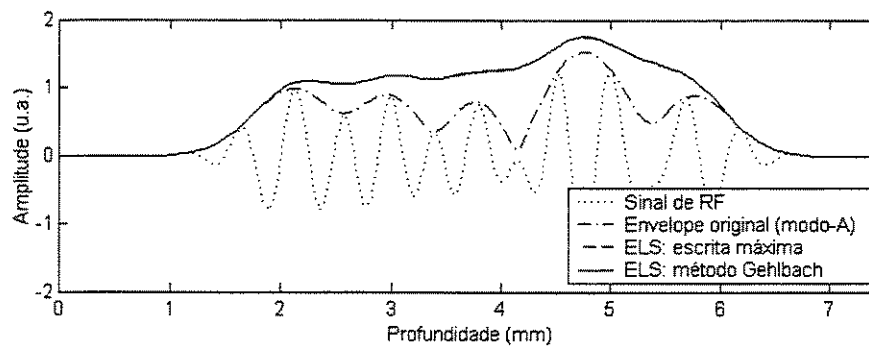


Figura 3.25 – Repetido de 3.24, com a adição do envelope livre de “speckle” (ELS) obtido pelo método de Gehlbach.

No caso dos sinais ilustrados em 3.24 e 3.25, o conjunto de espalhadores utilizados constituía-se de apenas 6 elementos (fig. 3.24.a). Ao se testar a equivalência entre as técnicas de Burckhardt e Gehlbach, verificou-se que os erros tornavam-se mais significativos com o aumento do número de espalhadores, como ilustrado na figura 3.26, onde foram utilizados três *phantoms* unidimensionais, com densidades populacionais de espalhadores iguais a 10 %, 25 % e 50 %. Com 10 % de espalhadores (fig. 3.26.a), a diferença entre os ELSs, calculados pelos dois métodos descritos anteriormente, é imperceptível, com erro absoluto médio de 0,35 % para 10 casos similares. Já com 25 % de espalhadores, o erro foi de 5,3 %, enquanto que com 50 % de espalhadores, o erro foi de 20,9 %. O método proposto por Gehlbach sempre apresenta amplitudes de saída iguais ou maiores que as obtidas com a técnica de Burckhardt. Mesmo com um número maior de iterações ($2 \cdot 10^6$) não houve convergência entre os envelopes, com erros estáveis nos mesmos patamares.

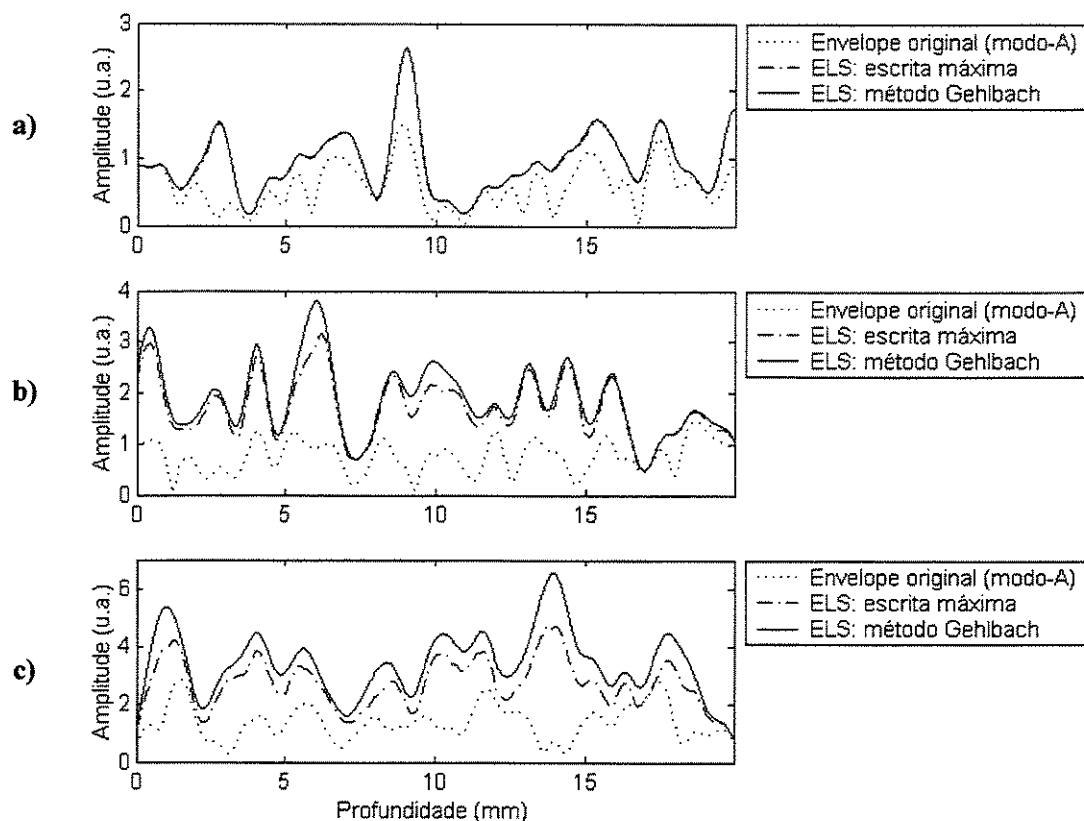


Figura 3.26 – Envelopes originais e livres de "speckle" obtidos pelos métodos de escrita máxima e Gehlbach obtidos através de diferentes estruturas com: a) 10 %, b) 25 % e c) 50 % de densidades populacionais de espalhadores.

Como foram detectadas incoerências entre os resultados obtidos pelo dois métodos, buscou-se uma alternativa que aliasse as vantagens de ambas as técnicas. A figura 3.27 ilustra situação semelhante à 3.26.c, onde um *phantom* com 50 % de espalhadores deu origem a dois ELSs distintos, dependendo do método utilizado. Como no caso anterior, o erro médio entre os envelopes livres de *speckle*, para 10 casos semelhantes, girou em torno de 20 %.

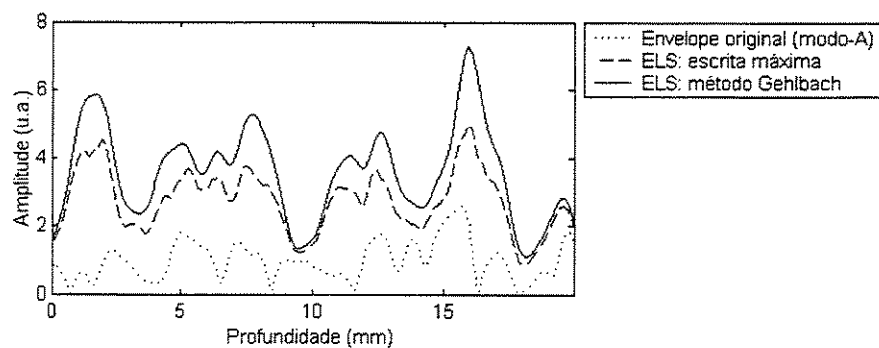


Figura 3.27 – Envelopes com "speckle" e livres de "speckle" obtidos pelos métodos de escrita máxima e de Gehlbach, obtidos com os espalhadores originais cuja densidade populacional era de 50 %.

A figura 3.28 apresenta três situações semelhantes à ilustrada na figura 3.27, com a diferença de que, no lugar dos espalhadores originais, foram utilizados seus pares equivalentes com 15 (fig. 3.28.a), 10 (fig. 3.28.b) e 5 (fig. 3.28.c) espalhadores por unidade de comprimento do pulso. Observe que o erro entre os dois ELSs ainda é significativo nos dois primeiros casos, mas diminuiu com a redução do número de espalhadores por pulso. Com 15 espalhadores, o erro médio para 10 casos foi de 30 %, enquanto que com 10 espalhadores o erro foi de 15 %. A figura 3.28.c ilustra o caso crítico, onde foram gerados envelopes livres de *speckle* com 5 espalhadores equivalentes, atingindo-se o erro médio de 1 % entre os resultados obtidos segundo os métodos de Burckhardt e Gehlbach.

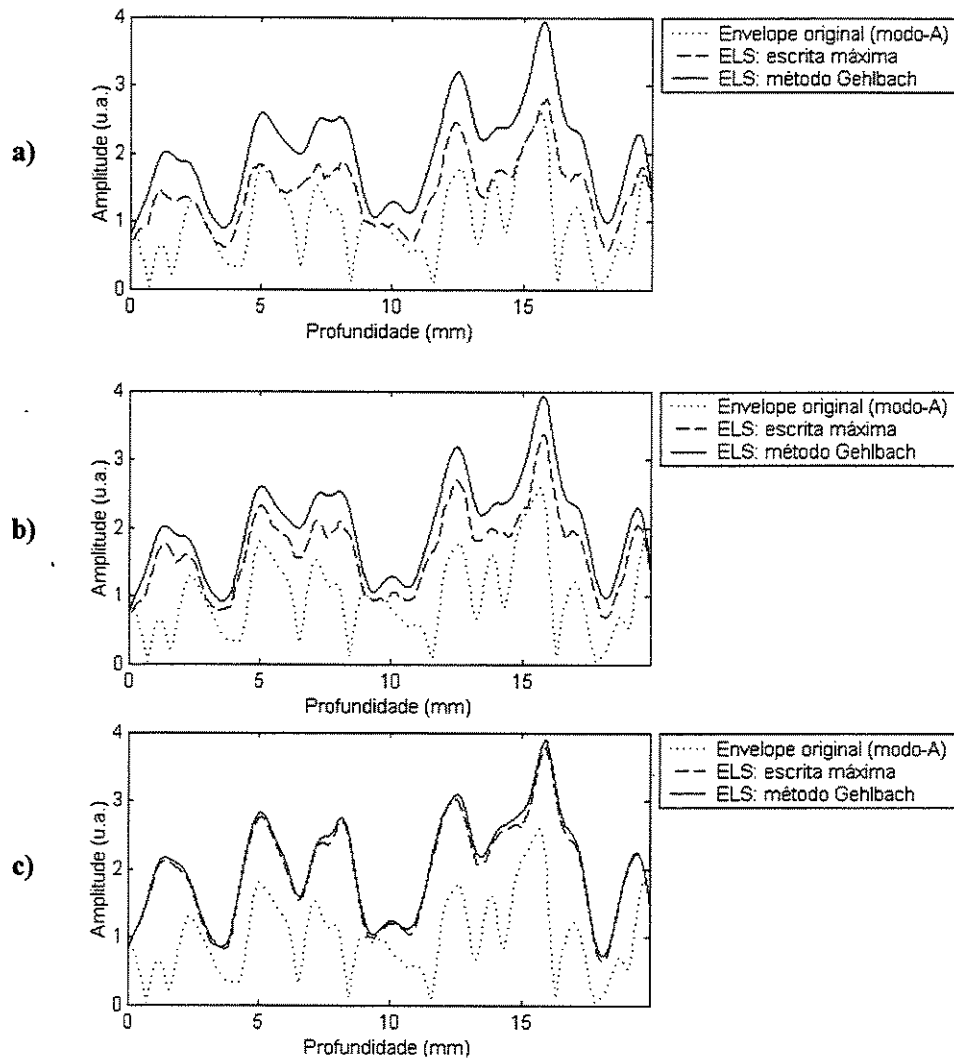


Figura 3.28 – Envelopes com “speckle” e livres de “speckle” obtidos pelos métodos de escrita máxima e de Gehlbach, obtidos com os espalhadores equivalentes com a) 15, b) 10 e c) 5 amostras por pulso.

Em um computador do tipo IBM-PC com relógio de 1,10 GHz, rodando o programa MATLAB versão 6, os tempos de processamento envolvidos para cálculo dos envelopes livres de *speckle* ilustrados

na figura 3.28.c, segundo os métodos de Burckhardt e Gehlbach, foram 851,36 s e 0,01 s, respectivamente, sendo que cada envelope era composto por 400 amostras. É importante lembrar que o ambiente MATLAB não compila seus programas, interpretando todas as linhas dos mesmos, em todas as iterações.

Para confirmar a repetibilidade dos resultados ilustrados nas figuras 3.27 e 3.28, foram feitas simulações onde foram calculados os erros relativos entre os envelopes livres de *speckle* calculados segundo os métodos introduzidos por Burckhardt e Gehlbach. Foram utilizados 10 *phantoms* unidimensionais, sendo que, para cada um deles, foram calculados os erros entre os dois métodos para os envelopes obtidos com os espalhadores originais, os efetivos (número mínimo permissível de espalhadores) e os equivalentes (qualquer valor acima do número mínimo). Neste último caso foram simuladas situações com os seguintes números de espalhadores por pulso: 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 12, 14, 16 e 20. Os resultados encontram-se ilustrados na figura 3.29. Como se pode observar, o erro médio* entre envelopes obtidos com os espalhadores originais foi de aproximadamente 18 %. Já com os equivalentes, obteve-se o menor erro médio ($0,84 \pm 0,079$ %) com 4 espalhadores por pulso que, no presente caso, correspondem aos espalhadores efetivos. Até 12 espalhadores, o desvio padrão máximo foi de 0,8 %. Acima desta quantidade o desvio máximo foi de 2 %.

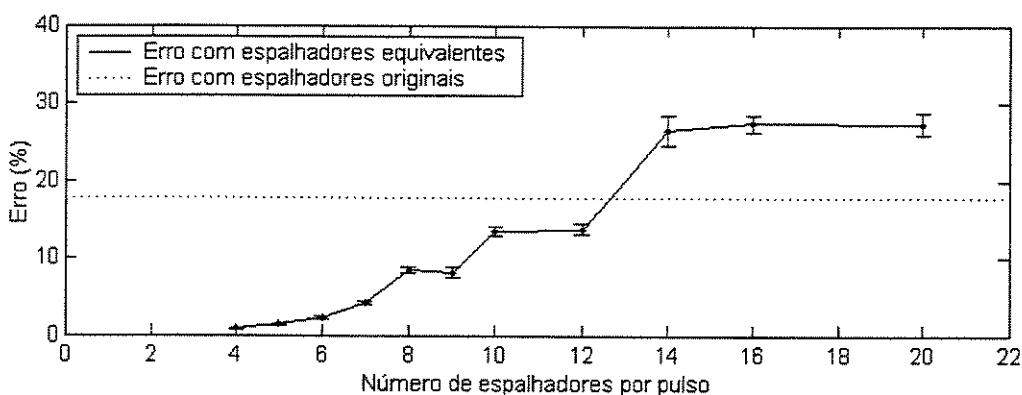


Figura 3.29 – Erros relativos entre envelopes livres de “speckle” obtidos pelos métodos de escrita máxima e de Gehlbach, variando-se o número de espalhadores equivalentes por pulso.

Sendo assim, introduz-se aqui um novo método de cálculo do envelope (de um sinal ou imagem) livre de *speckle*, através de modificações no método de Gehlbach:

Envelope livre de “speckle”: convolução entre o envelope do pulso ultra-sônico e a magnitude dos espalhadores efetivos.

* O erro médio é calculado pela média da diferença absoluta entre os sinais livres de *speckle* obtidos pelos métodos de Gehlbach e Burckhardt.

Na figura 3.30 são ilustradas uma imagem de modo-B com *speckle* (fig. 3.30.a) e sua correspondente livre de *speckle* (fig. 3.30.b), obtida pelo método aqui introduzido. Pode-se perceber que a imagem livre de *speckle* não tem uma textura plana, apresentando flutuações dadas pela própria variação de amplitude e fase dos espalhadores. Entretanto, a estrutura circular no centro pode ser percebida claramente, com seus contornos bem definidos. À primeira vista, o observador pode ter a falsa impressão de que a imagem livre de *speckle* (fig. 3.30.b) apresenta um aspecto borrado, enquanto que a original (fig. 3.30.a) tem uma melhor resolução. De certa forma, isto é verdade, mas não significa que a imagem livre de *speckle* tenha sido filtrada a ponto de perder sua nitidez. Este seu aspecto característico é devido exclusivamente ao tamanho do pulso ultra-sônico utilizado. Já a imagem original, em função da presença de *speckle*, apresenta um aspecto granuloso que está acima da resolução máxima do sistema, daí seu aspecto geral “menos borrado” ou “mais nítido”. Sendo assim, passa-se a utilizar este novo conceito de imagem livre de *speckle* (como ilustrado na fig. 3.30.b) ao longo deste trabalho.

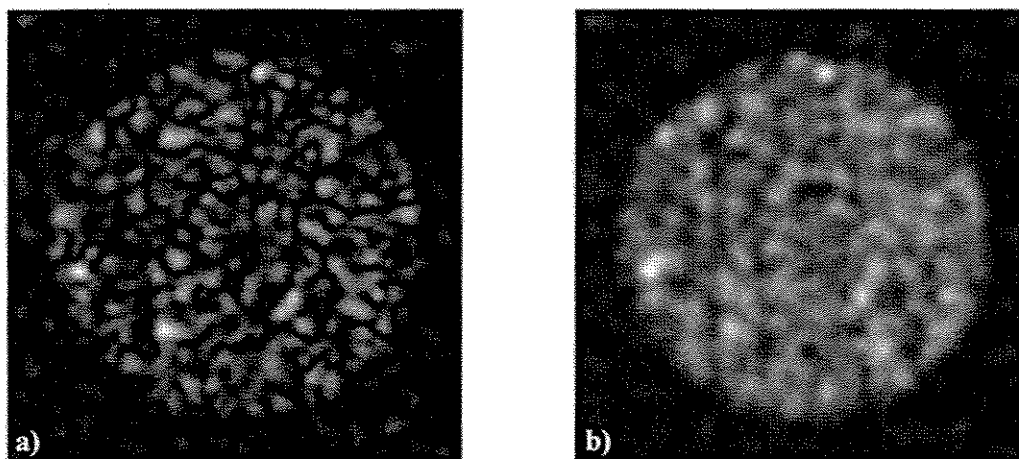


Figura 3.30 – a) Imagem de modo-B original; b) envelope livre de “speckle” obtido pelo método proposto por Gehlbach, mas com os espalhadores efetivos.

3.4. Detecção de *speckle*: Detecção Morfológica de *Speckle* (DMS)

Como descrito no capítulo anterior, a detecção de *speckle* é o primeiro passo antes da redução do mesmo, sendo que alguns métodos necessitam de um indicador da localização do *speckle*, como o ZAP, a ser visto mais adiante, ou a maioria dos métodos de filtragem adaptativa. Considera-se a frequência instantânea como padrão de referência, pois ela é sensível às descontinuidades de fase, que são causadas por interferências destrutivas, estando de acordo com a definição de *speckle*. Entretanto, este método necessita do sinal de RF e, conseqüentemente, de sua fase, impossibilitando sua utilização quando se tem apenas a imagem de modo-B disponível.

O método aqui introduzido, denominado Detecção Morfológica de *Speckle* (DMS), utiliza ferramentas matemáticas morfológicas para detecção de *speckle* sobre o envelope do sinal, contornando a limitação da frequência instantânea. A morfologia matemática é uma área que surgiu com a necessidade de novas ferramentas para processamento de imagens, principalmente no tocante à segmentação. Entretanto, apesar de sua aplicação quase que exclusiva na área de imagens, sua utilização para sinais unidimensionais mostrou-se bastante promissora.

A DMS baseia-se na idéia de que o tamanho do pulso ultra-sônico determina a menor estrutura que pode ser resolvida por um determinado sistema, definindo sua máxima resolução. Desta forma, qualquer estrutura detectada de tamanho menor que o comprimento do pulso pode ser caracterizada como *speckle*, sendo esta a estratégia de atuação da técnica de detecção morfológica de *speckle*.

A maioria dos operadores morfológicos é implementada a partir de duas primitivas denominadas dilatação e erosão, também conhecidas como adição e subtração de Minkovski (Haralick et al., 1987; Goutsias e Batman, 1999), representadas pelas equações 3.12 e 3.13, respectivamente.

$$A \oplus B = \bigcup_{b \in B} (A)_b \quad (3.12)$$

$$A \ominus B = \bigcup_{b \in \bar{B}} (A)_b \quad (3.13)$$

onde: A é o conjunto de elementos a ser dilatado ou erodido;

B é um conjunto binário, denominado elemento estruturante, cujos elementos realizarão a dilatação ou erosão do conjunto A ;

$\bigcup$ é a operação de união de conjuntos;

$\oplus$ é a operação de dilatação morfológica ou adição de Minkovski;

$\ominus$ é a operação de erosão morfológica ou subtração de Minkovski;

a operação $(A)_b$ corresponde ao deslocamento dos elementos do conjunto A pelo elemento b , pertencente ao conjunto B ;

$\bar{B}$ corresponde à negação de B , ou seja, a inversão dos valores binários do conjunto B .

A base da detecção morfológica de *speckle* reside na operação denominada fechamento ($\bullet$), implementada por uma dilatação morfológica seguida de uma erosão, definida pela equação 3.14:

$$A \bullet B = (A \oplus B) \ominus B \quad (3.14)$$

O fechamento morfológico pode ser interpretado como uma estrutura, denominada elemento estruturante, “viajando” sobre a imagem, seguindo seus picos e vales. Como este elemento estruturante tem um tamanho finito, definido pelo tamanho do pulso ultra-sônico utilizado, ele só “desce” aos vales que têm tamanho comparável ao seu, não cabendo em vales muito estreitos. Se for calculada a diferença entre as imagens depois e antes do fechamento, serão encontrados alguns picos, cujas dimensões estão acima da resolução do sistema, representando os vales estreitos da imagem original, provavelmente relacionados à presença de *speckle*. Outra característica interessante tem a ver com o fato de o fechamento morfológico ser uma operação idempotente, ou seja, se ela for aplicada inúmeras vezes sobre um sinal ou imagem, os resultados obtidos serão os mesmos, não havendo novas contribuições de aplicações subsequentes.

A figura 3.31 ilustra a detecção morfológica de *speckle* em um sinal unidimensional. Na fig. 3.31.a é ilustrado um típico sinal ultra-sônico retro-espalhado (sinal de RF) e seu respectivo envelope. Na fig. 3.31.b é ilustrado o fechamento do envelope por um elemento estruturante planar de comprimento igual a 1,5 vezes o comprimento do pulso. Este fator de ajuste, no caso 1,5, é arbitrado pelo usuário dependendo, dentre outros fatores, da resolução do sinal (relação entre as frequências central e de amostragem). Percebe-se que, em vales estreitos, como em 5 e 7 mm de profundidade, por exemplo, há uma maior diferença entre o resultado do fechamento morfológico e o sinal original. A figura 3.31.c ilustra esta diferença, indicando as posições de possíveis ocorrências de *speckle* no envelope original.

Em se tratando de imagens, é realizada a mesma operação de fechamento, com a diferença que o elemento estruturante é uma estrutura binária circular, cujas dimensões correspondem ao tamanho do pulso. Para pulsos assimétricos (comprimentos axial e lateral diferentes), o elemento estruturante apresenta forma elíptica.

Como uma imagem de modo-B apresenta regiões de brilho mais intenso que outras, fruto de estruturas presentes, estas diferenças fazem com que os picos detectados no fechamento morfológico tenham amplitudes dependentes do brilho local. Para corrigir este problema, a imagem original é filtrada por um filtro passa-baixas, gerando uma imagem que contém apenas a distribuição local de brilho. O resultado do fechamento é então dividido por esta última, corrigindo as variações de brilho e proporcionando picos de amplitudes equivalentes.

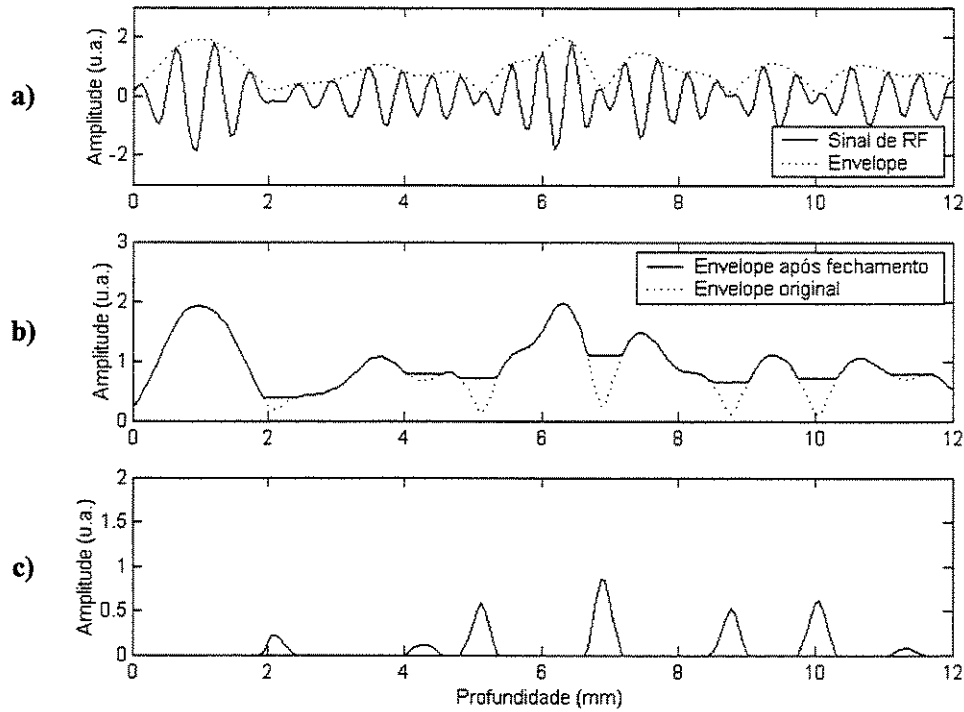


Figura 3.31 – a) Sinal retro-espalhado de RF e seu envelope; b) envelopes antes e depois do fechamento morfológico; c) diferença entre as curvas ilustradas em "b".

Matematicamente, a detecção morfológica de *speckle* (DMS) é feita conforme a equação 3.15:

$$DMS = \frac{[(G \bullet SE) - G]}{G_{bias}} \quad (3.15)$$

onde: G é a imagem original;

SE é o elemento estruturante;

G_{bias} é a imagem contendo os brilhos médios regionais, calculada pela equação 3.16.

$$G_{bias} = G * K \quad (3.16)$$

onde: K é o núcleo da convolução, uma estrutura planar do tamanho do pulso e brilho (soma da amplitude de todos os pontos) igual a 1.

No caso unidimensional exemplificado na figura 3.31, dada a ausência de uma estrutura aparente, não foi necessário dividir o fechamento pela variação local de brilho. No capítulo seguinte são ilustrados resultados comparativos entre a DMS e a frequência instantânea, tanto para sinais unidimensionais quanto para imagens, mostrando a importância dessa correção de brilho local.

3.5. Métodos de redução de *speckle*

Esta seção apresenta os métodos de redução de *speckle* desenvolvidos durante o período de doutoramento, a saber:

- Diversidade de Frequência 2D – SSP 2D (*Split Spectrum Processing*);
- Diversidade de Fase – SPP (*Split Phase Processing*);
- Processamento de Ajuste de Zero - ZAP (*Zero Adjustment Processing*).

O primeiro deles, diversidade de frequência bidimensional - SSP 2D, é um método inédito e uma extensão direta, para o caso bidimensional, do método convencional de redução de *speckle* denominado SSP (diversidade de frequência unidimensional), descrito no capítulo anterior. A estratégia de atuação é a mesma em ambos os casos, com a diferença de que, no caso bidimensional, são utilizados filtros passa-faixa gaussianos em forma de anéis. Como será visto no capítulo de resultados, o método SSP 2D apresenta a mesma limitação do caso unidimensional, no tocante à perda de resolução sofrida pela imagem restaurada. Entretanto, apesar dos resultados pouco animadores, este serviu como base para o próximo método desenvolvido, denominado diversidade de fase (SPP). Diferentemente do anterior (SSP), o SPP não faz uso de filtros passa-faixa estreitos, e sim de filtros de banda relativamente larga, denominados diretivos, de forma que não há perda de resolução significativa. Para o método de diversidade de fase, outra contribuição inédita deste trabalho, foram projetados três tipos de filtros diretivos, detalhados mais adiante. Já o método de processamento de ajuste de zero (ZAP) utiliza uma estratégia completamente diferente, pois é realizada a correção de fase em determinados trechos do sinal a partir de manipulações das raízes da transformada-Z do mesmo, no intuito de fazer com que as interferências destrutivas (*speckle*), transformem-se em construtivas. Desenvolvido inicialmente pelos Drs. Leeman e Healey, o ZAP foi aplicado à correção de atenuação ultra-sônica e detecção de filmes finos, além de estudos iniciais voltados à redução de *speckle* (Healey, 1997; Leeman et al., 2000a). Neste trabalho, foram feitas modificações no método ZAP, em colaboração com o Dr. Leeman, adaptando-o à redução de *speckle* em imagens médicas por ultra-som. Diferentemente dos demais métodos, o ZAP é o único método realmente capaz de reintroduzir, no sistema, a energia perdida em função de *speckle*.

3.5.1. Diversidade de Frequência 2D – SSP 2D (2D *Split Spectrum Processing*)

Como citado anteriormente, o método de diversidade de frequência bidimensional, ou *Split Spectrum Processing* (SSP 2D), é a extensão direta do caso unidimensional. A diferença reside no fato de que, ao invés do processamento ser feito linha por linha, a imagem de RF é processada de uma única vez, de forma que os filtros, no lugar de unidimensionais, são agora passa-faixa bidimensionais. Seu diagrama em blocos é ilustrado na figura 3.32, sendo muito semelhante ao apresentado na figura 2.19 para o caso

unidimensional. Segundo o algoritmo desenvolvido, a imagem de RF de entrada, representada por $x(m,n)$, é dividida em várias sub-imagens por um banco de filtros passa-faixa 2D, cada um sintonizado em uma faixa de frequências diferente. Após os estágios de detecção de envelope ($|\bullet|$) e atribuição de pesos (w_n) todas estas sub-imagens são compostas, resultando no envelope restaurado $y(m,n)$, com o nível de *speckle* reduzido.

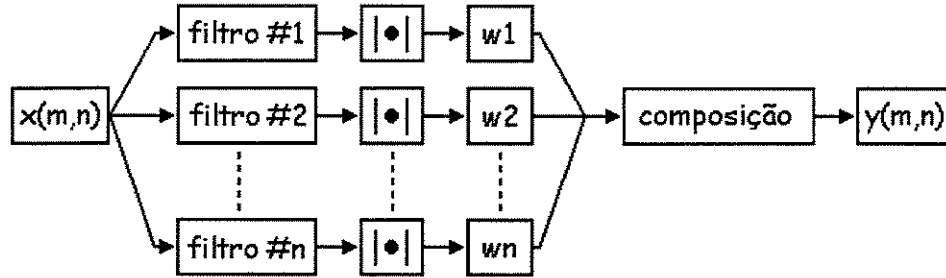


Figura 3.32 – Diagrama em blocos ilustrando o método de diversidade de frequência (SSP) bidimensional: a imagem de RF, $x(m,n)$, passa por um banco de filtros passa-faixa anulares gerando sub-imagens que, após os estágios de detecção de envelope e atribuição de pesos, são compostas em uma imagem de modo-B, $y(m,n)$, com “speckle” reduzido (vide texto).

A extensão dos filtros unidimensionais (fig. 2.20) para o caso bidimensional pode ser entendida como a revolução do espectro em torno da origem, gerando filtros em forma de anéis. Analiticamente, o processo de filtragem do sinal $x(m,n)$ pode ser representado pela equação 3.17, sendo que os filtros, no domínio da frequência, são expressos pela equação 3.18.

$$s_n(m,n) = \mathfrak{F}^{-1} \{ X(u,v) \cdot F_n(u,v) \} \quad (3.17)$$

onde: $s_n(m,n)$ é a n-ésima imagem filtrada, no domínio do espaço;

$X(u,v)$ é a transformada de Fourier da imagem de entrada $x(m,n)$;

$F_n(u,v)$ é o n-ésimo filtro gaussiano anular utilizado, expresso pela equação 3.18:

$$F_n(u,v) = \exp \left[\frac{-\left(\sqrt{(u/U)^2 + (v/V)^2} - k_n \right)^2}{2\sigma^2} \right] \quad (3.18)$$

onde: k_n é a frequência angular central do filtro, em radianos;

U e V são os números de elementos nos eixos u e v , respectivamente, admitindo-se $(-U/2) \leq u \leq (U/2)$ e $(-V/2) \leq v \leq (V/2)$;

σ^2 é a variância do espectro do filtro (veja equação 3.1 para correspondência entre a variância de uma curva gaussiana e sua largura de banda espectral).

A figura 3.33 ilustra um conjunto de 5 filtros utilizados no presente método de redução de *speckle*. A frequência central (agora convertida para radianos) e os parâmetros utilizados foram os mesmos escolhidos para o caso unidimensional, previamente ilustrado na seção 2.5.1 (5 filtros com 55 % de superposição de área). A figura 3.33.a ilustra uma visão tridimensional da superposição destes 5 filtros (para efeito de visualização, foram atribuídos pesos diferentes aos filtros em um dos quadrantes), lembrando que a região central do espectro corresponde ao valor DC, ou brilho da imagem, enquanto que as bordas, às frequências mais altas (frequência de Nyquist). A figura 3.33.b ilustra a projeção, em escala de cinza, de um dos filtros, enquanto que na figura 3.33.c tem-se a superposição de todos eles.

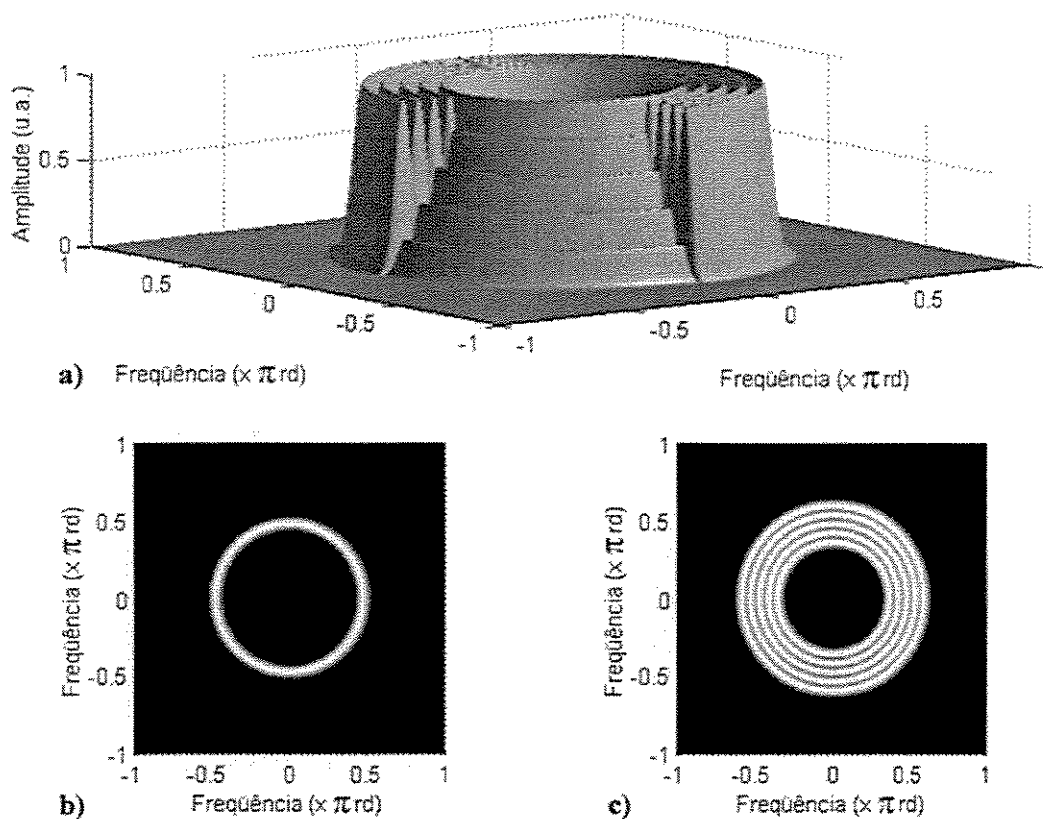


Figura 3.33 – a) Representação volumétrica de cinco filtros bidimensionais utilizados no método SSP 2D; representações bidimensionais de um dos filtros ("b") e dos cinco filtros ("c"). Os parâmetros dos filtros (número, grau de sobreposição e frequências centrais) foram os mesmos utilizados no exemplo do método SSP 1D (fig. 2.20).

O espectro circular de cada um dos filtros corresponde ao lugar geométrico de componentes de mesma frequência, mas em diferentes direções. Isto faz com que uma mesma faixa de frequência seja

filtrada simultaneamente* em todas direções. Apesar da extensão para o caso bidimensional, o fato dos filtros apresentarem uma largura de banda relativamente estreita, se comparada à largura de banda da imagem de RF, cada uma das sub-imagens, resultado das filtrações individuais, sofre uma significativa perda de resolução, resultando em perda de resolução também da imagem restaurada, semelhante à versão unidimensional do método. O capítulo seguinte, dedicado aos resultados, ilustra alguns exemplos.

O programa de redução de *speckle* pelo método de diversidade de frequência bidimensional foi implementado em ambiente MATLAB, de acordo com o fluxograma ilustrado na figura 3.34. Este mesmo fluxograma foi utilizado para o método de diversidade de fase, sendo diferente somente no estágio de implementação dos filtros. Para o presente método de diversidade de frequência, os blocos do fluxograma, numerados de 1 a 5, são detalhados a seguir:

1. Definição dos parâmetros iniciais:
 - 1.a. Cálculo automático dos parâmetros tais como frequência central e larguras de banda axial e lateral da imagem (ver apêndice A.2).
 - 1.b. Leitura dos parâmetros de filtragem e composição definidos pelo usuário. Este mesmo fluxograma é utilizado para os filtros diretivos, mas para o método de diversidade de frequência 2D, estes parâmetros de entrada são: número de filtros (N), grau de sobreposição entre os mesmos, tipo de normalização adotada, pesos[†] a serem atribuídos a cada sub-imagem e estratégia de composição.
2. Implementação dos N filtros anulares (passa-faixa gaussianos) no domínio da frequência com a taxa de sobreposição desejada. O espaçamento entre as frequências centrais dos filtros é dado pela largura de banda absoluta dividida pelo número de filtros (N).
3. Filtragem no domínio da frequência, seguido do cálculo da transformada inversa de Fourier de cada uma das N sub-imagens.
4. Composição das N sub-imagens, subdividida da seguinte forma:

* Os filtros anulares utilizados no método SSP 2D diferem dos diretivos, apresentados na próxima seção, principalmente por filtrarem a mesma faixa espectral em todas as direções possíveis de uma só vez. Os diretivos filtram uma faixa mais ampla do espectro apenas em uma determinada direção.

[†] Apesar do programa permitir a adoção de diferentes pesos para cada uma das sub-imagens, os testes foram realizados fazendo com que todos os pesos fossem iguais a 1, considerando-se que a etapa de normalização, por si só, já corresponde à uma atribuição de pesos.

- 4.a. Detecção de envelope das N sub-imagens, normalização desejada e atribuição de pesos.
 - 4.b. Composição propriamente dita, seguindo estratégia pré-definida, dando origem à imagem de modo-B restaurada.
5. Armazenagem da imagem de modo-B restaurada (com *speckle* reduzido).

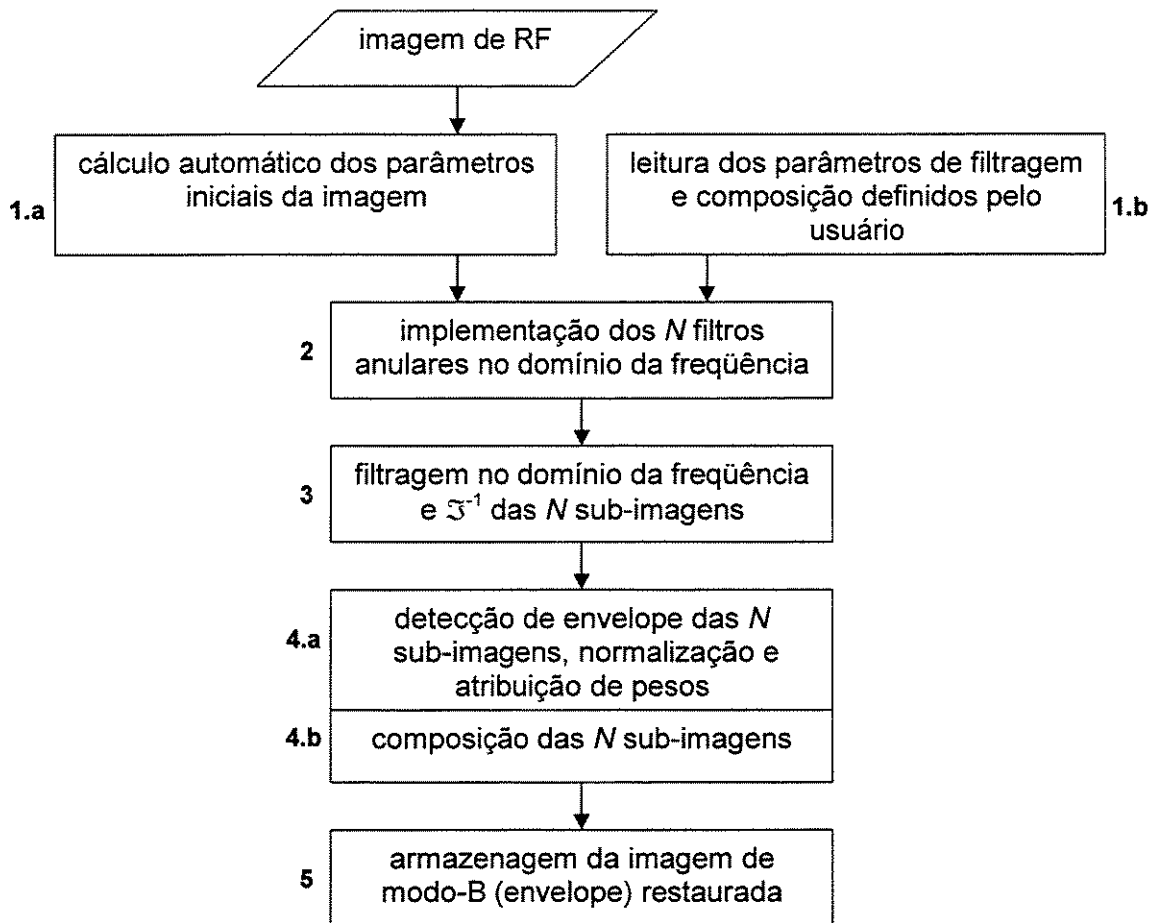


Figura 3.34 – Fluxograma do programa de redução de “speckle” através do método de diversidade de frequência bidimensional (SSP 2D).

3.5.2. Diversidade de Fase – SPP (*Split Phase Processing*)

Como os métodos de diversidade de frequência (SSP), tanto no caso unidimensional quanto no bidimensional, acarretam severa perda de resolução da imagem restaurada, buscou-se um método de imagem única que fosse capaz de reduzir a presença de *speckle* sem degradar a resolução original da imagem. É sabido que esta perda de resolução dá-se pelo uso de filtros passa-faixa estreitos. Sendo assim, procurou-se desenvolver um banco de filtros bidimensionais de banda larga, mas que ainda assim fosse capaz de dar origem a um conjunto de sub-imagens com baixo nível de correlação entre elas – condição

essencial para qualquer método baseado na composição. Investigando nesta direção, chegou-se a um grupo de filtros que foram denominados "diretivos". Estes filtros distribuem-se de forma diametral ao longo do espectro, cobrindo toda a região correspondente à largura de banda da imagem de RF original, mas em diferentes direções, daí o nome diversidade de fase ou, segundo sugestão do Dr. Leeman, *Split Phase Processing* (SPP). Para isto, foram desenvolvidos três tipos de filtros com ligeiras diferenças funcionais, mas que ainda assim utilizam a mesma estratégia de decomposição, denominados "cunha", "gota" e "gaussiano", por causa das formas de seus espectros. A figura 3.35 ilustra cada um destes filtros no espaço- k . No presente exemplo, cada um dos filtros está a 51° em relação ao eixo horizontal, sendo que os demais distribuem-se ao longo de 180° , filtrando a imagem de RF em várias direções.

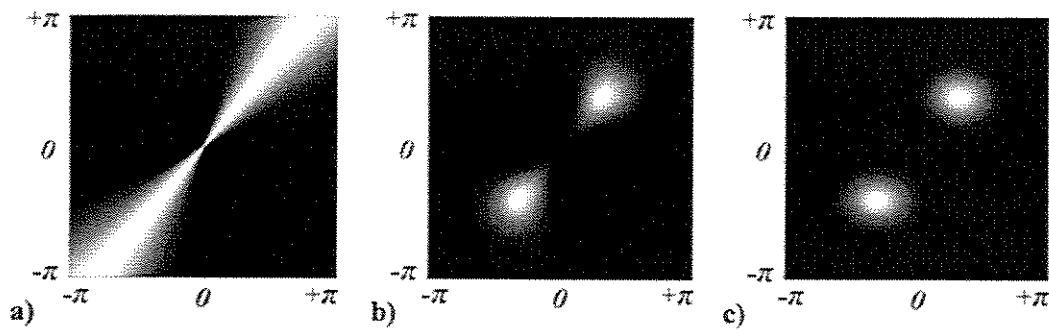


Figura 3.35 – Exemplos dos três tipos de filtros diretivos desenvolvidos: a) cunha, b) gota e c) gaussiano.

Nos dois primeiros casos, filtros do tipo cunha e gota, estes são sintetizados na direção horizontal, sendo que os filtros nas demais direções são obtidos a partir de rotações dos filtros originais, segundo a transformação geométrica representada pela equação 3.19. No caso dos filtros gaussianos, sua formulação analítica permite a obtenção direta dos filtros nas direções desejadas.

$$\begin{bmatrix} x_R \\ y_R \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \alpha & -\sin \alpha \\ \sin \alpha & \cos \alpha \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} \quad (3.19)$$

onde: x e y são as coordenadas espaciais originais;

α é o ângulo de rotação entre dois filtros consecutivos, dado por $\alpha = \pi/N$, (N é o número de filtros desejado);

x_R e y_R são as coordenadas da próxima posição do ponto após rotação pelo ângulo igual a α .

Durante a rotação dos filtros, de forma a se evitar perda de informações das bordas dos espectros, estes têm seus limites expandidos com valores nulos, atingindo dimensões $\sqrt{2}$ vezes maiores que as originais. Após as rotações, suas bordas excedentes são excluídas.

Após a síntese dos filtros, o processo de filtragem, no domínio da frequência, é implementado da mesma forma que no método de diversidade de frequência, expresso pela equação 3.20 (repetida de 3.17):

$$s_n(m,n) = \mathfrak{F}^{-1} \{X(u,v) \cdot F_n(u,v)\} \quad (3.20)$$

onde: $s_n(m,n)$ é a n-ésima imagem filtrada, no domínio do espaço;

$X(u,v)$ é a transformada de Fourier da imagem de entrada $x(m,n)$;

$F_n(u,v)$ é o n-ésimo filtro diretivo utilizado

Tanto o diagrama de blocos (figura 3.32) quanto o fluxograma (figura 3.34) utilizados para o método de diversidade de frequência 2D podem ser aplicados ao de diversidade de fase, com diferenças no estágio de implementação dos filtros (bloco 2 do fluxograma da figura 3.34). Entretanto, apesar da aparente semelhança, a utilização de filtros diretivos faz deste um método completamente novo, com uma estratégia de redução de *speckle* muito diferente das utilizadas até então. A seguir, encontram-se as características construtivas de cada um dos três filtros diretivos.

3.5.2.1. Filtros diretivos implementados

FILTROS DO TIPO CUNHA

O primeiro conjunto de filtros diretivos projetado foi denominado de “cunha”, em função da forma de seu espectro, como pode ser observado na figura 3.36. Cada um destes filtros (fig. 3.36.a) apresenta um formato de cunha dupla, simétrica à origem e com uma abertura fixa (mesmo ângulo) em toda a faixa de frequência, ou seja, de 0 (valor DC) a π (frequência de Nyquist). Lateralmente ele é modulado por curvas gaussianas de mesma largura de banda. A figura 3.36.b ilustra a projeção, em escala de cinza, do filtro ilustrado na figura 3.36.a. Os demais filtros apresentam o mesmo formato, mas sintonizados nas demais direções, regularmente distribuídos de forma a cobrir todo o espectro, como ilustrado na figura 3.36.c.

No exemplo na figura 3.36, foram utilizados 7 filtros com ângulos de abertura iguais a 75° . Em 3.36.c, o filtro a 51° teve seu brilho realçado para melhor visualização, destacando-o dos demais. Quando observados em escala de cinza, estes filtros aparentam ser estreitos, com abertura bem menor que 75° . Isto se dá pois os mesmos têm forma gaussiana, com bordas de baixa amplitude, bastante escuras quando visualizadas em escala de cinza.

* Com 7 filtros, o espaçamento entre eles é de $51,4^\circ$ ($360^\circ/7$). Como cada filtro tem 75° de abertura, a sobreposição entre dois filtros consecutivos é de $23,5^\circ$.

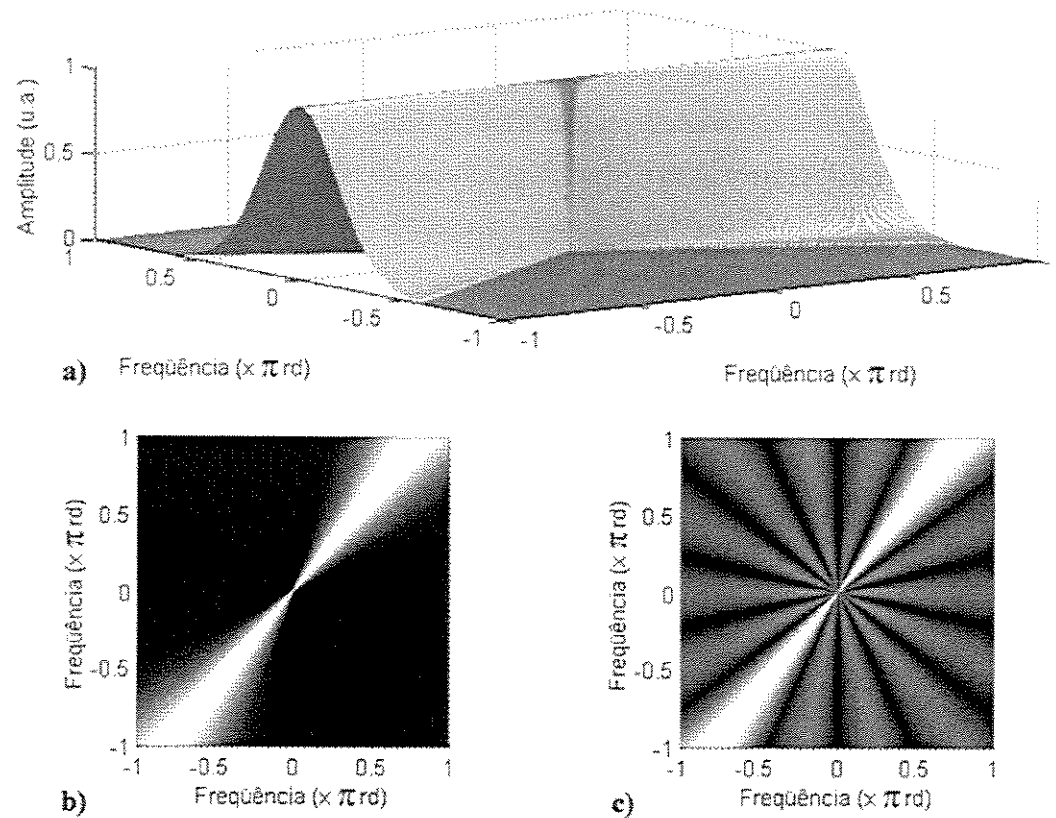


Figura 3.36 – a) Representação volumétrica de sete filtros diretivos bidimensionais do tipo cunha, utilizados no método de diversidade de fase (SPP); b) representações bidimensionais de um dos filtros; c) sobreposição dos sete filtros. Em "c", o brilho de um dos filtros foi intensificado apenas para efeito de visualização.

A aplicação de um destes filtros do tipo cunha extrai todas as componentes de frequência de uma imagem de RF que estejam em uma determinada direção. Isto faz com que cada sub-imagem tenha a mesma largura de banda da imagem original para uma dada direção. Uma das principais diferenças deste, bem como dos demais filtros diretivos, para os filtros anulares do método SSP 2D, é que os diretivos são capazes de extrair informação de componentes de baixas amplitudes que não estão na direção axial. Apesar das sub-imagens obtidas a partir de direções que não a axial geralmente apresentarem brilho bastante reduzido, durante a composição, as etapas de normalização e atribuição de pesos compensam estas diferenças. No caso dos filtros anulares, as componentes de baixa amplitude tornam-se insignificantes quando comparadas com as demais na direção axial do pulso, geralmente de amplitudes mais elevadas.

Cada um dos filtros é formado por uma imagem em forma de cunha, com ângulo de abertura definido pelo usuário do programa. Esta cunha é modulada na direção normal ao raio central por curvas gaussianas, de forma que em qualquer ponto do raio central da cunha, sua largura de banda relativa é a mesma, fixada em 40 %. Utilizando o mesmo fluxograma previamente ilustrado na figura 3.34, os

parâmetros iniciais, definidos pelo usuário no bloco 2 são: número de filtros (N), ângulo de abertura das cunhas, tipo de normalização adotada, pesos a serem atribuídos a cada sub-imagem e estratégia de composição. Definindo-se o número de filtros, o programa encarrega-se de gerá-los regularmente espaçados ao longo de 180° .

Em função da peculiaridade destes filtros do tipo cunha, não há uma forma analítica sucinta capaz de representá-los, de forma que o programa desenvolvido faz sua síntese de forma iterativa, como ilustrado na figura 3.37 a seguir. De forma a reduzir o tempo de processamento, como o filtro é simétrico em relação à origem, é gerada apenas metade do mesmo, sendo esta depois espelhada do outro lado. A grade quadriculada da figura 3.37 representa a discretização do espaço- k , sendo que a região hachurada corresponde a uma cunha (metade do filtro) com ângulo de abertura θ e raio R . O comprimento do raio, em pontos de amostragem, varia com o ângulo em função das bordas da imagem. Como o maior raio ocorre a 45° , é acrescida uma borda de zeros à imagem, aumentando suas dimensões $\sqrt{2}$ vezes*. Em função da taxa de discretização da imagem, a face da cunha tem N pontos, dada por: $N = 2R \operatorname{tg} \frac{\theta}{2}$. É calculada, então, uma curva gaussiana também discretizada ao longo de N amostras, como ilustrada na figura 3.37. A cunha é sintetizada criando-se uma linha de raio r , e replicando-a em N rotações sucessivas ao longo de um ângulo θ , com passos iguais a θ/N . Durante a modulação, a n -ésima réplica é multiplicada pelo seu correspondente valor da curva gaussiana modulante. Após a síntese da primeira cunha, esta é replicada de forma espelhada, dando origem ao primeiro filtro.

A curva gaussiana, $g_{lat}(n)$, ilustrada na figura 3.37 e responsável pela modulação lateral da cunha, é calculada pela equação 3.21.

$$g_{lat}(n) = \exp \left[\frac{-(n/N - 0,5)^2}{2\sigma_{lat}^2} \right] \quad (3.21)$$

onde: n é a n -ésima posição na curva $g_{lat}(n)$;

N é o número total de pontos da curva, correspondente ao comprimento, em pontos, da face da cunha, dado por: $N = 2r \operatorname{tg} \frac{\theta}{2}$;

* Em um quadrado de lado L , a maior distância entre dois pontos é dada por sua diagonal, cujo comprimento é igual a $L\sqrt{2}$. Esta é a razão pela qual as dimensões da imagem são aumentadas de $\sqrt{2}$ vezes, evitando-se erros quando o ângulo de rotação dos filtros for igual a 45° .

R é o raio da cunha, após as dimensões da imagem terem sido ampliadas $\sqrt{2}$ vezes, com a aplicação de borda de zeros;

σ_{lax}^2 é a variância do filtro, correspondendo a uma largura de banda igual a 40 %.

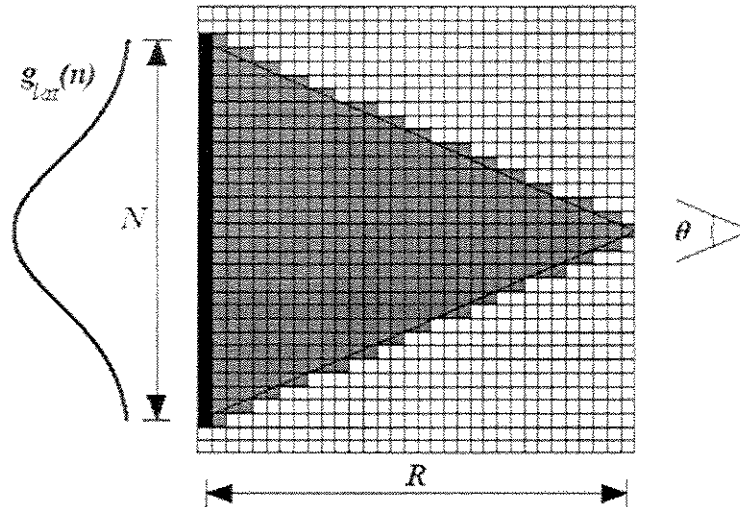


Figura 3.37 – Representação da síntese dos filtros do tipo cunha. Veja o texto para maiores detalhes.

FILTROS DIRETIVOS DO TIPO GOTA

Os filtros do tipo gota receberam este nome por serem muito semelhantes a uma gota, como pode ser observado na figura 3.38. Eles assemelham-se aos filtros do tipo cunha, pois têm uma abertura angular fixa e são modulados por curvas gaussianas normais a seus raios. A diferença reside no fato de que estes são ainda modulados por curvas gaussianas na direção radial, limitando sua atuação na faixa útil do espectro da imagem de RF, diferente dos filtros cunha, que abrangiam todas as componentes de frequência numa certa direção. As figuras 3.38.a e 3.38.b ilustram um destes filtros, enquanto que na figura 3.38.c tem-se a sobreposição de 7 destes. A abertura escolhida foi 60° , com 70 % de largura de banda radial e raio igual a 0,40. Convencionou-se que o raio igual a 1 corresponde à distância do centro (valor DC do espectro) a um dos lados da figura (freq. Nyquist). No caso de uma imagem com lados de dimensões diferentes, é feita a extensão da imagem através da adição de borda de zeros no domínio do espaço, atingindo a forma quadrada. Após a filtragem, as sub-imagens são convertidas a seus tamanhos originais.

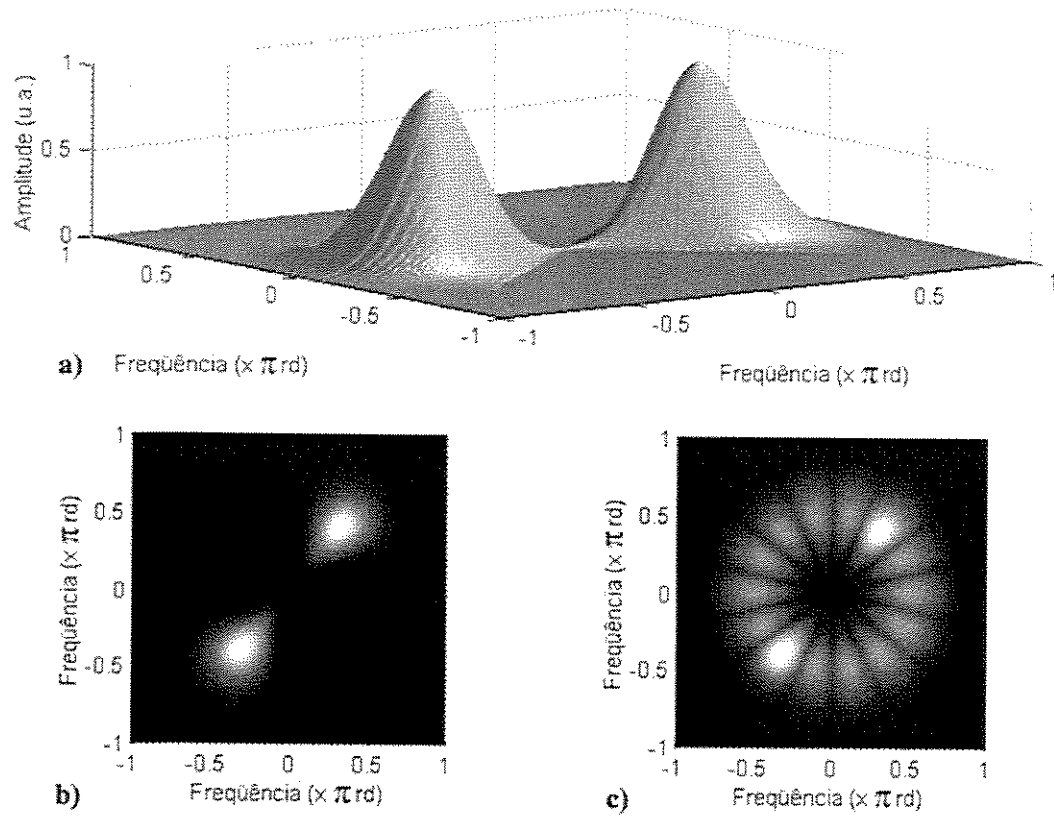


Figura 3.38 – a) Representação volumétrica de sete filtros diretivos bidimensionais do tipo gota, utilizados no método de diversidade de fase (SPP); b) representações bidimensionais de um dos filtros; c) sobreposição dos sete filtros. Em "c", o brilho de um dos filtros foi intensificado apenas para efeito de visualização.

A figura 3.39 ilustra o processo de síntese de um dos filtros. Novamente, devido à simetria dos filtros do tipo gota, estes são gerados em apenas metade do espectro, sendo posteriormente espelhados para o outro lado. O processo é semelhante ao dos filtros do tipo cunha, ou seja, uma linha de raio r é replicada em N rotações sucessivas ao longo de uma abertura angular θ , com resolução igual a θ/N . Durante as N replicações, cada nova linha é multiplicada pela curva de modulação axial, $g_{ax}(r)$, equação 3.22, e pelo seu n -ésimo peso correspondente da curva de modulação lateral $g_{lat}(n)$, equação 3.21.

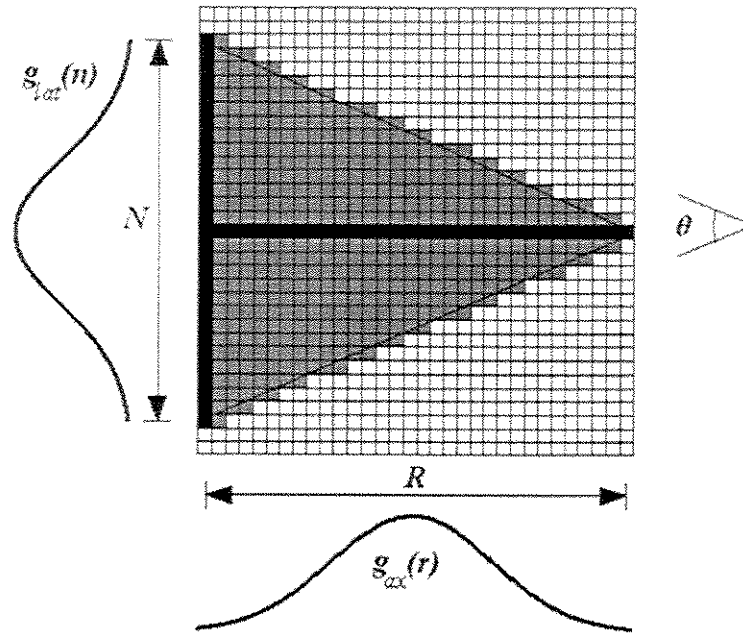


Figura 3.39 – Representação da síntese dos filtros do tipo gota. Veja o texto para maiores detalhes.

O raio central da gota é definido de forma a coincidir com a frequência central da imagem. Já a abertura angular e a largura de banda radial dos filtros devem ser grandes o suficiente para cobrir toda a informação espectral da imagem de RF em uma determinada direção.

$$g_{ax}(r) = \exp \left[\frac{-(r/R - k_0/\pi)^2}{2\sigma_{ax}^2} \right] \quad (3.22)$$

onde: r é a r -ésima posição na curva $g_{ax}(r)$;

R é o raio da cunha, após as dimensões da imagem terem sido ampliadas $\sqrt{2}$ vezes com a aplicação de borda de zeros;

k_0 corresponde à frequência angular central do pulso no espaço- k (medida a partir da imagem de RF);

σ_{ax}^2 é a variância do filtro correspondente à largura de banda axial da imagem de RF (veja equação 3.1).

A idéia de se modular os filtros na direção axial surgiu a partir do método de retro-projeção filtrada, aplicado à reconstrução de imagens em tomografia computadorizada por raios-X. A técnica de retro-projeção filtrada utiliza a transformada de Radon e baseia-se no teorema da fatia central de Fourier, onde as projeções individuais são filtradas por um passa-altas (usualmente um filtro do tipo rampa) para reduzir a redundância de informação na região de baixas frequências. Como os filtros do tipo cunha apresentam uma grande sobreposição entre as componentes de baixa frequência, isto faz com que o grau

de correlação entre as sub-imagens aumente, reduzindo a eficiência da composição durante a redução de *speckle*. Como será visto no capítulo de resultados, a estratégia utilizada com os filtros do tipo gota resultou em aumentos de sua eficiência, se comparado com os do tipo cunha.

Grande parte dos pulsos reais não é simétrica, com dimensões laterais e axiais diferentes, resultando em larguras de bandas axiais e laterais também diferentes. Um mesmo transdutor, caso seja focalizado, faz com que seu pulso sofra variações ao longo da profundidade, alterando sua assimetria. Dependendo do pulso utilizado, notou-se que as variações de abertura e largura de banda radial dos filtros do tipo gota não eram suficientes para cobrir todos os casos, razão pela qual foi desenvolvido um terceiro tipo de filtro diretivo mais robusto e de implementação computacional mais fácil, os filtros gaussianos, como descrito a seguir.

FILTROS DIRETIVOS GAUSSIANOS

Esta nova classe de filtros diretivos utiliza a mesma estratégia dos filtros do tipo cunha ou gota, tendo se mostrado mais robusta, no que diz respeito à facilidade de escolha dos parâmetros dos filtros, e com tempos de processamento inferiores aos demandados pelos anteriores. Além disso, este filtro pode ser expresso analiticamente.

A figura 3.40 ilustra um conjunto de filtros desta natureza. Eles são muito semelhantes aos do tipo gota, mas diferem por não ter uma abertura angular fixa, sendo modulados por curvas gaussianas nas direções axial e lateral, posicionados na região da frequência central do pulso. Na figura 3.40.a tem-se uma visão tridimensional de um destes filtros, com sua projeção, em escala de cinza, ilustrada na figura 3.40.b. Na figura 3.40.c tem-se a sobreposição de todos os 7 filtros utilizados neste exemplo, sendo que novamente o filtro posicionado a 51° teve seu brilho realçado, visando destacá-lo dos demais. Como citado na seção anterior, dependendo do pulso utilizado, é possível ter larguras de banda diferentes nas direções axial e lateral. Em função disto, este tipo de filtro pode ser dimensionado de forma assimétrica, correspondendo às exigências da imagem, como ilustrado em 3.40.

Apesar de relativamente estreitos, estes filtros são denominados de banda larga por serem ligeiramente mais largos que o espectro do pulso. A principal diferença entre os filtros do tipo gota e gaussiano é que este último utiliza translações do filtro a 0° , ou seja, suas dimensões axial e lateral são preservadas, ocorrendo apenas o deslocamento linear do espectro do filtro para outra região. Já os do tipo gota apresentam rotações do filtro a 0° . Funcionalmente, ambos os filtros são muito semelhantes, sendo que as diferenças tornam-se significativas dependendo da forma da abertura do transdutor (conformação espacial do espectro do pulso), onde um dos métodos pode ser mais indicado. Os parâmetros dos filtros da figura 3.40 são: 7 filtros, 60 % de largura de banda axial, 40 % de largura de banda lateral e 40 % de raio.

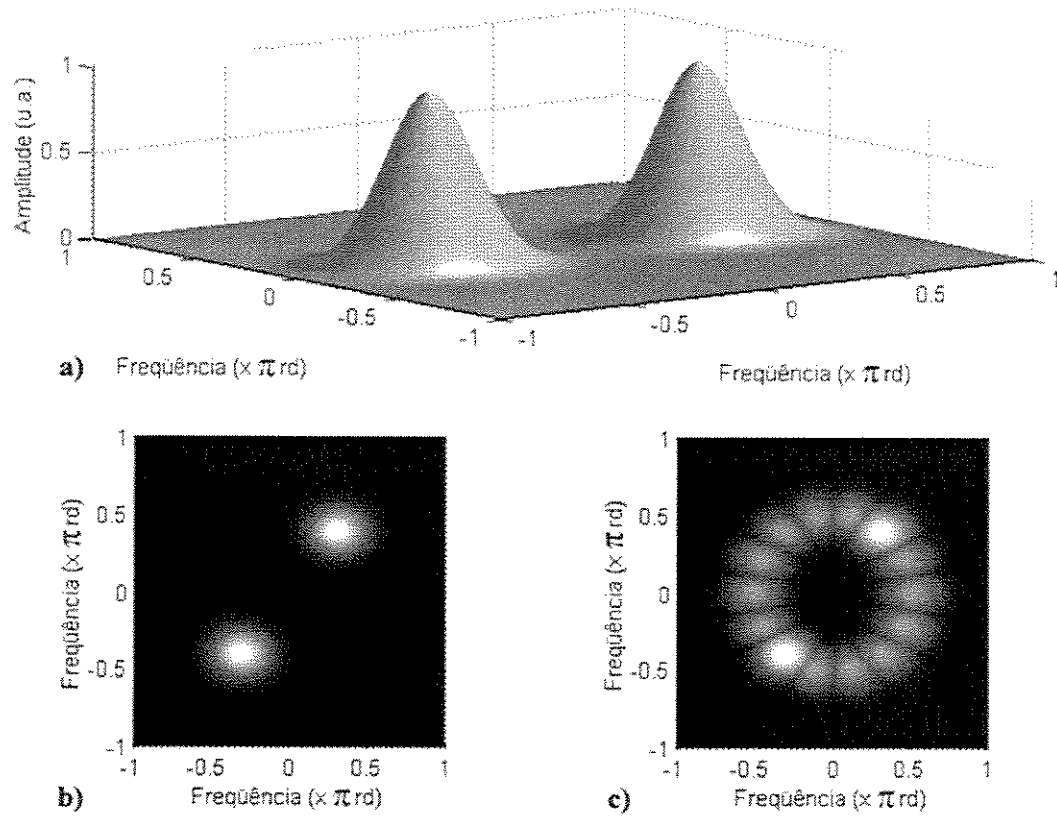


Figura 3.40 – a) Representação volumétrica de sete filtros diretivos bidimensionais gaussianos utilizados no método de diversidade de fase (SPP); b) representações bidimensionais de um dos filtros; c) sobreposição dos sete filtros. Em "c", o brilho de um dos filtros foi intensificado apenas para efeito de visualização.

A formulação analítica usada para síntese destes filtros gaussianos é expressa pela equação 3.23. A principal diferença entre esta implementação e as dos demais filtros diretivos é que, no presente caso, a equação 3.23 inclui o ângulo de direção do filtro (α). No caso dos filtros do tipo cunha ou gota, eles eram sintetizados a 0° e depois suas réplicas eram giradas nas direções desejadas.

$$F_n(u, v) = \exp \left\{ - \left[\frac{(u - k_0 \cos \alpha_n)^2}{2\sigma_{ax}^2} + \frac{(v - k_0 \sin \alpha_n)^2}{2\sigma_{lat}^2} \right] \right\} \quad (3.23)$$

onde: k_0 é a frequência central do filtro, em radianos;

α_n é o ângulo de rotação do n-ésimo filtro;

σ_{ax}^2 e σ_{lat}^2 são as variâncias nas direções axial (u) e lateral (v), respectivamente (veja equação 3.1 para correspondência entre variância e largura de banda).

Segundo o fluxograma ilustrado na figura 3.34, quando da utilização de filtros diretivos, além dos parâmetros de composição das sub-imagens, o parâmetro mínimo informado pelo usuário é o número de

filtros. Os demais valores, como frequência central e larguras de banda axial e lateral são calculados a partir da imagem de RF (apêndice A.2). Ainda assim, é permitido ao usuário um ajuste fino destes valores, através da inclusão de fatores de escalonamento da frequência central e das larguras de banda automaticamente calculadas.

3.5.2.2. Composição das imagens

A utilização de filtros em diferentes ângulos faz com que, a cada nova filtragem, a imagem resultante contenha toda faixa de informação espectral, mas em direções preferenciais. O espectro de frequências da imagem de RF tem grande parte de sua energia concentrada na região da frequência central do pulso ultra-sônico*, fazendo com que a saída de alguns filtros seja muito baixa ou praticamente nula. Com o pulso ultra-sônico propagando-se na direção horizontal, da esquerda para direita, a maior parte do espectro de potência da imagem de RF está também nesta direção, de forma que a saída do filtro a 0° é muito semelhante à imagem original. Isto se dá porque este cobre praticamente todo espectro da imagem de RF, sem muita perda de informação. Os filtros nas direções diagonais resultam em imagens diferentes e, mesmo que haja presença de *speckle* nas imagens, e há, seu padrão não é mais o mesmo, apesar da estrutura ainda ser visível. Já os filtros nas direções próximas a 90° podem resultar em alguma informação útil, mas geralmente de amplitude muito baixa, daí a importância da normalização das sub-imagens.

A etapa de composição é responsável por unir todas as sub-imagens geradas durante a filtragem, resultando em uma única imagem de modo-B de saída, com *speckle* reduzido. O primeiro passo é a normalização dos envelopes das mesmas, seguido da atribuição de pesos e da composição final, propriamente dita. Existem várias formas de normalização de imagens, dependendo da característica que se deseja destacar. Para o assunto em questão, deixa-se ao usuário a opção de escolher entre normalização pelo valor de pico da imagem, pela área ou pelo quadrado da mesma. Já a composição das sub-imagens permite a aplicação de uma grande variedade de métodos, lineares ou não. Os mais comuns e que foram implementados no programa são: a média, o valor máximo e a mediana. Geralmente a média fornece uma textura mais amaciada, enquanto o máximo apresenta um brilho mais intenso, mas com certas discontinuidades entre regiões muito próximas. Já a mediana, dependendo do número de filtros, pode apresentar comportamento semelhante à média, apesar de se tratar de um método não-linear. Existem ainda outras estratégias de composição, mas que não foram implementadas em função dos resultados pouco relevantes, como o valor mínimo ou limiar de polaridade (geralmente usado para SSP aplicado à redução de *speckle* ultra-sônico em testes não-destrutivos).

* Veja figura 2.15, no capítulo anterior, onde é ilustrada a magnitude do espectro de uma imagem de RF.

Apesar desta variedade de opções, durante os testes realizados, cujos resultados encontram-se no capítulo seguinte, optou-se pela normalização pela área e pesos iguais para todas sub-imagens, já que a etapa de normalização pode ser considerada uma atribuição de pesos. O método de composição escolhido foi a média que, com a utilização de pesos iguais, reduz-se à média simples.

3.5.3. Processamento de Ajuste de Zero - ZAP (Zero Adjustment Processing)

O método ZAP, do inglês *Zero Adjustment Processing*, ou Processamento de Ajuste de Zero, foi inicialmente introduzido pelo Leeman e Healey, para o cálculo de atenuação ultra-sônica e detecção de filmes finos (Healey, 1997; Leeman et al., 2000a), além de estudos iniciais voltados à redução de *speckle*. Deu-se continuidade a esta investigação, fazendo adaptações no método e avaliando sua eficiência.

Com exceção dos filtros adaptativos, a maioria dos demais métodos de redução de *speckle*, dentre os quais inclui-se o SPP introduzido neste trabalho, atua da mesma forma em toda a imagem, independente da presença ou não de *speckle*. Já o ZAP atua localmente, buscando restaurar regiões onde previamente foi detectada a presença de *speckle*. O ZAP é essencialmente um método de imagem única, sendo o processamento feito linha por linha, em segmentos individuais. Sua estratégia de atuação utiliza o mesmo modelo de sistema ultra-sônico como linear, ou seja, o sinal retro-espalhado pode ser modelado pela convolução do pulso com a estrutura. A diferença é que no ZAP esta abordagem é feita no plano-Z.

A transformada-Z de um sinal $x(t)$ pode ser expressa em função de suas raízes segundo a equação 3.24 (repetida de 2.22).

$$Z\{x(t)\} = X(z) = (z - z_0) \cdot (z - z_1) \cdot (z - z_2) \cdot \dots \cdot (z - z_{N-2}) \quad (3.24)$$

onde: $X(z)$ é a transformada-Z de $x(t)$;

z_n é a n -ésima raiz de $X(z)$, expressa, em coordenadas polares, por: $z_n = r_n \exp(j\omega_n)$.

Como já descrito, a operação de convolução, no domínio do tempo ou do espaço, corresponde à união de raízes complexas, ou simplesmente zeros, no plano Z. Já a variação de fase entre os espalhadores corresponde à rotação das raízes da estrutura ao longo do círculo de raio unitário, mantendo-se os zeros do pulso inalterados, ou o deslocamento do espectro de frequência da estrutura. Um método definitivo de redução de *speckle* deveria ser capaz de, a partir das raízes da transformada-Z do sinal de RF, fazer a rotação dos zeros correspondentes à estrutura, alterando a fase entre os espalhadores até que fosse obtido o envelope de maior amplitude possível. Em situações reais, é praticamente impossível distinguir os zeros do pulso dos da estrutura a partir do sinal de RF. Entretanto, sabe-se que o pulso só possui zeros em regiões angulares onde seu espectro é nulo. Nas regiões onde o espectro não é nulo (região da faixa de passagem do pulso), há uma descontinuidade das raízes no plano-Z. Desta forma, a única afirmação

passível de ser feita é que qualquer zero encontrado na região correspondente à faixa de passagem do pulso pertence à estrutura. Convencionou-se chamar esta raiz, ou raízes, de zero-zap.

A estratégia do método ZAP consiste em alterar a fase relativa entre os espalhadores, visando a redução do *speckle*. Na impossibilidade de se trabalhar com todas as raízes da estrutura, optou-se por utilizar apenas o(s) zero(s)-zap. A rotação de apenas uma ou poucas raízes não produz o mesmo efeito causado pela rotação de todas, mas testes realizados mostraram que os zeros-zap têm uma influência na forma do sinal de RF muito maior que os demais zeros. Na realidade, quanto mais próximo da frequência central, maior a influência (e mais severo o *speckle*) causada por uma dada raiz.

A figura 3.41 ilustra os sinais retro-espalhados obtidos a partir de dois espalhadores pontuais e de magnitudes unitárias, para três situações de fases distintas: 0° , 45° e 90° . Para cada caso são mostrados os sinais nos domínios do espaço, frequência e no plano-Z. Como se trata de dados simulados, para facilitar a visualização, as raízes do pulso e da estrutura foram identificadas de forma diferenciada no plano-Z, o que não ocorre em situações práticas.

Como pode ser observado em 3.41.a, o sinal retro-espalhado foi fortemente corrompido por *speckle*. No domínio da frequência, observa-se uma invaginação do espectro do sinal de RF na região da frequência central do mesmo. No plano-Z, isto é representado pela presença de uma raiz estrutural também na região da frequência central do pulso, indicada pela seta. Como um zero no círculo de raio unitário do plano Z corresponde ao ponto em que o espectro do sinal atinge o eixo de frequências, quanto mais próximo este estiver da frequência central do pulso, menor será a potência espectral do sinal de RF resultante. Na figura 3.41.b, com a fase relativa entre os espalhadores igual a 45° , ainda há a presença de uma raiz na região da faixa de passagem do pulso, mas ela não está tão próxima da frequência central do mesmo, resultando em um nível de degradação um pouco menor. Na figura 3.41.c, com a fase entre os espalhadores igual a 90° , as raízes estruturais estão distribuídas de tal forma que não há nenhum zero na faixa de passagem do pulso, resultando na ausência de *speckle*.

Em poucas palavras, a estratégia de redução de *speckle* empregada pelo método ZAP consiste em encontrar as raízes, se houver, dentro da região correspondente à faixa de passagem do sinal retro-espalhado, e movê-las para longe da frequência central do pulso. Esta movimentação de raízes pode ser feita de duas formas: através do aumento do raio, deslocando as raízes para o infinito, ou alterando seu ângulo, no sentido horário ou anti-horário, dependendo de sua posição em relação à frequência central. O aumento do raio, ou simplesmente a exclusão da raiz indesejável não é conveniente, pois isto alteraria drasticamente a forma da estrutura original. Além disso, como já visto, a alteração da fase relativa entre os espalhadores consiste na alteração do ângulo da raiz, e não de sua magnitude. Apesar do ZAP mover apenas as raízes próximas à faixa de passagem do pulso e não todas as raízes da estrutura, esta é uma

aproximação razoável, pois os zeros na região da frequência central têm uma influência muito maior que os demais.

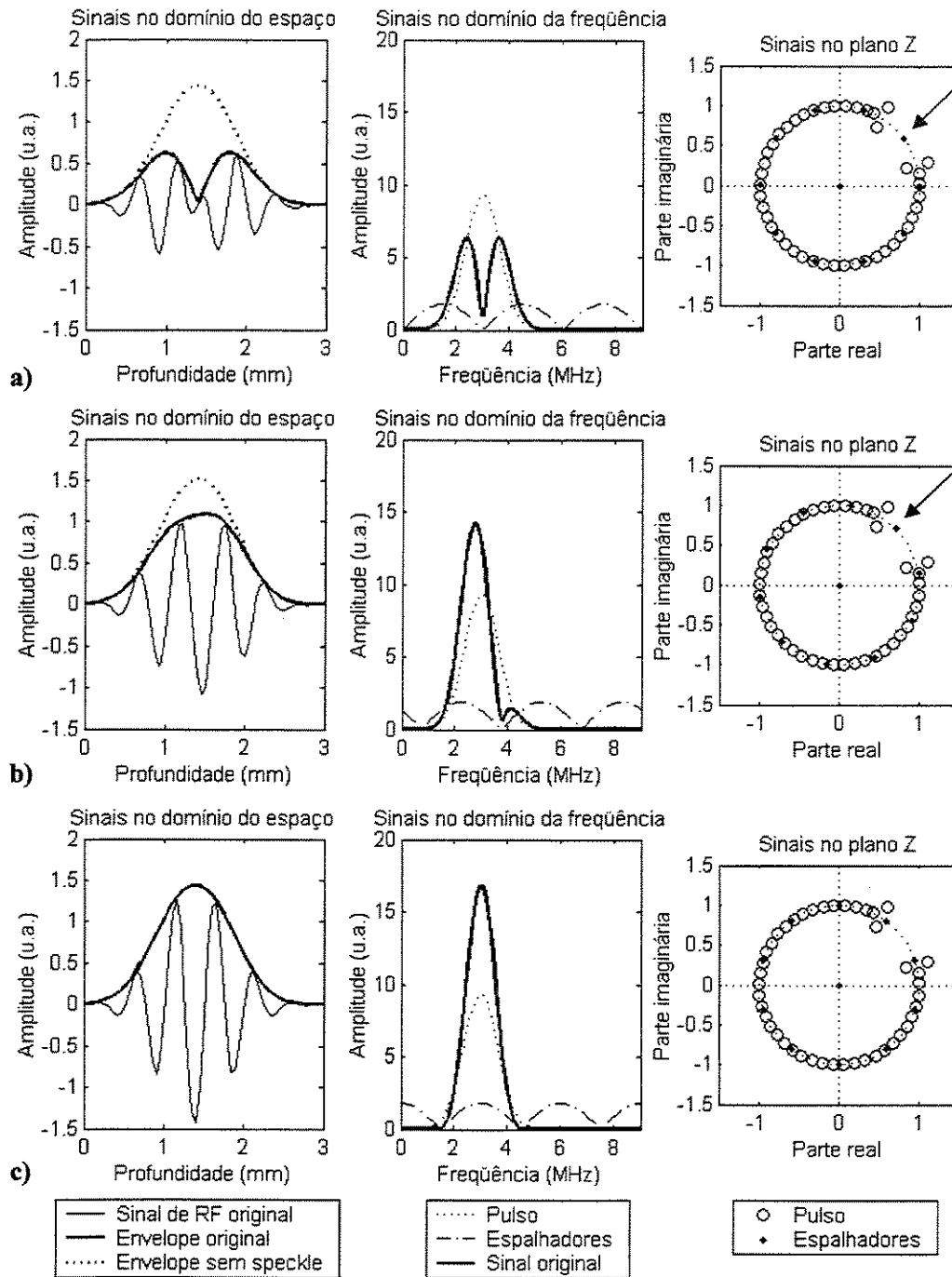


Figura 3.41 – Retro-espalhamento acústico obtido a partir de estrutura formada por dois espalhadores de mesma magnitude e fases relativas iguais a: a) 0° , b) 45° e c) 90° . Os gráficos ilustrados na coluna da esquerda correspondem aos sinais de RF e seus respectivos envelopes; os gráficos do centro correspondem às magnitudes dos espectros de frequência do pulso, dos espalhadores e dos sinais retro-espalhados; os gráficos da coluna da direita ilustram as raízes do pulso e dos espalhadores. As setas marcam os zeros-ZAP.

A figura 3.42 ilustra a correção do *speckle*, feita pelo método ZAP, nos sinais previamente ilustrados na figura 3.41. Neste caso não há distinção entre as raízes do pulso e da estrutura, de forma a tornar o exemplo mais realista. No primeiro caso (3.42.a) foi detectado um zero-zap bem próximo à frequência central do transdutor, causando uma forte degradação do sinal. Esta raiz, inicialmente na posição (1), foi movida para o limite da faixa de passagem mais próximo, para a posição (2), marcada por um ponto. Percebe-se claramente que a rotação do zero resulta no deslocamento de uma das raízes do espectro e na conseqüente restauração do envelope no domínio do espaço. Entretanto, pode-se também notar que, neste caso, houve uma ligeira super-correção, pois o envelope final ficou maior que o sinal de referência, sem *speckle*. No segundo caso (3.42.b) foi detectado um zero-zap, mas como ele não estava muito próximo da frequência central, a degradação por *speckle* não era tão severa como no caso anterior. Novamente a rotação da raiz foi feita de forma a posicioná-lo no limite mais próximo da faixa de passagem. Percebe-se que o ângulo de rotação foi muito pequeno, já que a raiz encontrava-se originalmente bem próxima ao limite da faixa de passagem. Mesmo assim, uma pequena rotação da raiz da posição (1) para (2), fez com que o sinal restaurado se aproximasse do envelope livre de *speckle* – neste caso a restauração foi praticamente total. Já no terceiro caso (3.42.c) não foi detectado nenhum zero-zap, razão pela qual nenhuma atitude foi tomada e o sinal foi mantido intacto.

O problema maior reside em se definir o ângulo ideal de rotação. Caso a rotação não seja suficiente, o sinal resultante será sub-corrigido, ou seja, seu envelope será menor que o envelope de referência, livre de *speckle*. Se a rotação for demasiada, além do ângulo ótimo, o sinal resultante será super-corrigido, com um envelope maior que o sinal livre de *speckle*. Como não se sabe qual é esse ângulo ótimo, optou-se por mover os zeros sempre para uma posição fixa, na direção do limite da faixa de passagem mais próxima. Este limite é definido pelo usuário em termos da largura de banda da imagem, calculada a -6 dB.

As raízes ilustradas na figura 3.42 advêm de sinais relativamente de curta duração, obtidos pela reflexão do pulso com dois espalhadores. Já com uma imagem real, de estrutura bastante complexa, torna-se impraticável calcular as raízes de toda uma linha de RF. Sendo assim, utiliza-se a frequência instantânea, com um limiar definido pelo usuário, para marcar as regiões corrompidas por *speckle*. Em seguida, são extraídos pequenos segmentos em torno das interferências detectadas e, após a aplicação do ZAP, seus envelopes são reinseridos na linha de modo-A original. As várias etapas do programa desenvolvido encontram-se ilustradas no fluxograma da figura 3.43.

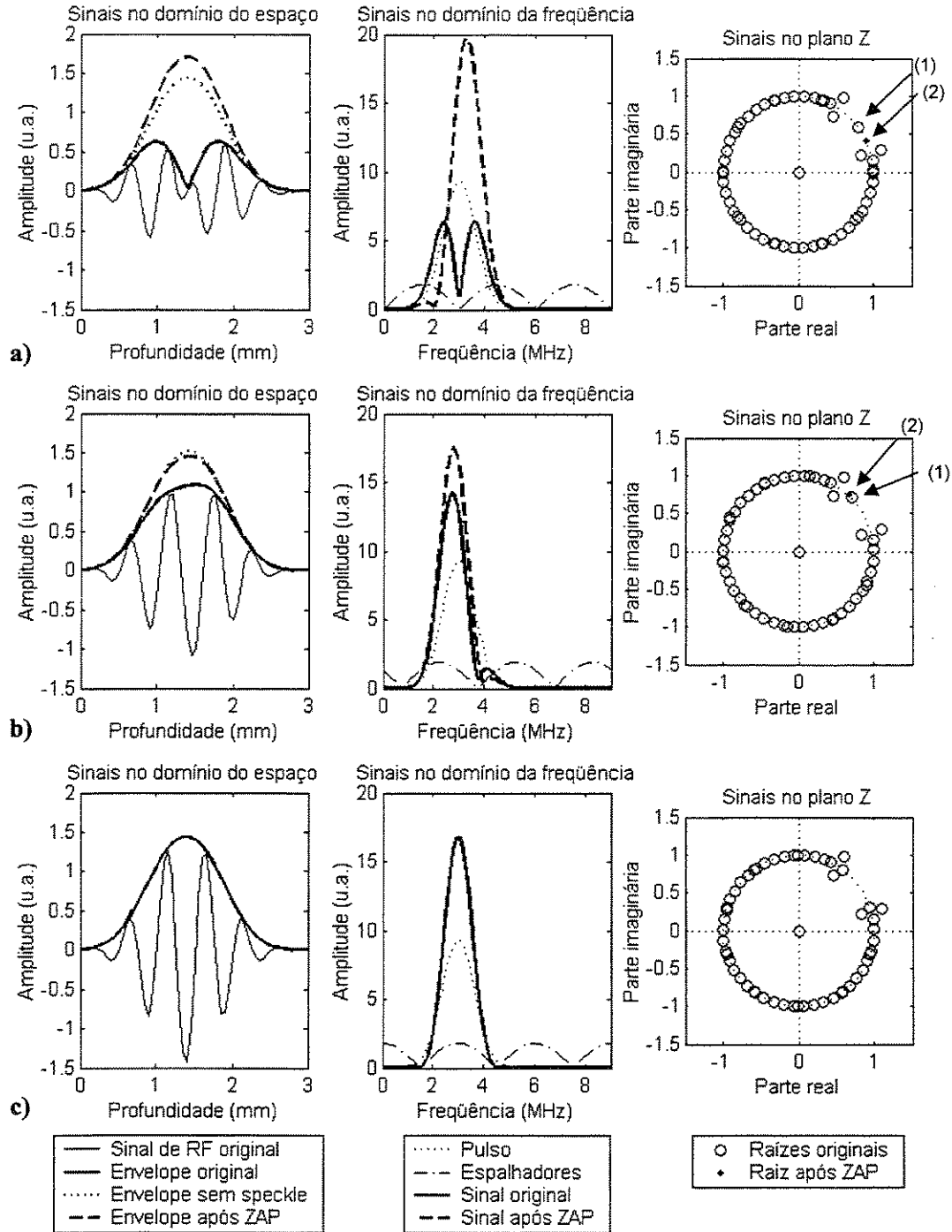


Figura 3.42 – Mesmos sinais ilustrados na figura anterior (3.41), mas com aplicação do método ZAP. Note que em "a" o sinal ficou ligeiramente super-corrigido, em "b" a restauração foi praticamente total (houve uma sub-correção quase imperceptível) e em "c" o sinal foi mantido inalterado, em função da ausência de "speckle". Os zeros-ZAP foram movidos da posição (1) para (2).

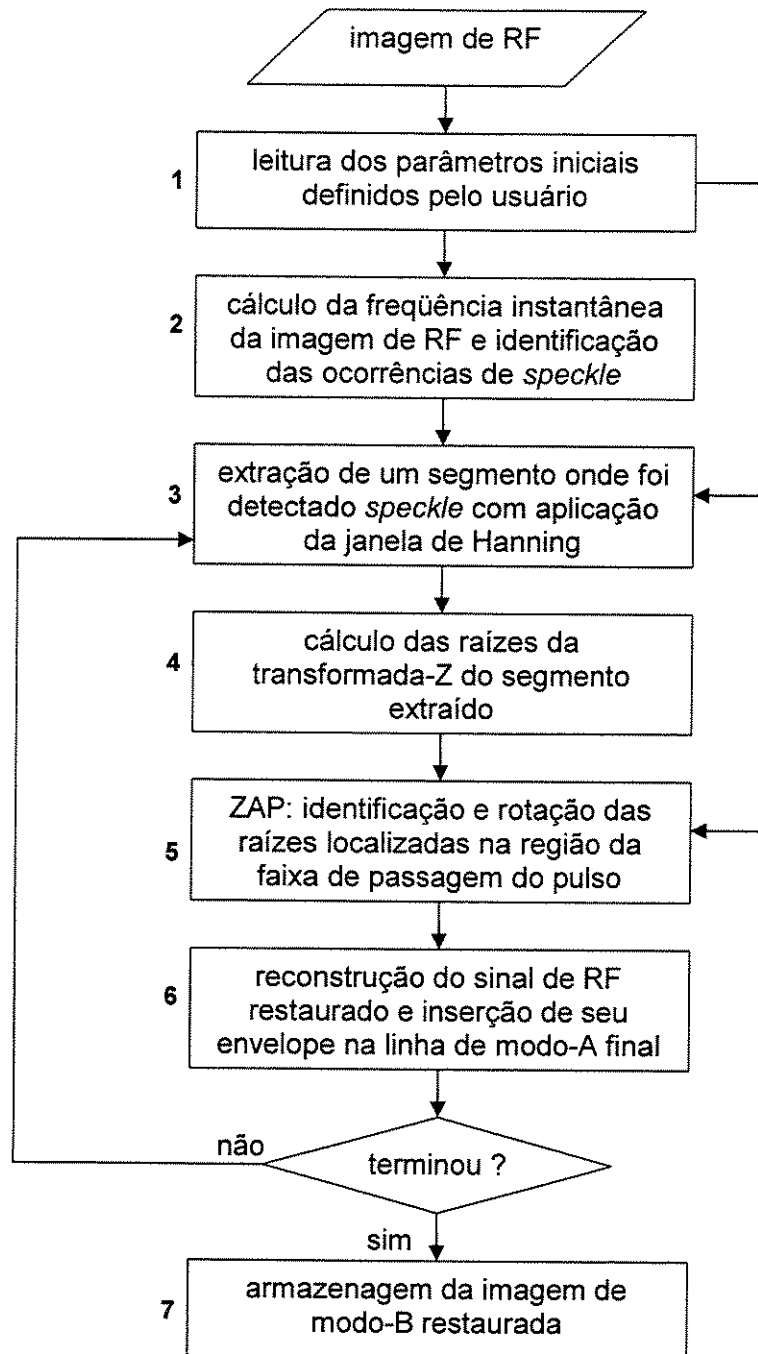


Figura 3.43 – Fluxograma da rotina implementada para redução de “speckle” usando o método ZAP.

Segundo o fluxograma ilustrado na figura 3.43, o programa desenvolvido para implementação do método ZAP pode ser subdividido segundo os blocos detalhados a seguir:

1. Leitura dos parâmetros iniciais definidos pelo usuários, tais como: limiar de corte da frequência instantânea (definindo o nível de redução de *speckle*), tamanho do segmento a ser extraído

- (geralmente de 1 a 2 vezes o comprimento do pulso) e faixa de passagem (para pulsos gaussianos, utilizou-se 2 vezes a largura de banda dos mesmos).
2. Cálculo da frequência instantânea da imagem e aplicação do limiar definido pelo usuário, identificando os locais de ocorrência de *speckle*.
 3. Varredura da imagem linha por linha, extraíndo, a cada iteração, o *n*-ésimo segmento em torno de onde foi detectada a presença de *speckle*. Cada segmento de RF extraído é multiplicado por uma janela de Hanning de forma a atenuar as discontinuidades das bordas.
 4. Cálculo das raízes da transformada-Z do segmento e sua conversão para coordenadas polares para posterior processamento.
 5. Aplicação do método ZAP propriamente dito: identificação de possíveis raízes localizadas na região da faixa de passagem do pulso. Caso sejam encontradas, rotação das mesmas para a borda mais próxima da faixa de passagem.
 6. Reconstrução do segmento de RF no domínio do tempo, a partir de suas raízes modificadas. Cálculo de seu envelope e reinserção do mesmo na linha de modo-A original. Esta reinserção é feita tomando-se o valor máximo do envelope do segmento restaurado e o envelope original.
 7. Armazenagem da imagem de modo-B restaurada (com *speckle* reduzido).

As figuras 3.44 e 3.45 a seguir ilustram a progressão do método ZAP ao longo de uma linha de RF. A figura 3.44.a ilustra um sinal de RF com seu respectivo envelope. A utilização da frequência instantânea indicou a presença de *speckle* em 9 posições, como indicado na figura 3.44.b. Ao redor destes marcadores são definidas regiões de onde segmentos do sinal de RF são extraídos. Como exemplo, observe a sétima ocorrência de *speckle* (fig. 3.44.b), marcada por um asterisco, e seu respectivo segmento destacado na figura 3.44.a. A figura 3.45 ilustra a progressão do método ZAP, aplicado ao sinal de RF da fig. 3.44.a, até o instante correspondente à sétima ocorrência de *speckle*. Como pode ser percebido, antes deste ponto, o ZAP restaurou o sinal apenas onde foi detectada presença de *speckle*, deixando intacta as demais regiões. Após a correção deste segmento, o programa parte para as próximas ocorrências de *speckle* (oitava e nona, respectivamente).

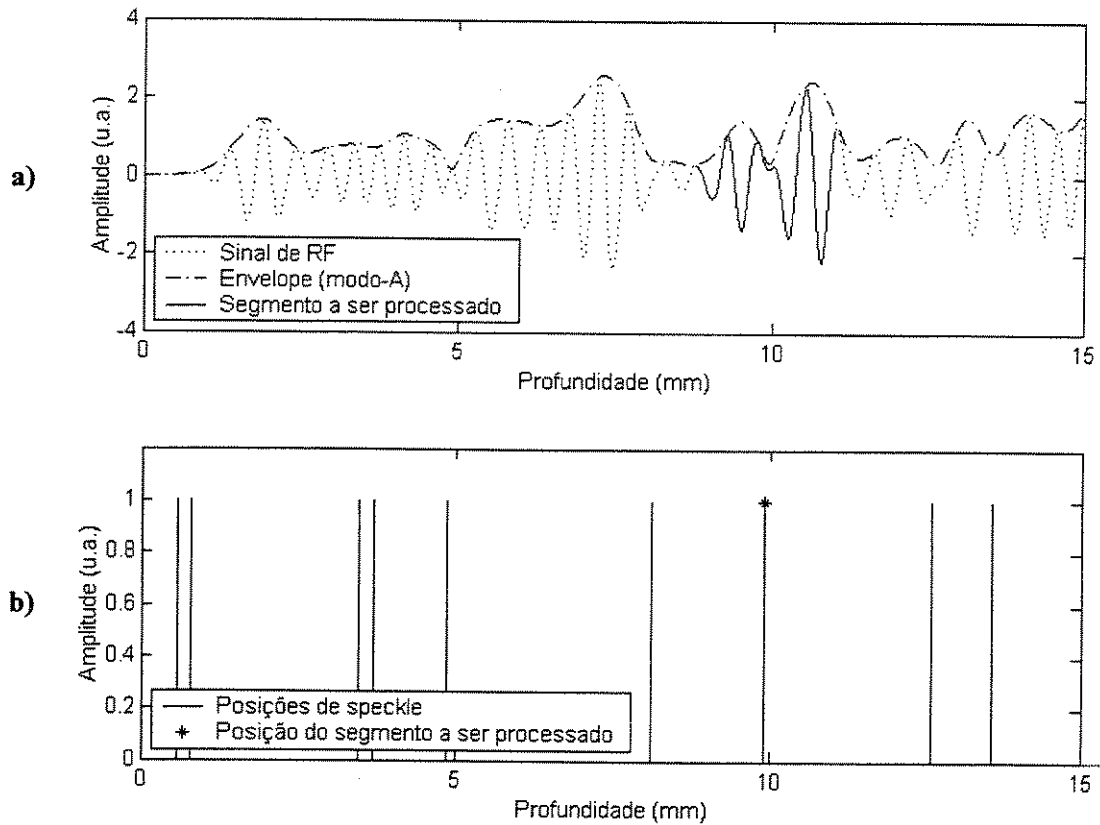


Figura 3.44 – a) Sinal de RF, seu envelope e segmento a ser extraído para processamento pelo método ZAP; b) indicações de presença “speckle” detectadas por frequência instantânea, indicando a posição do segmento destacado em “a”. Note que o método ZAP apenas corrige o sinal quando da presença de “speckle”, deixando intactas as demais regiões.

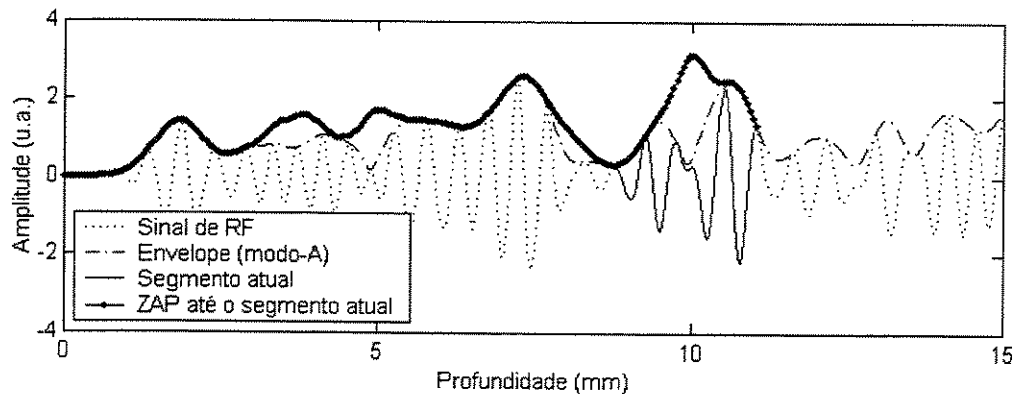


Figura 3.45 – Mesmos sinais anteriormente ilustrados na figura 3.44.a, indicando a progressão da restauração, pelo método ZAP, até o segmento destacado.

Os casos descritos anteriormente apresentaram apenas um zero-zap. Entretanto, mais de uma raiz pode ser detectada em um único segmento. O número de espalhadores não tem grande influência no

número de zeros-zap pois, como já visto, qualquer estrutura pode ser representada por um conjunto equivalente de espalhadores efetivos, em número bem menor que os originais. Por outro lado, tanto a escolha da faixa de passagem, quanto o tamanho do segmento, têm uma estreita relação com o número de zeros-zap detectados simultaneamente. Esta é a razão pela qual os segmentos extraídos do sinal de RF foram limitados de uma a duas vezes a duração do pulso. Além disso, segmentos mais extensos são computacionalmente mais ineficientes, podendo ainda englobar partes de regiões não corrompidas por *speckle*. Testes realizados indicaram que para segmentos de curta duração, como os utilizados, grande parte dos casos restringia-se a zeros únicos, com algumas duplas e pouquíssimas triplas, como será visto no capítulo seguinte. Mesmo com duplas, elas geralmente ocorrem de forma simétrica em relação à frequência central, causando pouca ou quase nenhuma interferência. Com a mudança da fase entre os espalhadores, os zeros estruturais são girados e um dos zeros da dupla sai dos limites da largura de banda, restando apenas um. Esta é a razão pela qual a largura de banda assumida tem também influência sobre o número de zeros detectados. Na ocorrência de duplas de zeros-zap, inicialmente optou-se por manter fixa a distância angular original entre os mesmos, posicionando-os simetricamente à frequência central. Entretanto, foram percebidos resultados médios melhores quando ambas raízes foram reposicionadas. Mesmo assim, como a ocorrência de zeros duplos é pequena, aliado ao fato de que os erros causados serem também pequenos, sua influência final é desprezível. O mesmo ocorre para três ou mais zeros, de ocorrência raríssima.

3.5.4. Método Híbrido (SPP + ZAP)

Em uma situação hipotética, um método definitivo de redução de *speckle* deveria ser capaz de restaurar toda a imagem de uma só vez, ou seja, uma segunda aplicação do mesmo método sobre seu resultado anterior não deveria proporcionar nenhuma alteração na imagem, pois todo *speckle* já teria sido extinto da primeira vez. Apesar de isto não ocorrer na prática, métodos como o SPP e o ZAP utilizam a imagem de RF como entrada, tendo como saída a imagem de modo-B restaurada. Desta forma não é possível a reaplicação de qualquer um dos métodos sobre seu próprio resultado, ou a utilização dos dois em cascata. Entretanto, é possível fazer a composição dos resultados de ambos usados em paralelo.

Nesta seção propõe-se um método híbrido, dado pela média entre a saída do método ZAP e o de diversidade de fase (neste caso optou-se apenas pelo uso de filtros gaussianos, que apresenta maior facilidade de implementação e melhores resultados, como será visto no próximo capítulo). Este assunto permite uma ampla investigação que envolveria tanto a forma de composição, quanto os pesos atribuídos a cada imagem. Entretanto, o interesse restringe-se em avaliar a sinergia entre os dois métodos, ou seja, sua capacidade de reduzir *speckle* “na mesma direção”. Isto quer dizer que, apesar das saídas individuais serem diferentes, a combinação das mesmas dá origem a uma nova imagem cujo nível de redução de

speckle tende a ser melhor que os resultados isolados. A expressão “na mesma direção” foi utilizada no sentido de ambos os métodos não serem responsáveis por efeitos colaterais que possam vir a degradar o resultado final. Já métodos como diversidade de frequência (SSP) introduzem significativa perda de resolução na imagem final. Se resultados deste método forem combinados com os do ZAP ou SPP, o resultado final teria sua resolução degradada.

3.6. Índice para avaliação dos resultados: Interferência

Em aplicações médicas, um dos principais interesses quando da análise de uma imagem é a identificação de estruturas em um determinado tecido. Para tal, é necessário que haja uma significativa diferença de brilho entre duas dadas regiões, algo, às vezes, não muito trivial, dada a presença de *speckle*.

Parâmetros como SNR e CNR, tradicionalmente utilizados para avaliação do nível de *speckle* de uma imagem, não levam em conta efeitos como a perda de resolução. Em 1973, Haralick et al. introduziram o conceito de matrizes de co-ocorrência, utilizadas para a análise de textura em imagens digitais, sendo que cada matriz dá origem a um conjunto de pelo menos 14 medidas, incluindo momento angular, contraste, correlação, entropia, dentre outros. Trabalhos como o de Sivaramakrishna et al. (2002) chegam a utilizar 28 descritores de Haralick para 5 casos distintos (140 parâmetros por imagem!), no intuito de caracterizar lesões de mama pela variação de textura em imagens ultra-sônicas. Segundo Rakebrandt et al. (2000), apesar da quantidade de diferentes técnicas de análise de textura, como as matrizes de co-ocorrência, introduzidas por Haralick, ou a análise fractal, introduzida por Mandelbrot (1983), nenhuma delas conseguiu se firmar como uma opção universalmente aceita para a caracterização de textura em imagens ultra-sônicas de modo-B. No intuito de utilizar um parâmetro quantitativo mais robusto, desenvolveu-se um conceito denominado interferência, dado pela área de sobreposição (ou interferência) entre os histogramas de duas regiões distintas.

No caso de duas regiões com intensidades diferentes (uma mais clara que a outra), a presença de *speckle* cria sulcos (regiões escuras) que permeiam por entre a estrutura. Se forem calculados individualmente os histogramas das duas regiões, ver-se-á que eles serão largos (abrangendo uma grande faixa de intensidades) e com um alto grau de sobreposição entre os mesmos. Na figura 3.46.a tem-se uma imagem de modo-B com duas regiões distintas, uma do lado esquerdo (A) e outra do lado direito (B). Em 3.46.b são ilustrados os histogramas de ambas e, como era de se esperar, há um elevado grau de sobreposição entre os mesmos. Já na figura 3.46.c encontra-se a versão livre de *speckle* da figura 3.46.a. Apesar das flutuações locais, os histogramas das regiões A e B sem *speckle* são muito mais bem definidos, com uma pequena taxa de sobreposição entre os mesmos (fig. 3.46.d). O parâmetro calculado, denominado interferência, é dado então pela razão entre a área sobreposta (população de pontos comuns

às duas áreas) pela área total (quantidade total de pontos da imagem). Desta forma, quanto menor a interferência, maior é a distinção entre as áreas.

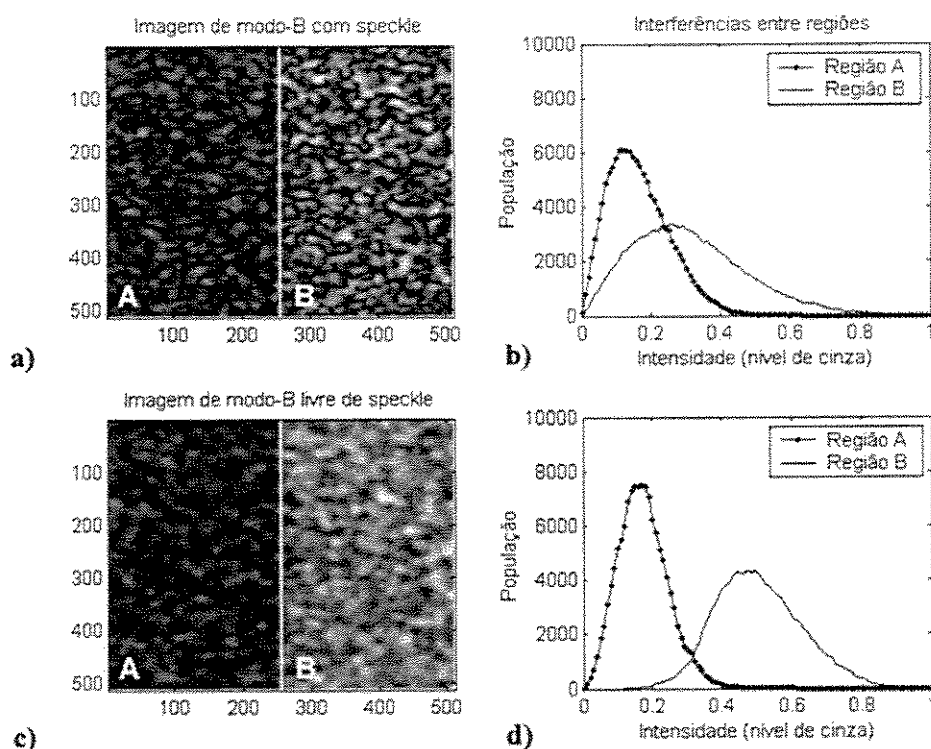


Figura 3.46 – a) Imagem corrompida por "speckle", mostrando duas regiões distintas (A e B); b) histograma das duas regiões de "a"; c) imagem livre de "speckle" e d) seu histograma, indicando um menor grau de interferência.

Para resultados coerentes, é necessário que ambas regiões tenham mesma área. Mesmo assim, o grau de interferência pode variar dependendo do formato das mesmas, no caso de haver perda de resolução. A interface que define os limites das estruturas A e B, ilustradas em 3.46, é a menor possível para este tipo de imagem. Se fosse utilizado um *phantom* com as estruturas dispostas na diagonal, ou mesmo uma estrutura circular no centro, o comprimento final da interface seria maior, mesmo que ambas as regiões tivessem mesma área. Desta forma, uma eventual perda de resolução, mais visível na interface entre duas regiões distintas, teria uma participação maior no aumento da interferência entre duas regiões contíguas. Como será visto no capítulo de resultados, para imagens reais, opta-se pela escolha de duas regiões homogêneas e de mesma área, não contíguas e com brilhos médios distintos.

Capítulo 4

Resultados

Este capítulo apresenta os resultados dos métodos propostos tanto para detecção, como para redução de *speckle*, descritos no capítulo 3 (Material e Métodos). De forma a permitir uma avaliação comparativa de suas eficiências, foram também incluídos resultados obtidos a partir dos métodos convencionais de detecção e redução de *speckle* descritos no capítulo 2 (Revisão Bibliográfica).

Os resultados dos métodos de detecção de *speckle* – Frequência Instantânea (método convencional) e Detecção Morfológica de *Speckle* (método proposto) – são obtidos a partir da aplicação dos mesmos sobre um sinal e uma imagem ultra-sônicas. Já os métodos de redução de *speckle* são primeiramente aplicados a quatro imagens simuladas, obtidas a partir de um mesmo *phantom* e quatro pulsos diferentes. Destas quatro imagens, as duas primeiras foram obtidas com a utilização de pulsos ultra-sônicos simulados, enquanto que nas outras duas foram empregados pulsos adquiridos de transdutores reais. A utilização de simulação (mesmo com pulsos reais) é interessante no sentido de permitir a obtenção de imagens de referência livres de *speckle*. Em seguida são apresentados resultados quantitativos (SNR, CNR e interferência) obtidos para cada método. Dando sequência à validação dos métodos, são apresentados resultados de testes feitos com imagens ultra-sônicas reais, obtidas por equipamentos comerciais em casos clínicos. Neste caso, optou-se apenas pelos testes dos métodos de diversidade de fase (SPP) com filtros gaussianos, do ZAP e da composição híbrida dos dois, por se tratar dos métodos propostos que se mostraram mais relevantes.

4.1. Resultados dos métodos de detecção de *speckle*

Foram utilizados dois métodos de detecção de *speckle*, já descritos em capítulos anteriores: o método convencional, conhecido como frequência instantânea (FI), e o aqui proposto, denominado detecção morfológica de *speckle* (DMS).

A figura 4.1.a ilustra um típico sinal ultra-sônico retro-espalhado, acompanhado de seu envelope, obtidos a partir de um pulso sintético unidimensional de 3,00 MHz. A fig. 4.1.b ilustra a frequência instantânea do sinal de RF, calculada através da derivada de sua fase. Pode-se observar que ela apresenta flutuações sobre um patamar correspondente à frequência central do pulso, ilustrado pela linha pontilhada. O fato destes picos de variação ocorrerem nos dois sentidos em relação à frequência central é irrelevante, pois ambos os casos ocorrem em função de descontinuidades da fase do sinal, causadas pela possível presença de *speckle**. De forma a facilitar a análise dos resultados, foi calculado o desvio absoluto da FI, dado pela diferença absoluta entre esta e a frequência central do pulso, ilustrado em 4.1.c. Como este sinal apresenta flutuações de baixa amplitude, é aplicado um limiar de corte arbitrado pelo usuário, com a função de se evitar pequenas variações que não sejam decorrentes de *speckle*, ilustrado pela linha tracejada (fig. 4.1.c). A figura 4.1.d ilustra o desvio absoluto da FI após a aplicação deste limiar, sendo que a posição de seus picos indica a localização das regiões de ocorrência de *speckle*, ilustradas por asteriscos.

É interessante observar que os picos da curva de frequência instantânea, ilustrada na figura 4.1.c ou 4.1.d, correspondem ao grau de corrupção do sinal original, mas não estão diretamente ligados à redução de amplitude sofrida por este. Esta é a razão pela qual, após a aplicação do limiar, utiliza-se apenas a localização de ocorrência de *speckle*.

A figura 4.2 ilustra a detecção de *speckle* sobre o mesmo sinal de RF previamente ilustrado na figura 4.1, mas através do método de detecção morfológica (DMS), introduzido no capítulo anterior (Material e Métodos). A figura 4.2.a ilustra o sinal de RF e seu envelope (repetido de 4.1.a). Na figura 4.2.b, encontra-se o resultado da DMS e novamente um limiar arbitrado pelo usuário. Após a aplicação deste limiar é obtido o sinal ilustrado na figura 4.2.c. A posição de seus picos, indicada por asteriscos, corresponde à localização de ocorrência de *speckle*. De forma semelhante à FI ilustrada anteriormente, durante a aplicação da DMS não há uma relação direta entre a amplitude do sinal após a aplicação do

* Esta afirmação baseia-se na definição de *speckle* como interferência destrutiva, adotada neste trabalho, cuja ocorrência causa descontinuidade na fase do sinal.

limiar e a redução de amplitude causada pelo *speckle*. Novamente esta é a razão pela qual utiliza-se apenas a localização de ocorrência de *speckle*.

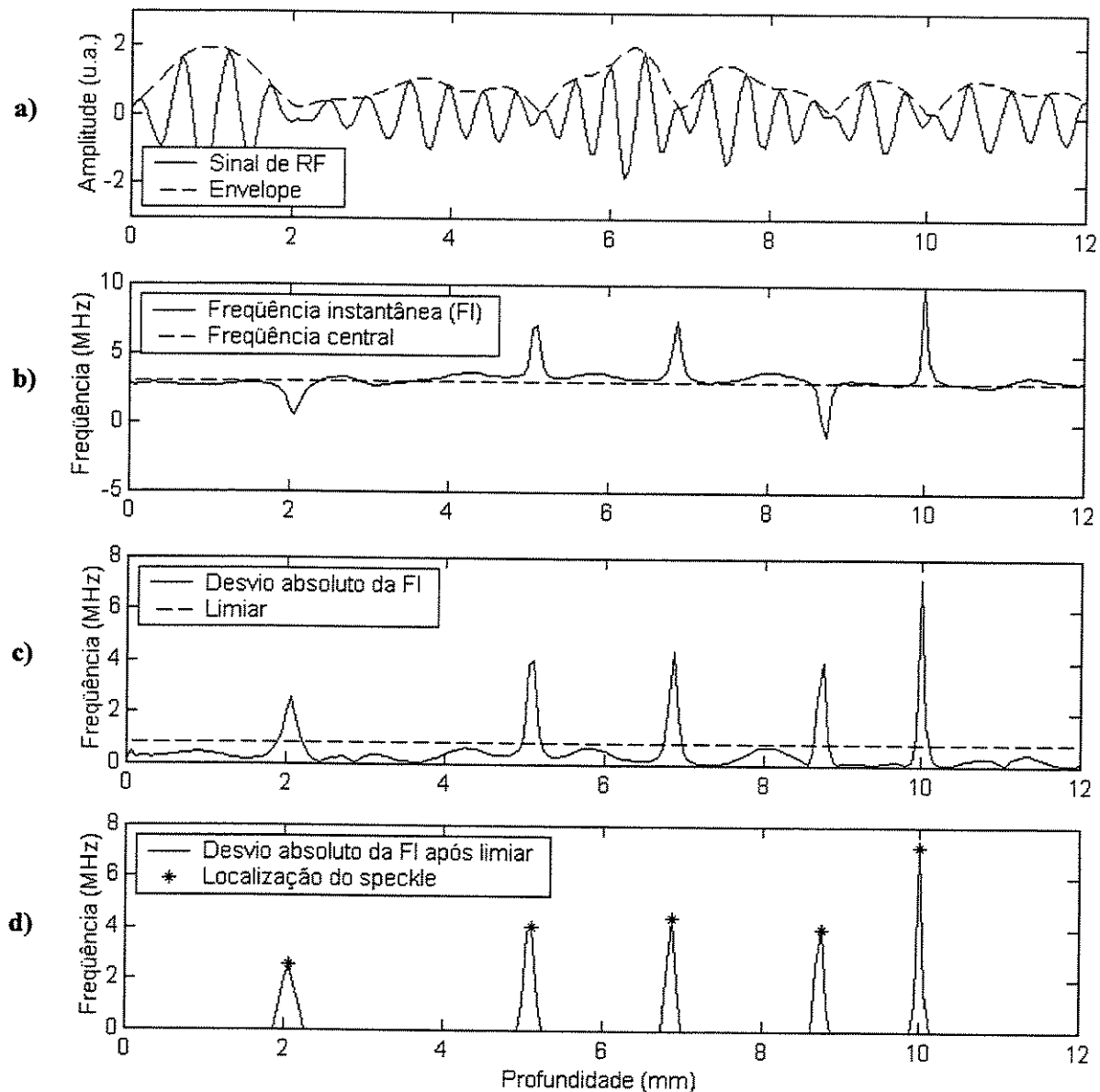


Figura 4.1 – a) Sinal de RF e seu envelope; b) frequência instantânea do sinal de RF apresentando desvios em relação à frequência central do pulso; c) desvio absoluto da frequência instantânea e limiar arbitrado pelo usuário; d) desvio da frequência instantânea após a aplicação do limiar e localização da ocorrência de “speckle”.

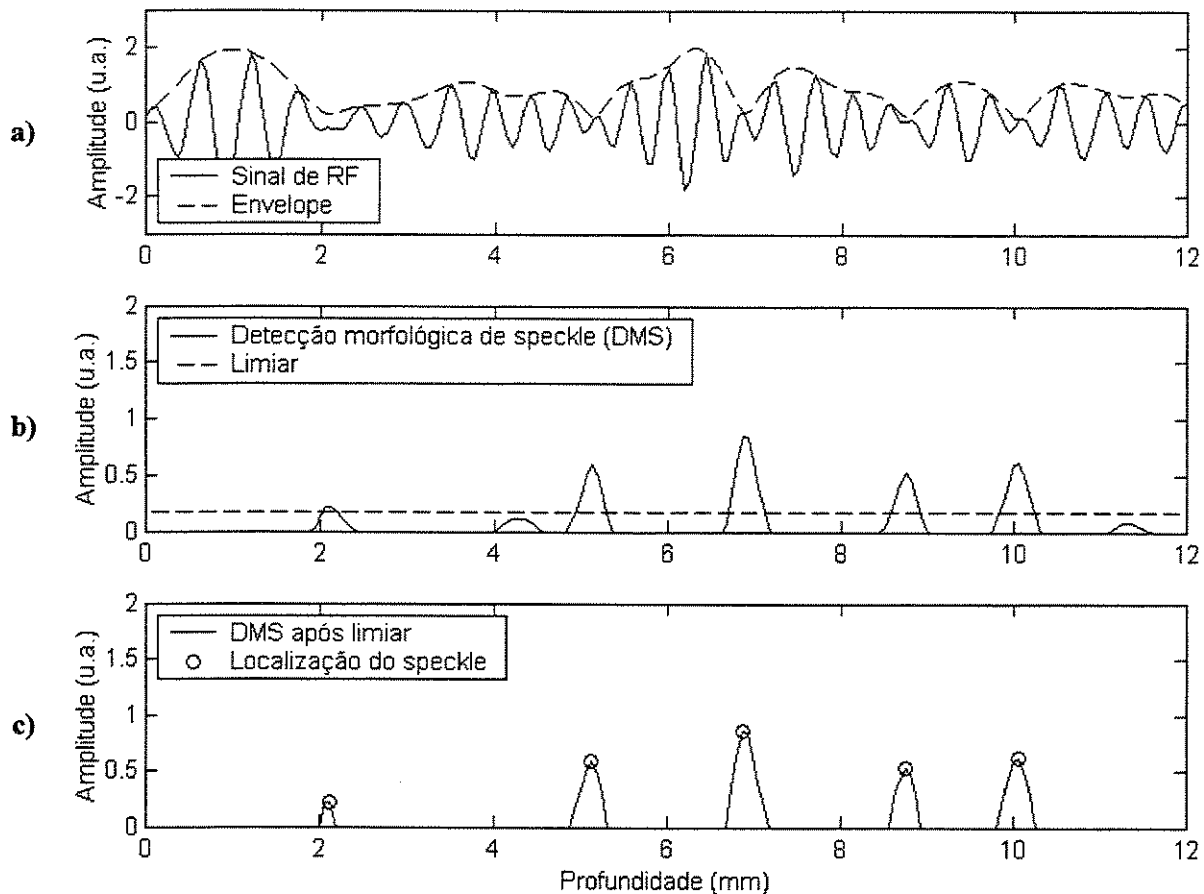


Figura 4.2 – a) Sinal de RF e seu envelope (repetidos da figura 4.1.a); b) detecção morfológica de "speckle" e limiar arbitrado pelo usuário; c) DMS após aplicação de limiares e localização da ocorrência de "speckle".

A figura 4.3 resume os dois resultados previamente ilustrados nas figuras 4.1 e 4.2. Na figura 4.3.a encontram-se repetidos os sinais de RF e seu envelope. Na figura 4.3.b são ilustradas as ocorrências de *speckle* detectadas por ambos os métodos, FI e DMS. Os resultados da frequência instantânea são indicados por asteriscos, enquanto que os da detecção morfológica, por pequenos círculos. Observe a grande semelhança entre os resultados obtidos, lembrando que, como os níveis dos limiares de corte são definidos pelo usuário, a variação destes resultaria na detecção de um número maior ou menor de ocorrência de *speckle*. Isto é particularmente importante em situações como, por exemplo, na aplicação do método ZAP, onde a variação do limiar de corte define o grau de redução de *speckle* e, conseqüentemente, o tempo total de processamento envolvido.

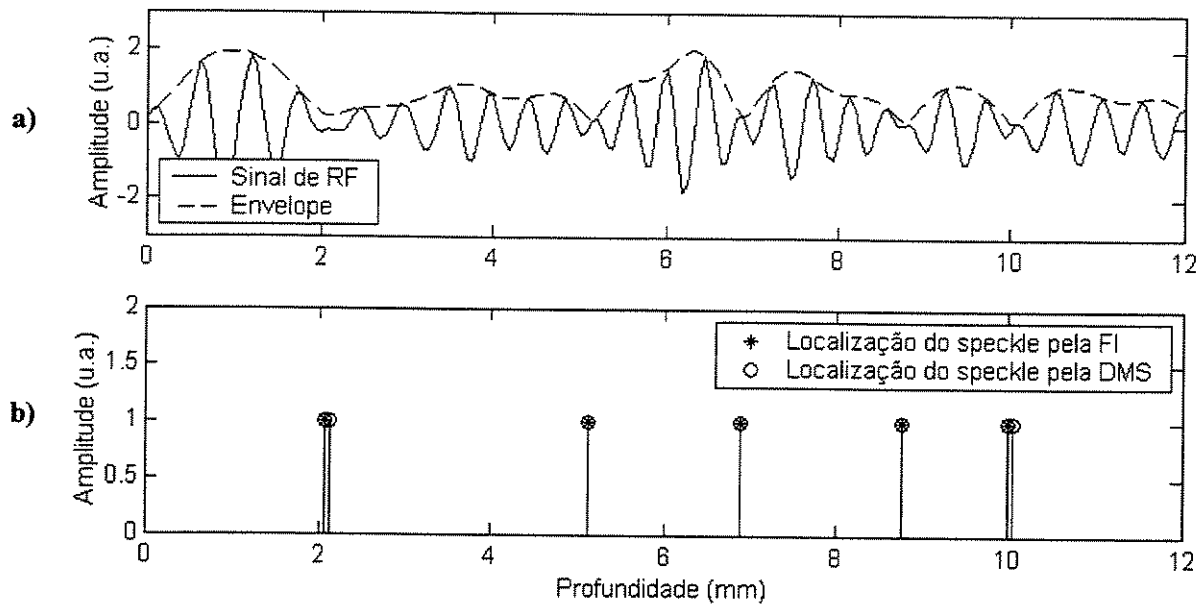


Figura 4.3 – a) Sinal de RF e seu envelope (repetidos da figura 4.1.a); b) localização do "speckle" indicado pela frequência instantânea e detecção morfológica após aplicação de limiares.

Para se avaliar o comportamento dos métodos de detecção de *speckle* frente a ruídos aleatórios, foi realizado um teste onde, para uma mesma linha de RF, foram inseridos ruídos aditivos, observando a dispersão dos resultados da frequência instantânea e da detecção morfológica. A figura 4.4.a ilustra um típico sinal de RF obtido por simulação. Foi utilizado um pulso gaussiano de 1,00 MHz, com 50 % de largura de banda e frequência de amostragem igual a 18,0 MHz. A figura 4.4.b ilustra o resultado do desvio absoluto da frequência instantânea, enquanto que na figura 4.4.c encontra-se o resultado da detecção morfológica. Em ambos os casos não foram aplicados limiares. Já na figura 4.5.a tem-se um ruído normal (gaussiano) aditivo, de média nula e desvio padrão igual a 0,50. Na figura 4.5.b encontra-se este ruído adicionado ao sinal de RF previamente ilustrado na figura 4.4.a.

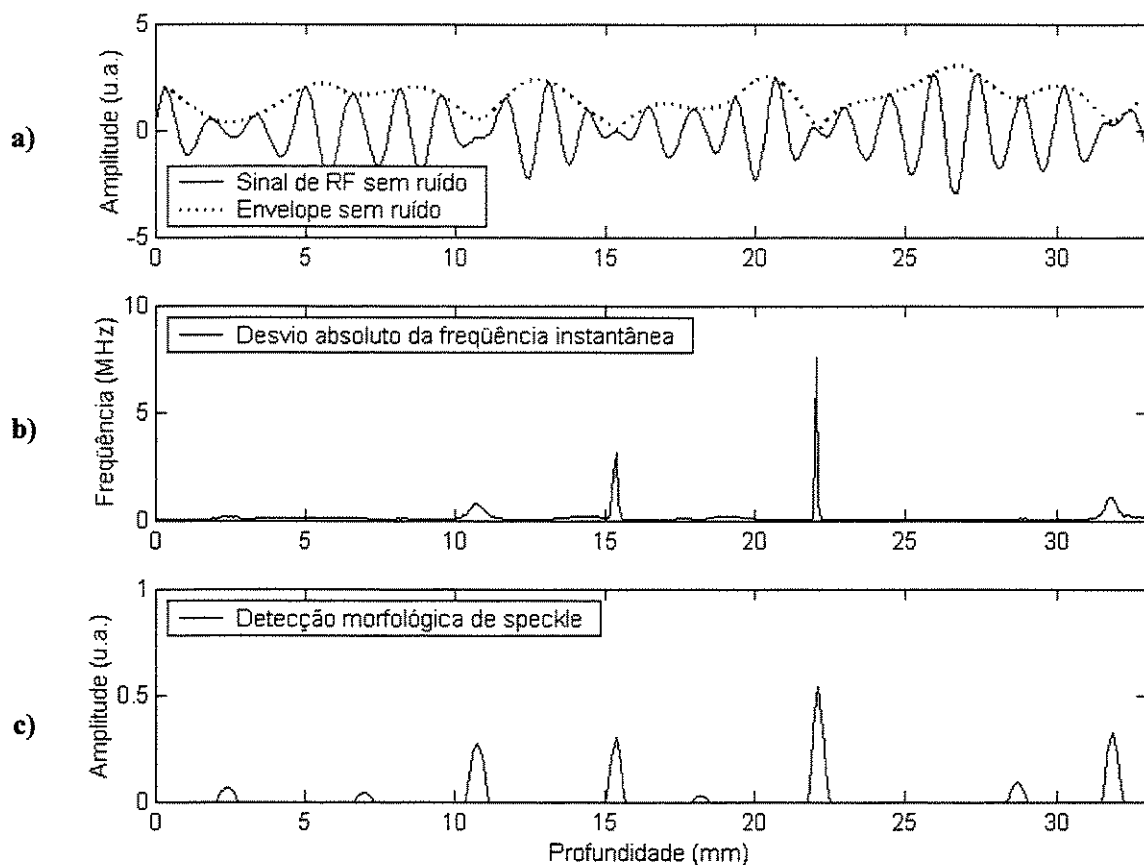


Figura 4.4 – a) Sinal de RF e seu envelope; b) desvio absoluto da frequência instantânea na ausência de ruído; c) detecção morfológica de "speckle" na ausência de ruído.

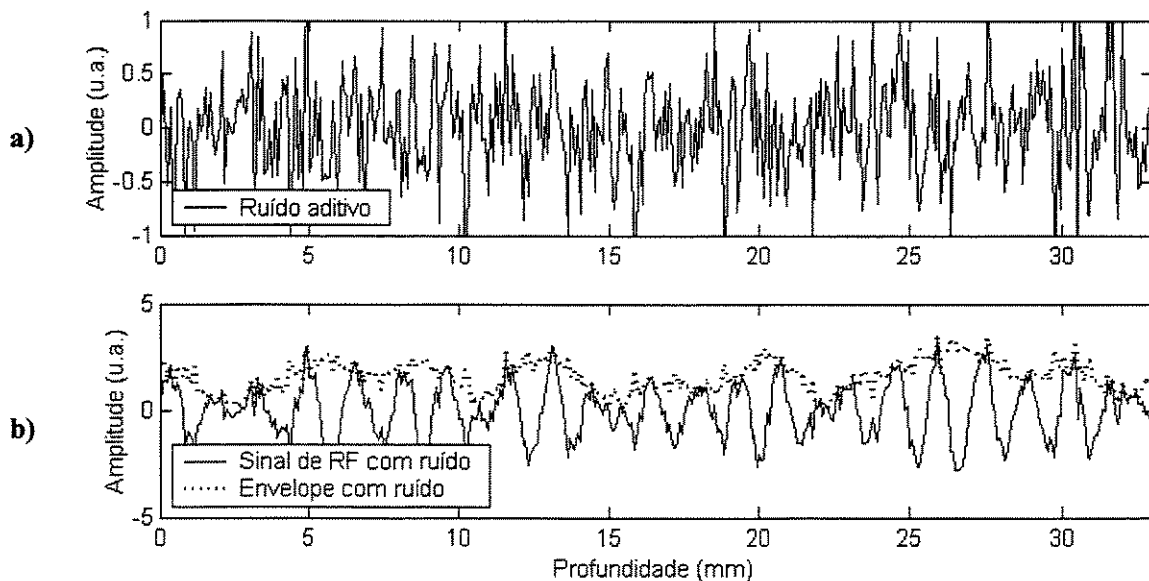


Figura 4.5 – a) Ruído aditivo; b) ruído adicionado ao sinal de RF ilustrado na figura 4.4.a.

Pares equivalentes do ruído ilustrado anteriormente na figura 4.5.a (mesma média e desvio padrão) foram introduzidos no sinal retro-espalhado da figura 4.4.a, dando origem a 300 novas linhas de RF corrompidas por ruído aditivo. Para os mesmos sinais, foi feita a detecção de *speckle* pelos dois métodos anteriormente descritos, FI e DMS, com resultados ilustrados a seguir. Na figura 4.6.a tem-se o resultado do desvio absoluto da frequência instantânea. Como a FI pode apresentar uma variação de amplitude muito grande entre as várias ocorrências de *speckle* detectadas, sua visualização em escala de cinza faria com que picos de alta amplitude mascarassem os de menor amplitude. Sendo assim, foi feita a compressão logarítmica da FI de forma a equalizar os picos de desvio de frequência detectados. Na figura 4.6.b encontra-se o resultado da detecção morfológica. Note que em ambos os casos não foi aplicado nenhum limiar. A não ser pela diferença de amplitude dos picos, as posições de *speckle* detectadas por ambos os métodos foram equivalentes, mesmo na presença de ruído, observada pelas franjas na direção vertical. Além da correspondência entre os resultados obtidos com os dois métodos, é interessante observar que cada um deles apresentou, individualmente, uma grande semelhança em todos os 300 casos de adição de ruído.

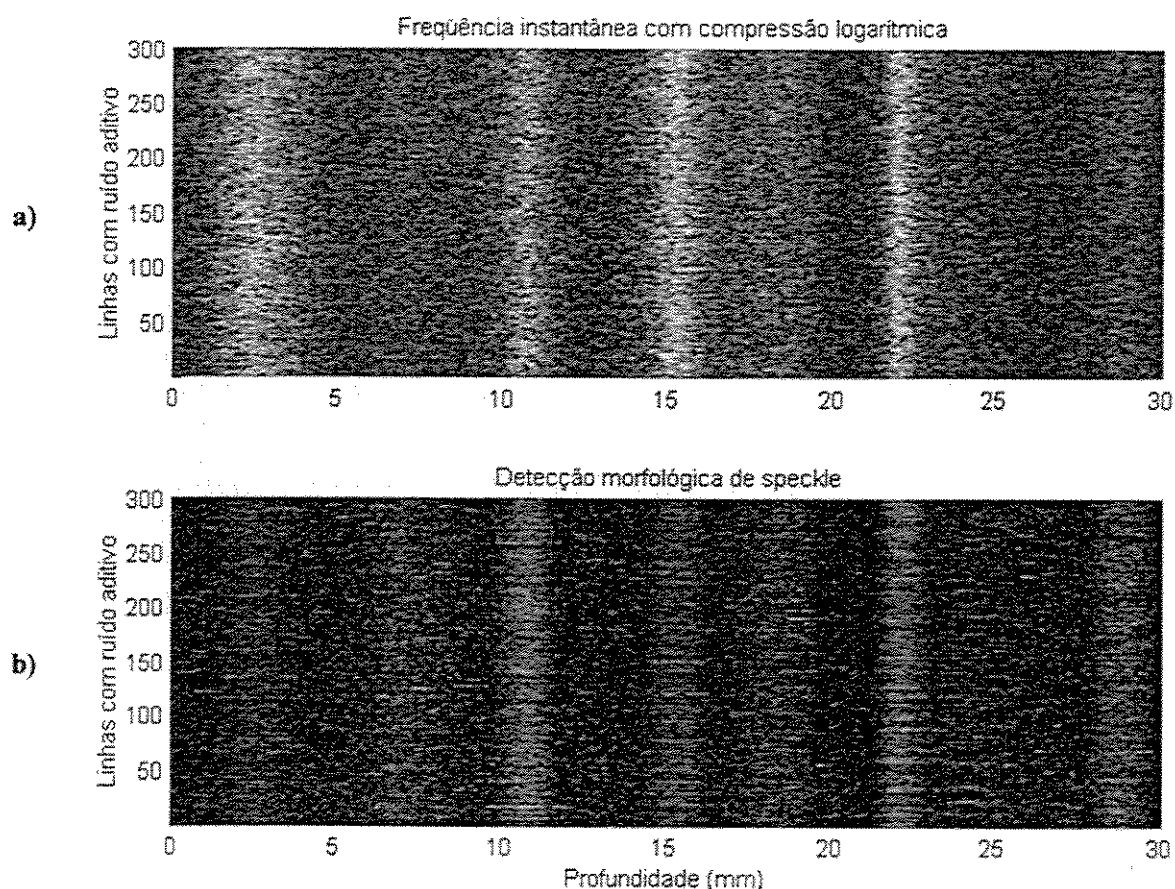


Figura 4.6 – a) Frequência instantânea e b) detecção morfológica de "speckle", ambos na presença de ruído (vide texto).

As figuras a seguir (4.8 e 4.9) ilustram as aplicações dos dois métodos de detecção de *speckle* (FI e DMS) sobre as imagens de RF e modo-B ilustradas na figura 4.7. Estas imagens, de dimensões iguais a 256 x 256 pontos, foram obtidas a partir de um pulso ultra-sônico sintético simétrico de frequências central e de amostragem iguais a 3,00 MHz e 18,00 MHz, respectivamente.

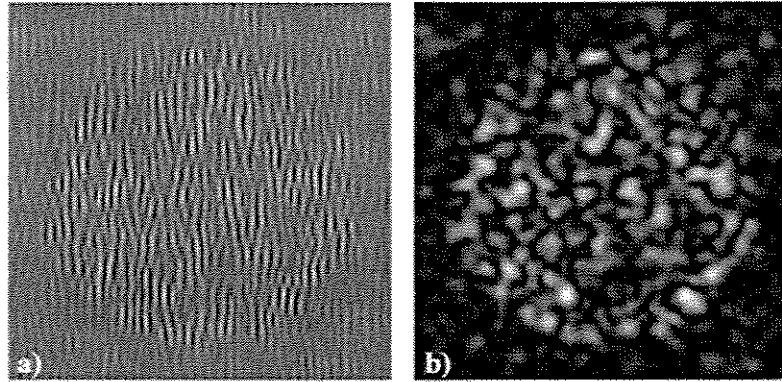


Figura 4.7 – a) Imagem de RF a partir da qual foi calculada a frequência instantânea, ilustrada na figura 4.8; b) imagem de modo-B a partir da qual foi aplicada a detecção morfológica de "speckle", ilustrada na figura 4.9.

A figura 4.8.a ilustra a frequência instantânea da imagem de RF da figura 4.7.a. Foi escolhido um limiar igual a 20 % da frequência central da imagem, ou seja, foram detectadas variações na frequência instantânea menores que 2,40 MHz e maiores que 3,60 MHz, com resultado ilustrado na figura 4.8.b. Esta imagem, correspondente à de ocorrência de *speckle*, foi sobreposta à imagem de modo-B original, ilustrada na figura 4.8.c. Pode-se observar uma grande coincidência entre a localização do *speckle* e os sulcos da imagem de modo-B.

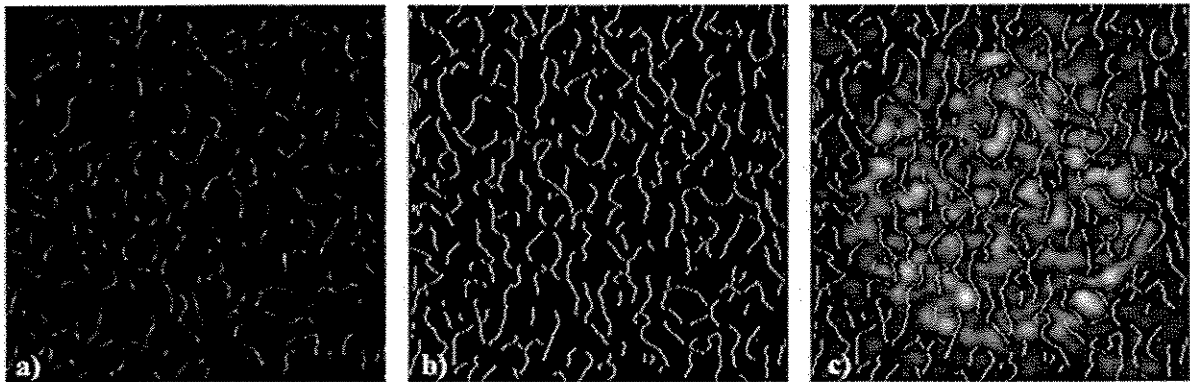


Figura 4.8 – Resultado da detecção de "speckle" pelo método de frequência instantânea aplicado à imagem de RF ilustrada na figura 4.7.a: a) frequência instantânea; b) desvio absoluto da FI após a aplicação de limiar de corte; c) resultado de "c" sobreposto à imagem de modo-B (repetida de 4.7.b).

A figura 4.9 ilustra o resultado da aplicação da detecção morfológica de *speckle* sobre a imagem de modo-B da figura 4.7.b. A figura 4.9.a ilustra o resultado da DMS sem correção de brilho. Como pode ser observada, a região central tem brilho mais elevado, mascarando as regiões periféricas de brilho

reduzido. De forma a corrigir esta variação e equalizar as informações sobre a presença de *speckle*, foi calculada uma imagem correspondente à variação local de brilho, ilustrada em 4.9.b. Esta imagem corresponde à convolução da imagem de modo-B (fig. 4.7.b) por uma estrutura planar de mesmas dimensões do pulso. A correção é feita pela divisão do resultado da DMS (fig. 4.9.a) pela variação local de brilho (fig. 4.9.b), resultando na imagem ilustrada na figura 4.9.c. Após esta equalização pode-se observar mais facilmente o resultado da detecção de *speckle* ao longo de toda a imagem. Foi escolhido um limiar igual a 15 % do valor de pico da imagem ilustrada na figura 4.9.c e, após sua aplicação, foram obtidas as imagens ilustradas nas figuras 4.9.d e 4.9.e, esta última sobreposta à imagem de modo-B original (fig. 4.7.b). Novamente, como no método de frequência instantânea, tem-se uma grande coincidência entre a posição do *speckle* e os sulcos da imagem de modo-B.

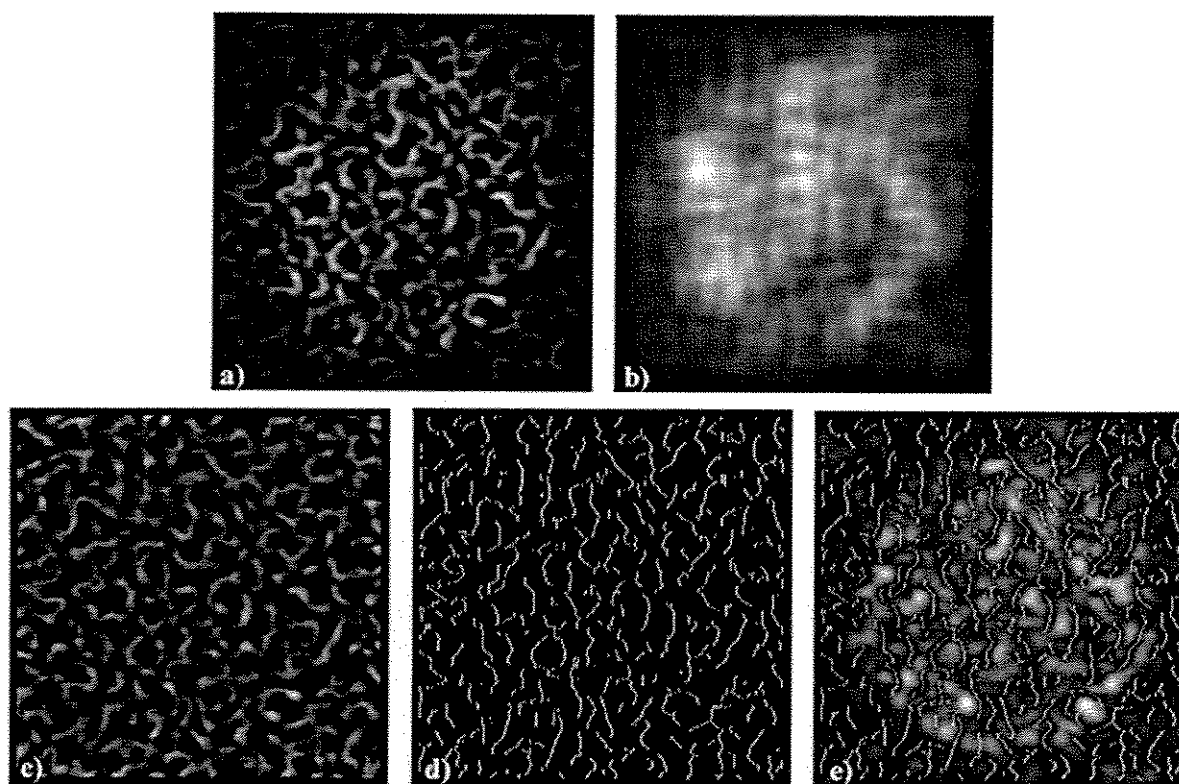


Figura 4.9 – Resultado da detecção morfológica de "speckle" aplicada à imagem de modo-B ilustrada na figura 4.7.b: a) resultado da DMS sem correção de brilho; b) variação local de brilho da imagem de modo-B; c) resultado da DMS após correção de brilho; d) resultado de "c" após aplicação de limiar de corte; e) resultado "d" sobreposto à imagem de modo-B (repetida de 4.7.b)

Comparando-se visualmente os resultados de ambos os métodos de detecção de *speckle*, ilustrados nas figuras 4.8.c (FI) e 4.9.e (DMS), observa-se uma grande correspondência entre eles. É importante ressaltar que, apesar de ambos os métodos destinarem-se à detecção de *speckle*, eles são completamente diferentes entre si. Enquanto o método de frequência instantânea necessita do sinal de RF, buscando

descontinuidades de fase, o método morfológico parte da imagem de modo-B, identificando regiões que estão acima da capacidade de resolução do sistema ultra-sônico em questão.

4.2. Redução de *speckle* em imagens simuladas

Como citado na introdução deste capítulo, os métodos de redução de *speckle* foram testados com imagens simuladas, bem como com imagens clínicas. Esta seção apresenta os resultados obtidos com imagens simuladas, obtidas a partir de pulsos sintéticos e reais interagindo com *phantoms* computacionais. Foram utilizados os métodos introduzidos no capítulo 3 (SSP 2D, SPP, ZAP e híbrido), comparando seus resultados qualitativa e quantitativamente com os obtidos pelas aplicações dos métodos convencionais, descritos no capítulo 2 (SSP 1D e composição angular). A seção seguinte (4.3) apresenta resultados de redução de *speckle* em imagens clínicas reais, obtidos a partir dos métodos introduzidos neste trabalho (SPP, ZAP e híbrido).

4.2.1. Imagens simuladas para teste de redução de *speckle*

No escopo da simulação, foram utilizados quatro pulsos, ilustrados na figura 4.10, aplicados a um único *phantom*, ilustrado na figura 4.11. Dos pulsos, dois são sintéticos (seção 3.1.1) e os outros dois foram obtidos a partir de transdutores comerciais no tanque de ensaios acústicos do LUS (seção 3.1.2). Estes, numerados de 1 a 4, são descritos na tabela 4.1 a seguir:

Tabela 4.1 – Parâmetros descritivos dos pulsos utilizados nos testes de redução de “speckle”.

• Pulso 1:	gaussiano simulado e simétrico (fig. 4.10.a); $f_c = 1,00 \text{ MHz}$; $f_s = 24 \text{ MHz}$; $bw_{ax} = 81 \%$, $bw_{lat} = 81 \%$; duração do pulso = 49 pontos = $2,04 \mu\text{s} \Rightarrow 3,1 \text{ mm}$ ($c = 1500 \text{ m/s}$).
• Pulso 2:	gaussiano simulado e simétrico (fig. 4.10.b); $f_c = 2,25 \text{ MHz}$; $f_s = 24 \text{ MHz}$; $bw_{ax} = 56 \%$, $bw_{lat} = 56 \%$; duração do pulso = 32 pontos = $1,33 \mu\text{s} \Rightarrow 2,1 \text{ mm}$ ($c = 1500 \text{ m/s}$).
• Pulso 3:	real, obtido de transdutor da Panametrics focalizado (fig. 4.10.c); $f_c = 1,00 \text{ MHz}$; $f_s = 24 \text{ MHz}$; $bw_{ax} = 81 \%$, $bw_{lat} = 185 \%$; $diam = 13 \text{ mm}$; $d_{foco} = 15,3 \text{ mm}$; duração do pulso = 52 pontos = $2,16 \mu\text{s} \Rightarrow 3,3 \text{ mm}$ ($c = 1500 \text{ m/s}$); adquirido a 14 mm da face do transdutor.
• Pulso 4:	real, obtido de transdutor da Funbec não-focalizado (fig. 4.10.d); $f_c = 2,25 \text{ MHz}$; $f_s = 24 \text{ MHz}$; $bw_{ax} = 56 \%$; $bw_{lat} = 77 \%$; $diam = 13 \text{ mm}$; $d_{foco} = \infty$; duração do pulso = 31 pontos = $1,29 \mu\text{s} \Rightarrow 2,0 \text{ mm}$ ($c = 1500 \text{ m/s}$); adquirido a 50 mm da face do transdutor.

onde: f_c é frequência central do pulso;

f_s é a frequência de amostragem;

bw_{ax} é a largura de banda axial da magnitude do espectro, medida a -6 dB;

bw_{lat} é a largura de banda lateral, medida da mesma forma que bw_{ax} ;

$diam$ é o diâmetro do transdutor;

d_{foco} é a distância focal.

As durações dos pulsos foram calculadas pela equação 3.1 e nas conversões para comprimento adotou-se a velocidade do som na água ($c = 1500$ m/s). Já os valores de frequência central e larguras de banda foram calculados pela forma descrita no apêndice A.2.

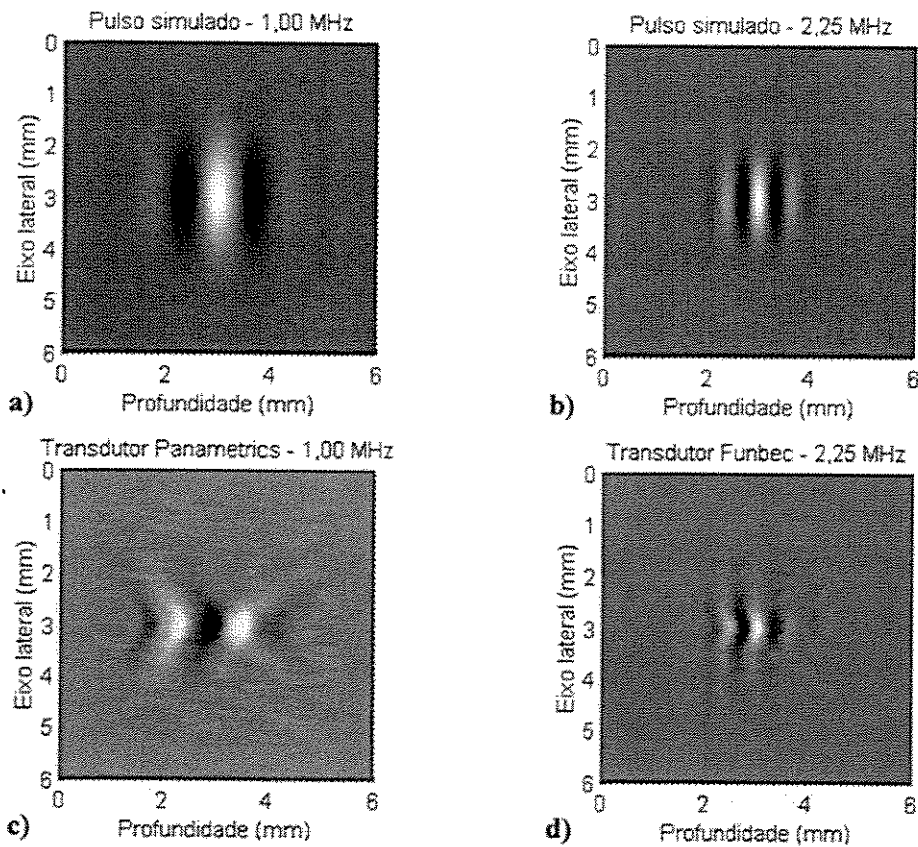


Figura 4.10 – Quatro pulsos ultra-sônicos utilizados em testes dos métodos de redução de "speckle" previamente descritos: a) pulso simulado de 1,00 MHz; b) pulso simulado de 2,25 MHz; c) pulso real de 1,00 MHz gerado por transdutor Panametrics focalizado; d) pulso real de 2,25 MHz gerado por transdutor Funbec não-focalizado.

A figura 4.11 ilustra a magnitude do *phantom* utilizado nesta primeira fase de testes. Suas dimensões são 512 x 512 pontos e, admitindo a velocidade do som na água como sendo 1500 m/s e com frequência de amostragem igual a 24,0 MHz, seu tamanho real seria de 32 x 32 mm². Sua densidade de espalhadores é igual a 20 %, seu círculo central tem diâmetro igual a 408 pontos (25,5 mm) e a cruzeta central tem espessura de 40 pontos (2,5 mm). A amplitude máxima dos espalhadores da estrutura (os

quatro quadrantes do círculo divididos pela cruzeta) é igual a 3, enquanto que a dos espalhadores do fundo atinge o valor máximo de 1. Novamente a fase dos espalhadores é distribuída aleatoriamente no intervalo compreendido entre 0 e 2π . Em função da densidade populacional dos espalhadores (20 %), a distância entre dois espalhadores vizinhos está sempre abaixo da resolução de cada um dos quatro pulsos descritos na tabela 4.1. Adotou-se a convenção de que a direção de propagação do pulso é na horizontal, da esquerda para a direita.

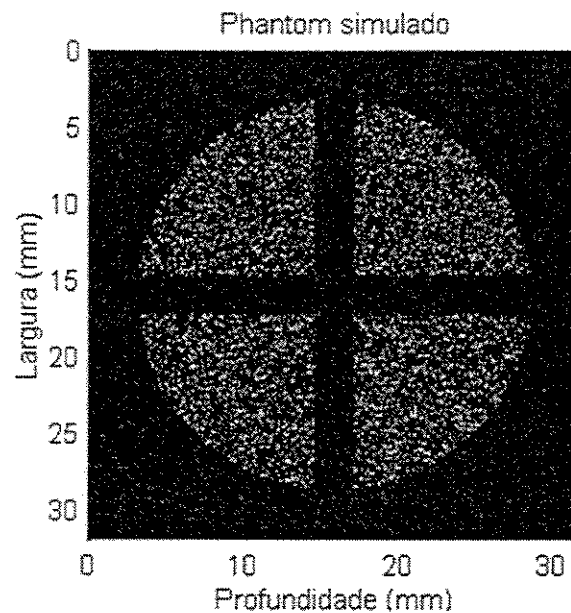


Figura 4.11 – “Phantom” utilizado para os testes com os quatro tipos de pulsos ultra-sônicos ilustrados na figura 4.10. Com a frequência de amostragem adotada para os pulsos de 24,0 MHz, o “phantom”, de dimensões 512 x 512 pontos, apresenta um tamanho de 32 x 32 mm².

A interação dos quatro pulsos previamente descritos (fig. 4.10) com o *phantom* da figura 4.11 deu origem às quatro imagens de RF ilustradas a seguir, na figura 4.12. Nesta e nas demais imagens apresentadas ao longo desta seção (4.2), manteve-se a seguinte convenção: as imagens nos cantos esquerdos superiores, identificadas pela letra “a”, correspondem aos resultados obtidos a partir do pulso simulado de 1,00 MHz, ilustrado na figura 4.10.a; as identificadas por “b” (canto direito superior) foram obtidas a partir do pulso simulado de 2,25 MHz (fig. 4.10.b); as identificadas por “c” (canto esquerdo inferior), a partir do pulso real de 1,00 MHz (fig. 4.10.c); e as identificadas por “d” (canto direito inferior), a partir do pulso real de 2,25 MHz (fig. 4.10.d).

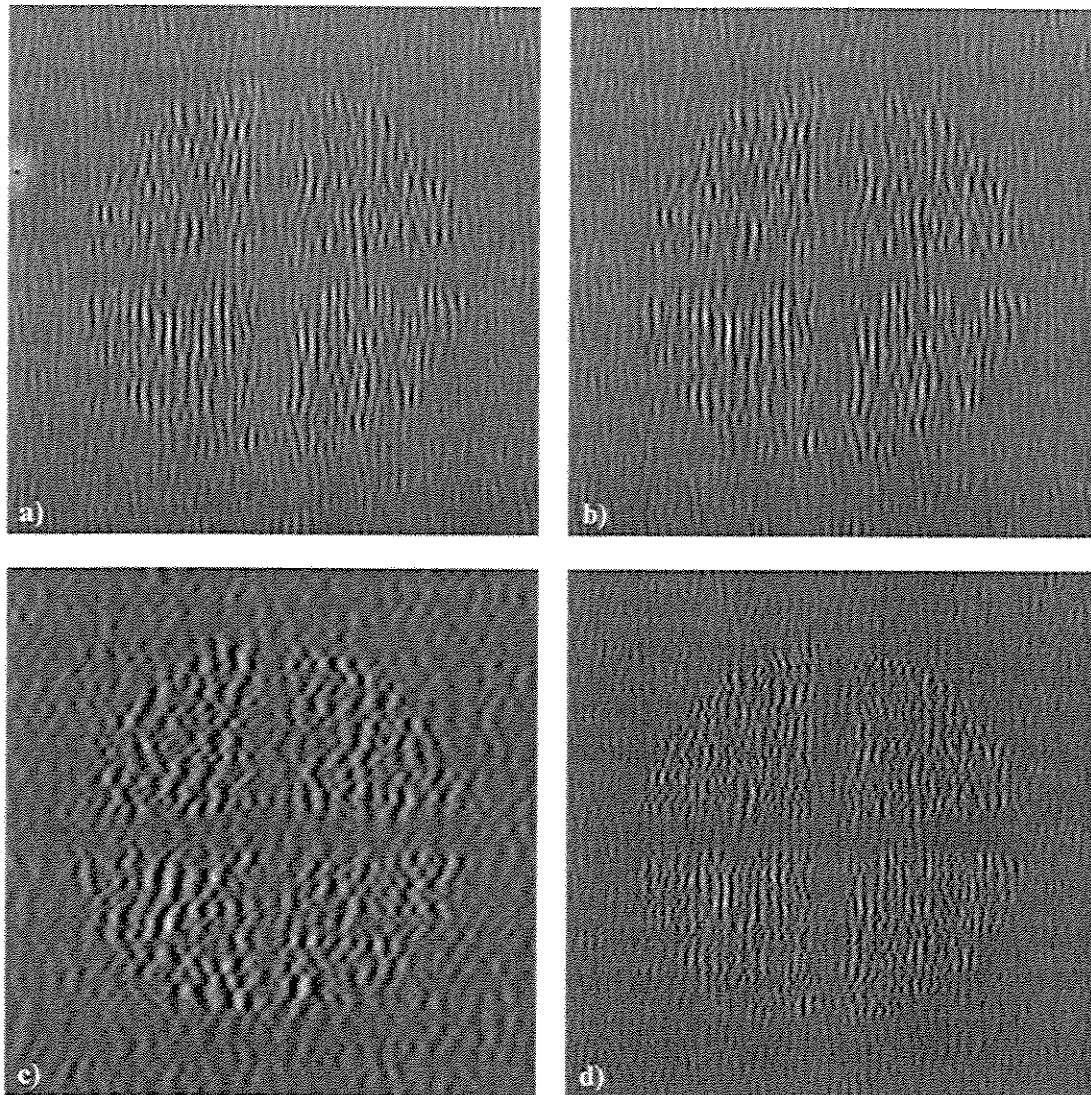


Figura 4.12 – Imagens de RF obtidas a partir dos pulsos e do "phantom" ilustrados em 4.10 e 4.11 respectivamente.

A partir das imagens de RF ilustradas na figura 4.12 foram calculadas suas imagens de modo-B e suas correspondentes versões livres de *speckle*, ilustradas nas figuras 4.13 e 4.14, respectivamente.

Como os pulsos têm tamanhos diferentes, em função de suas frequências e larguras de banda, a resolução das imagens de modo-B também varia. O *speckle* cria falsas estruturas de resolução acima dos limites reais de cada imagem, mas seu "tamanho" também varia com o tamanho do pulso aplicado. Isto fica claro comparando-se as imagens de modo-B obtidas com pulsos de 1,00 MHz (figuras 4.13.a ou 4.13.c) com as obtidas a 2,25 MHz (figuras 4.13.b ou 4.13.d). Como o tamanho do pulso também varia na direção lateral, a imagem ilustrada na figura 4.13.c, por exemplo, apresenta uma maior granulosidade na direção vertical (direção lateral, normal ao sentido de propagação do pulso) que a da figura 4.13.a, de

mesmas frequência central e largura de banda axial, mas de diferente largura de banda lateral. Esta mesma comparação pode ser feita entre as imagens ilustradas em 4.13.b e 4.13.d.

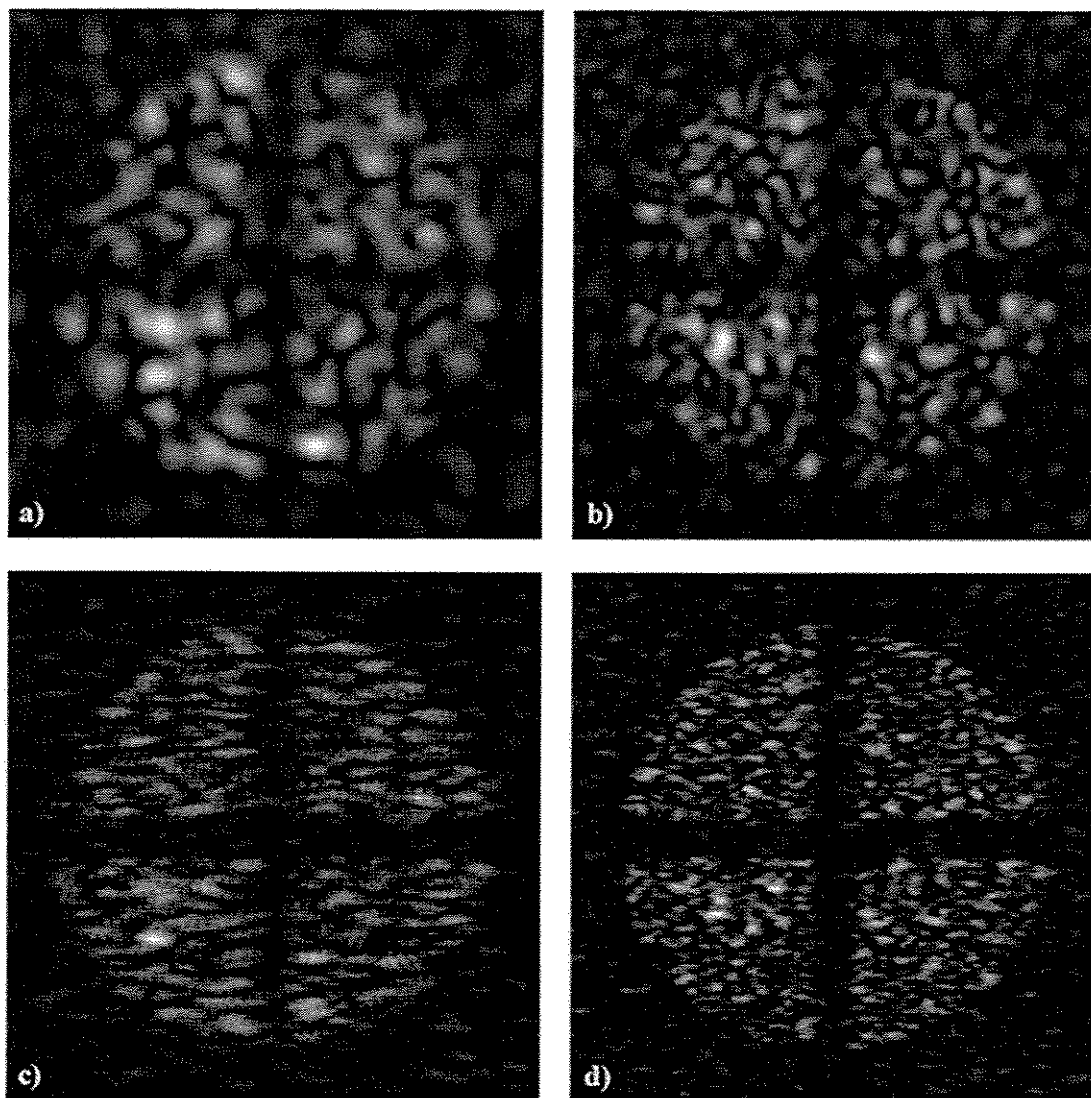


Figura 4.13 – Imagens de modo-B correspondendo aos envelopes das imagens de RF ilustradas na figura 4.12.

As imagens livres de *speckle* são ilustradas na figura 4.14, tendo sido obtidas como descrito no capítulo anterior (seção 3.3), pela convolução do envelope do pulso com a magnitude dos espalhadores efetivos. Para tanto foi calculado um conjunto de espalhadores efetivos para cada caso, com uma taxa de 5 espalhadores por comprimento do pulso (os valores de comprimento dos pulsos encontram-se na tabela 4.1).

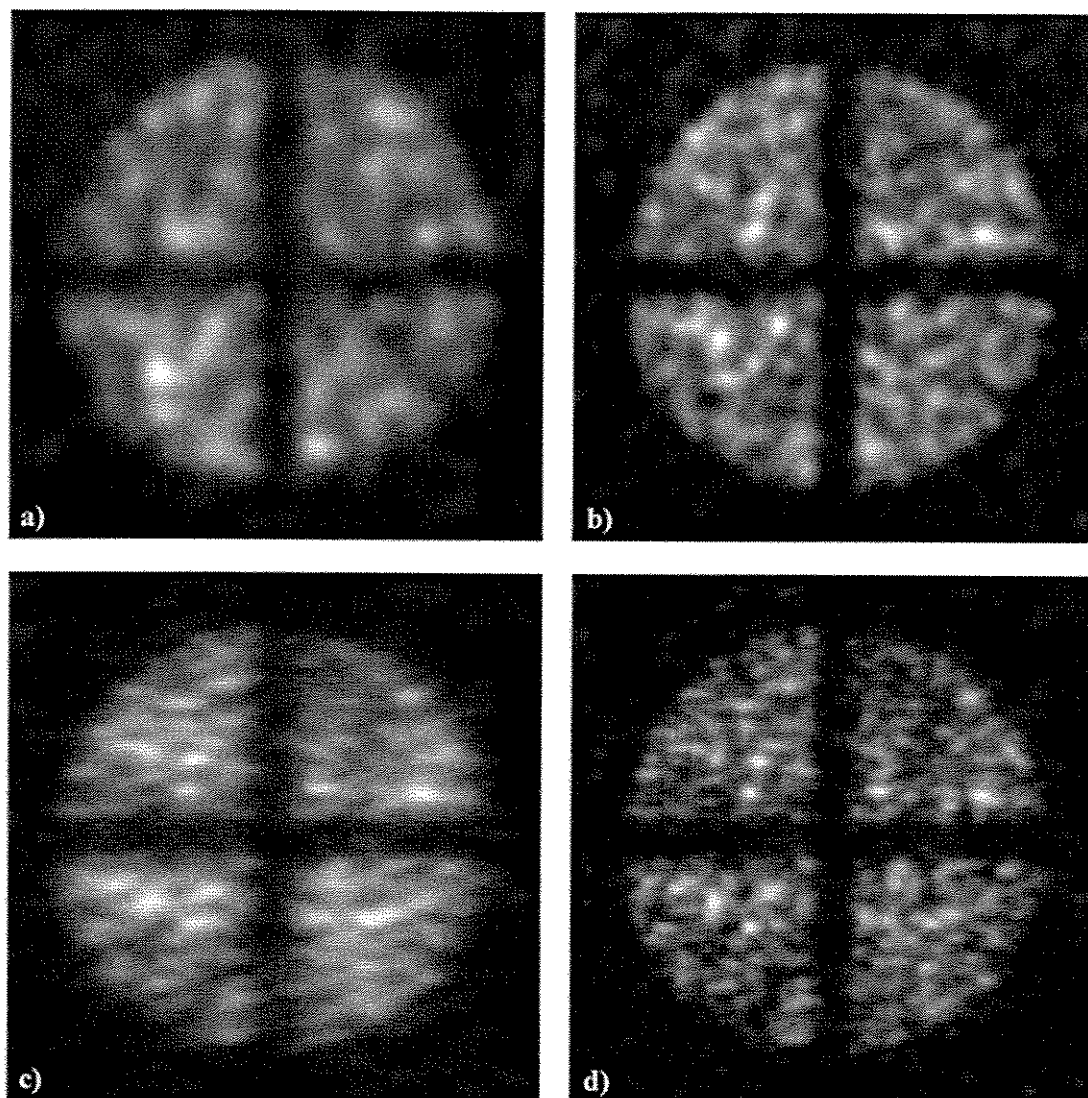


Figura 4.14 – Versões livres de "speckle" das imagens de modo-B ilustradas na figura 4.13.

Os métodos de redução de *speckle*, cujos resultados são apresentados a seguir, necessitam de alguns parâmetros de entrada como, por exemplo, o raio ou a largura de banda dos filtros (utilizados na diversidade de frequência) ou o tamanho do segmento e o ângulo de rotação (utilizado no método ZAP). Para isto, os algoritmos desenvolvidos calculam informações básicas das imagens, como frequência central e larguras de banda axial e lateral das imagens de RF, como descrito no apêndice A.2. Um exemplo é o método de diversidade de fase com filtros gaussianos, onde é informado o número de filtros desejados. Calculadas a frequência central e larguras de banda, o algoritmo projeta os filtros a serem usados. Entretanto, pode ser necessário um ajuste fino sobre estes dados, de forma que o usuário possa arbitrar fatores de escalonamento sobre os parâmetros calculados como base. Este ajuste é feito de forma empírica, dependendo da aplicação. Este assunto é abordado mais extensamente no capítulo de Discussão e Conclusões.

Com exceção do ZAP, todos os demais métodos utilizados, tanto os convencionais (SSP 1D e composição angular) quanto os aqui propostos (SSP 2D e SPP), apresentam uma etapa de composição de sub-imagens. Sendo assim, optou-se pela normalização de cada imagem por sua área, seguida da média entre as mesmas. Além desta forma de composição ter se mostrado mais indicada, isto faz com que os resultados possam ser comparados independentemente das regras de composições utilizadas.

4.2.2. Resultados dos métodos convencionais

A seguir são apresentados resultados obtidos com dois métodos convencionais de redução de *speckle*, descritos previamente no capítulo 2: diversidade de frequência 1D (SSP 1D) e composição angular (ou espacial). A relevância de ambos dá-se pelo fato de que o primeiro serviu de inspiração para o método de diversidade de fase (SPP), além de base para sua versão bidimensional (SSP 2D). Já o segundo, por descorrelacionar o padrão de *speckle* pela aquisição de imagens sob diferentes ângulos, guarda uma semelhança com o SPP. Os resultados apresentados a seguir advêm de imagens obtidas com os pulsos e o *phantom* apresentados anteriormente (figs. 4.10 e 4.11, respectivamente).

4.2.2.1. Diversidade de Frequência 1D – SSP 1D (*Split Spectrum Processing*)

O método de diversidade de frequência convencional (SSP 1D) foi aplicado às quatro imagens de RF ilustradas na figura 4.12. Para todos os casos foram utilizados os mesmos parâmetros: 5 filtros com taxa de sobreposição igual a 55 %, dispostos em intervalos fixos e cobrindo a faixa correspondente à largura de banda da imagem original. Os resultados encontram-se a seguir, na figura 4.15. Como pode ser observado, o nível de redução de *speckle* não foi suficiente para a restauração da imagem, mas mesmo assim a perda de resolução foi considerável. Observe que, nas imagens obtidas com pulsos de 1,00 MHz (figuras 4.15.a e 4.15.c), a perda de resolução foi tal que a parte vertical da cruzeta central das imagens tornou-se praticamente imperceptível, conectando os quadrantes esquerdos aos direitos. Níveis mais severos de redução de *speckle*, obtidos com um maior número de filtros e menor taxa de sobreposição entre os mesmos, degradariam ainda mais a resolução das imagens.

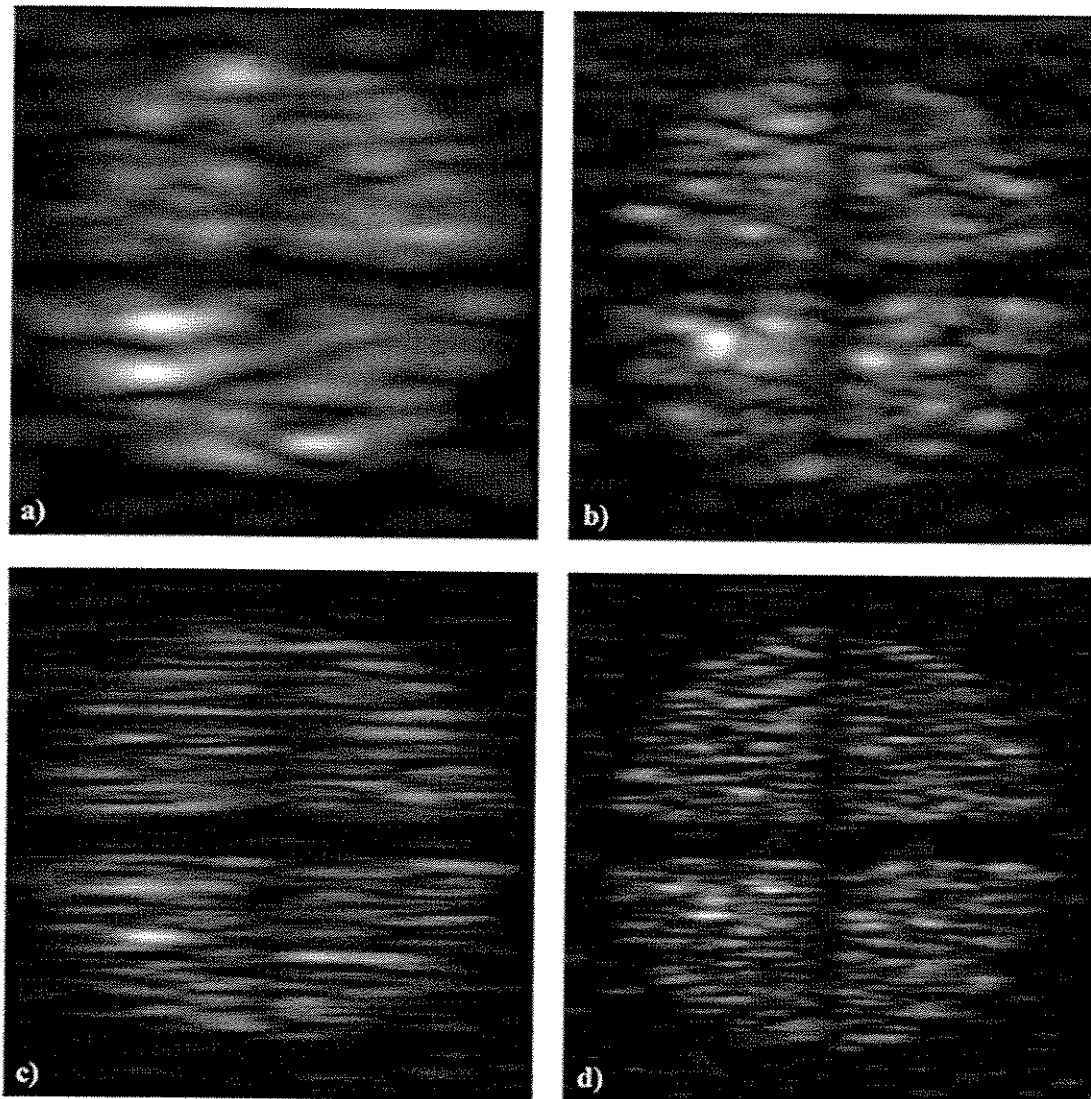


Figura 4.15 – Resultados da aplicação do método de diversidade de frequência convencional (SSP 1D) nas imagens de RF ilustradas na figura 4.12.

4.2.2.2. Composição Angular

A composição angular ou espacial, por ser basicamente um método de imagens múltiplas, depende essencialmente do número de cortes utilizados e da correlação entre os mesmos. Como será visto mais à frente, no método de diversidade de fase optou-se pelo uso de 9 filtros para cada caso. De forma a se obter resultados mais comparáveis, utilizou-se também 9 imagens para teste do método de composição angular. Além disso, até o presente momento (2004), os únicos equipamentos comerciais de ultra-sonografia médica a implementar a composição angular pertencem à linha Sono-CT da Philips® (Bothel/WA, EUA), e permitem a composição, em tempo real, de até 9 imagens em uma faixa de aproximadamente 60°. Este

foi outro motivo pelo qual optou-se pela composição angular de 9 imagens, fazendo com que os testes se tornassem compatíveis com a exeqüibilidade do método em situações clínicas reais

Sendo assim, foram feitos dois tipos de composição, sendo a primeira (fig. 4.16) com 9 imagens adquiridas ao longo de 60° . Já a segunda (fig. 4.17), também utiliza 9 imagens, mas adquiridas ao longo de 180° . A aquisição de imagens ao longo de uma faixa tão ampla é praticamente inexequível, com raras exceções, mas permite explorar a capacidade máxima do método de composição angular.

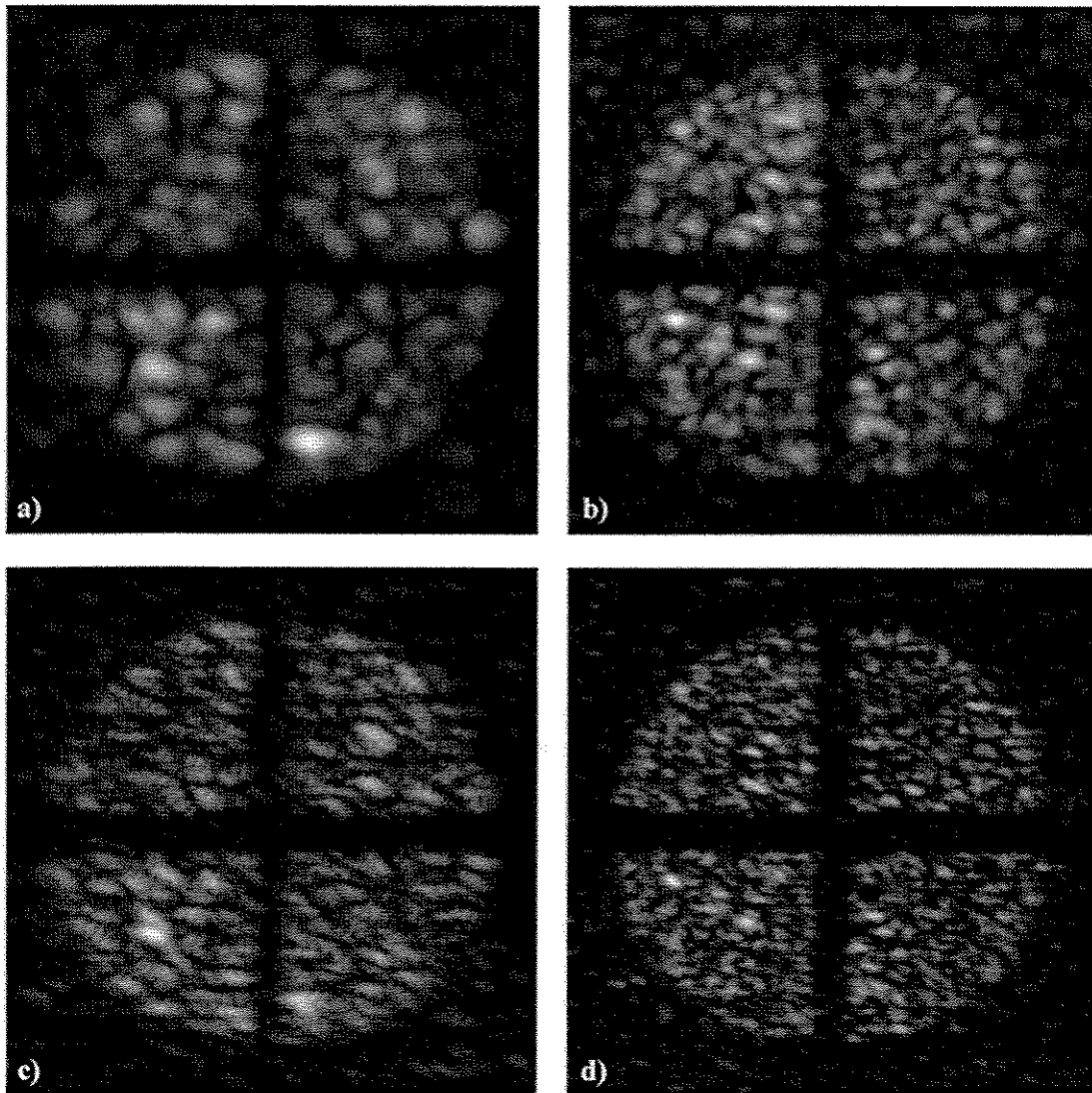


Figura 4.16 – Resultados da aplicação do método de composição angular com 9 imagens ao longo de 60° , com os pulsos e "phantom" ilustrados nas figuras 4.10 e 4.11, respectivamente.

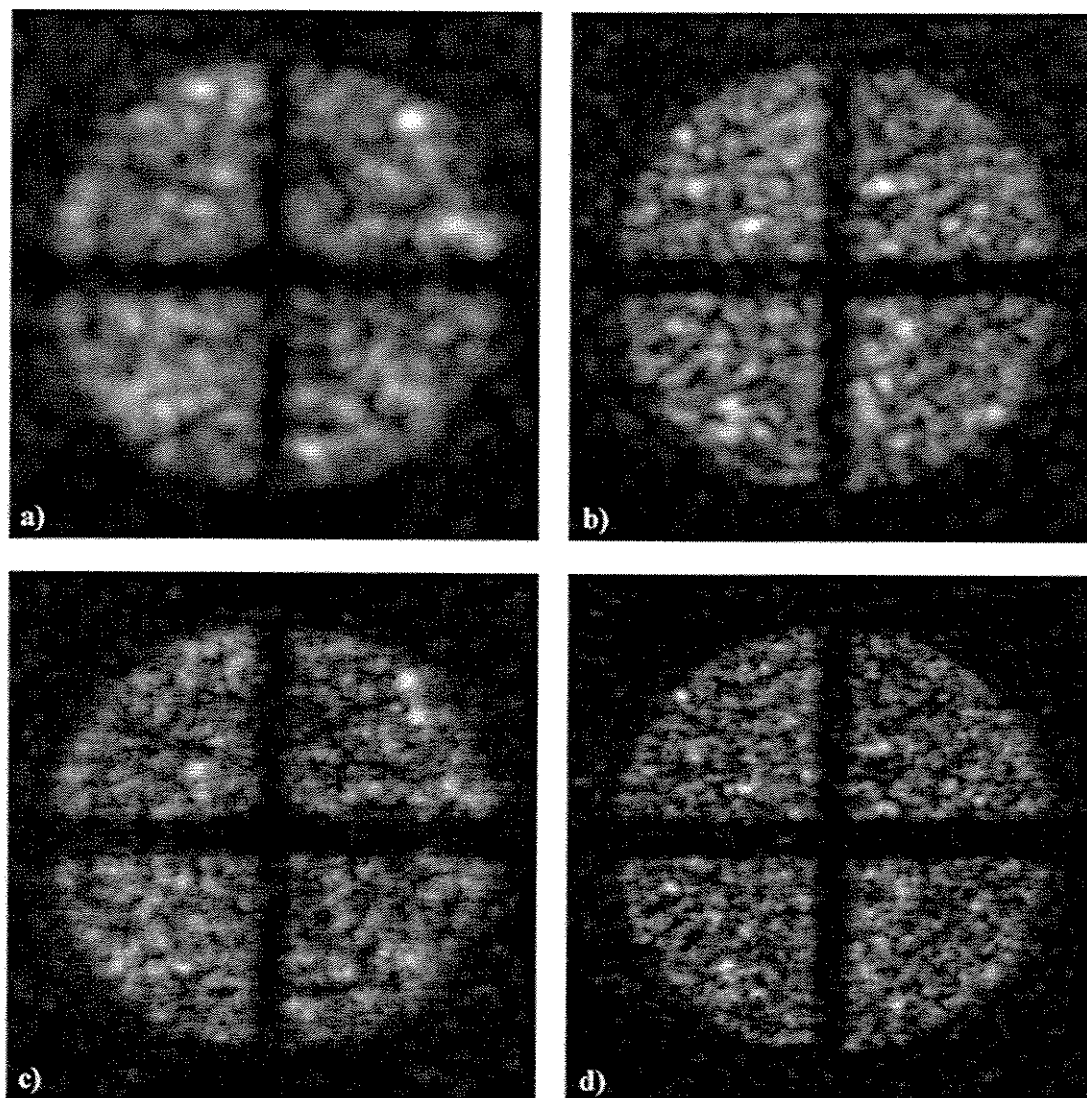


Figura 4.17 – Resultados da aplicação do método de composição angular com 9 imagens ao longo de 180° , com os pulsos e "phantom" ilustrados nas figuras 4.10 e 4.11, respectivamente.

Como a primeira composição (figura 4.16) utiliza 9 imagens ao longo de uma abertura não muito ampla (60°), o grau de correlação entre as imagens é maior que o obtido no segundo caso (figura 4.17), onde as imagens foram adquiridas ao longo de 180° . Por esta razão, as imagens da figura 4.17 apresentam maiores níveis de redução de *speckle* que as da figura 4.16, com texturas mais suaves e bordas mais definidas.

4.2.3. Resultados dos métodos propostos

Utilizando as mesmas imagens de RF ilustradas na figura 4.12, foram realizados testes de redução de *speckle* com os métodos desenvolvidos neste trabalho e descritos no capítulo 3 (Material e Métodos), a

saber: diversidade de frequência 2D (SSP 2D), diversidade de fase (SPP), processamento de ajuste de zero (ZAP) e híbrido. Os resultados encontram-se a seguir.

4.2.3.1. Diversidade de Frequência 2D - SSP 2D (*Split Spectrum Processing*)

Como o SPP 2D é uma extensão direta de sua versão unidimensional, foram utilizados os mesmos parâmetros, ou seja, 5 filtros com 55 % de sobreposição. Os resultados, ilustrados na figura 4.18, são diferentes dos obtidos com a versão unidimensional do método (fig. 4.15), mas ainda assim pode-se perceber uma sensível perda de resolução, como era de se esperar, dada a utilização de filtros passa-faixa de banda estreita.

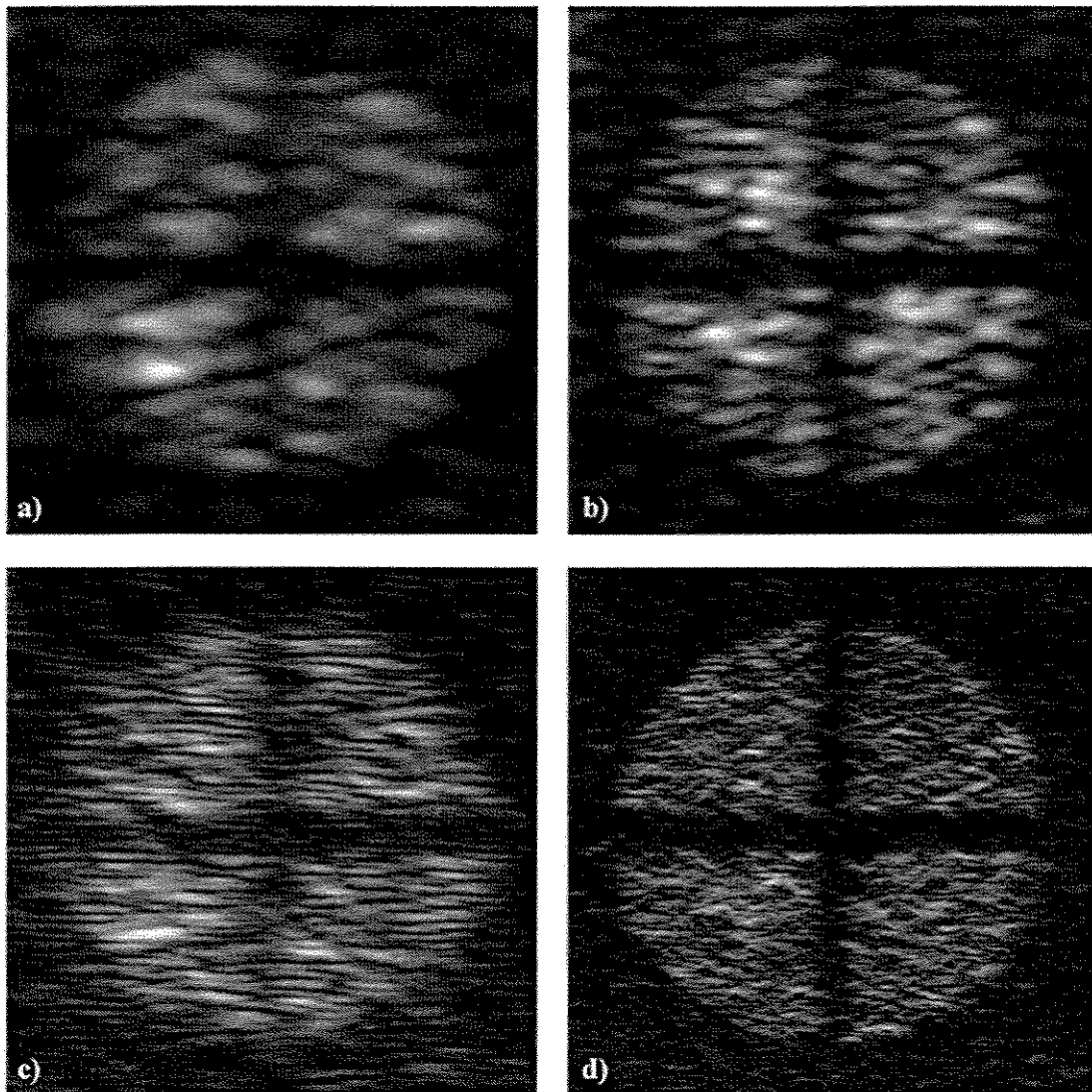


Figura 4.18 – Resultados da aplicação do método de diversidade de frequência bidimensional (SSP 2D) nas imagens de RF ilustradas na figura 4.12.

4.2.3.2. Diversidade de Fase – SPP (*Split Phase Processing*)

A seguir são apresentados resultados obtidos com os três tipos de filtros diretivos utilizados no método de diversidade de fase: cunha, gota e gaussiano. Como indicam os resultados, o uso de filtros diretivos é realmente capaz de proporcionar uma baixa correlação de *speckle* entre as sub-imagens geradas, além do fato de não se notar perda de resolução significativa, por se tratar de filtros de banda larga (se comparado com as larguras de banda dos pulsos e das imagens originais).

Apesar das diferenças entre os métodos, um parâmetro comum a todos os três e que deve ser informado pelo usuário é o número de filtros utilizados em cada caso. Para os três tipos de filtro, optou-se por 9 unidades de cada. Como eles são regularmente espaçados, foram gerados filtros nas seguintes direções: 0°, 20°, 40°, 60°, 80°, 100°, 120°, 140° e 160°. Mais adiante, na seção 4.2.4, os resultados são analisados quantitativamente e, como será visto, testes indicaram que uma quantidade de filtros maior que 9 unidades não proporciona grande melhoria no resultado final, além do processamento tornar-se mais demorado.

Com exceção dos filtros do tipo cunha, os demais (gota e gaussiano) são posicionados a uma determinada distância do centro do espectro, correspondente à região da frequência central do pulso e da imagem de RF. O cálculo deste raio é feito com base nas frequências central e de amostragem para cada caso, adotando a convenção de que a frequência de Nyquist corresponde a um raio igual a 1. Já as larguras de banda foram calculadas a -6 dB do valor de pico da magnitude do espectro de frequências, em relação às frequências centrais. Estes valores de frequência central e larguras de banda são calculados automaticamente pelo programa e, para os presentes testes, encontram-se listados na tabela 4.1, apresentada anteriormente.

SPP COM FILTROS DIRETIVOS DO TIPO CUNHA - SPP_{Cunha}

Os filtros diretivos do tipo cunha foram aplicados às imagens de RF da figura 4.12, sendo que, para cada caso, foram utilizados 9 filtros, com aberturas indicadas na tabela 4.2. Os resultados obtidos encontram-se ilustrados na figura 4.19.

Tabela 4.2 – Parâmetros utilizados para os filtros do tipo cunha.

Imagem de entrada	Abertura do filtro
• a (pulso simulado 1,00 MHz):	70°
• b (pulso simulado 2,25 MHz):	60°
• c (tr. Panametrics 1,00 MHz):	60°
• d (tr. Funbec 2,25 MHz):	45°

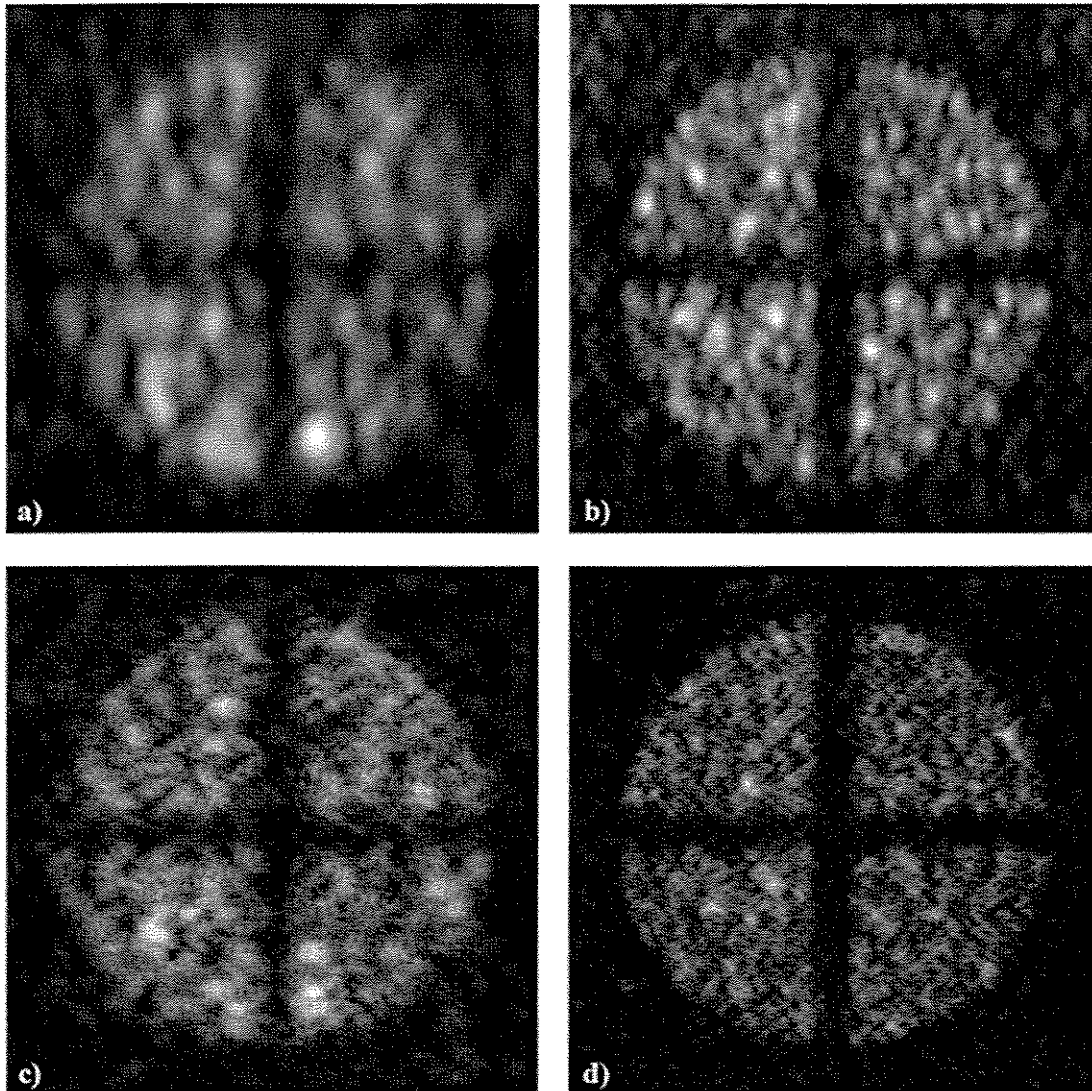


Figura 4.19 – Resultados da aplicação do método de diversidade de fase (SPP), com filtros do tipo cunha, nas imagens de RF ilustradas na figura 4.12.

SPP COM FILTROS DIRETIVOS DO TIPO GOTA - SPP_{Gota}

Como citado anteriormente, o programa calcula automaticamente os valores de frequência central e larguras de banda. Sendo assim, cabe ainda ao usuário definir o número de filtros (N) e ângulo de abertura (θ) de cada um. Entretanto, como estes parâmetros necessitavam de um ajuste fino, ao usuário é permitida a inserção de um fator de escalonamento da largura de banda axial (k_{bw}) e do raio (k_r). Os parâmetros utilizados, para conjuntos de 9 filtros, encontram-se na tabela 4.3 a seguir, com os resultados ilustrados na figura 4.20.

Tabela 4.3 – Parâmetros utilizados para os filtros do tipo gota.

Imagem de entrada	Abertura do filtro	k_{bw}	k_r
• a (pulso simulado 1,00 MHz):	60°	0,70	1,0
• b (pulso simulado 2,25 MHz):	60°	0,70	1,0
• c (tr. Panametrics 1,00 MHz):	60°	0,50	1,80
• d (tr. Funbec 2,25 MHz):	45°	0,40	1,80

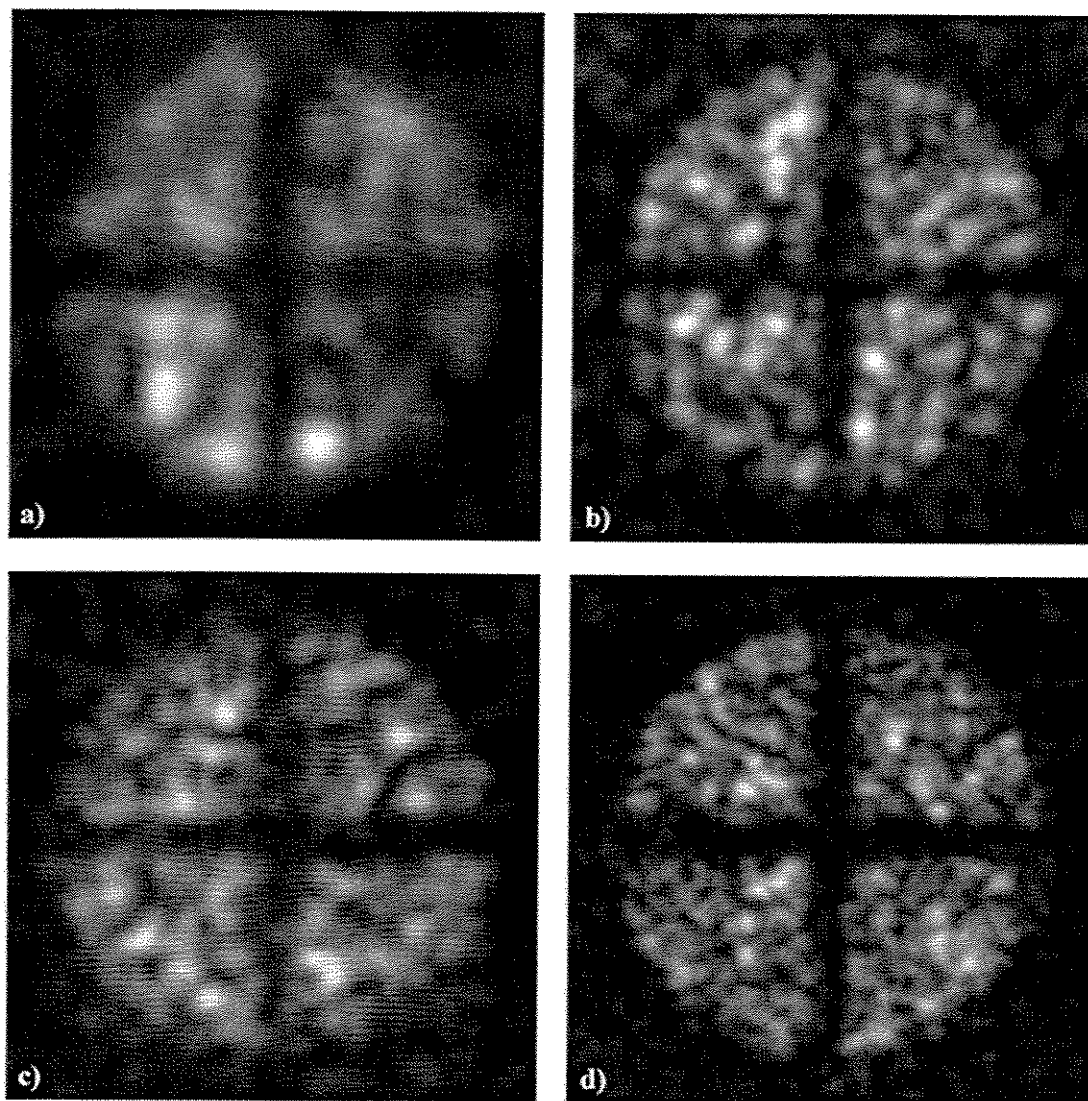


Figura 4.20 – Resultados da aplicação do método de diversidade de fase (SPP), com filtros do tipo gota, nas imagens de RF ilustradas na figura 4.12.

SPP COM FILTROS DIRETIVOS GAUSSIANOS - SPP_{Gauss}

De forma semelhante aos filtros do tipo gota, a utilização de seus pares gaussianos permite o ajuste do raio inicial (k_r) e das larguras de banda axial e lateral (k_{bw}). Os resultados, ilustrados na figura 4.21, foram obtidos com 9 filtros cada, cujos parâmetros encontram-se listados na tabela 4.4.

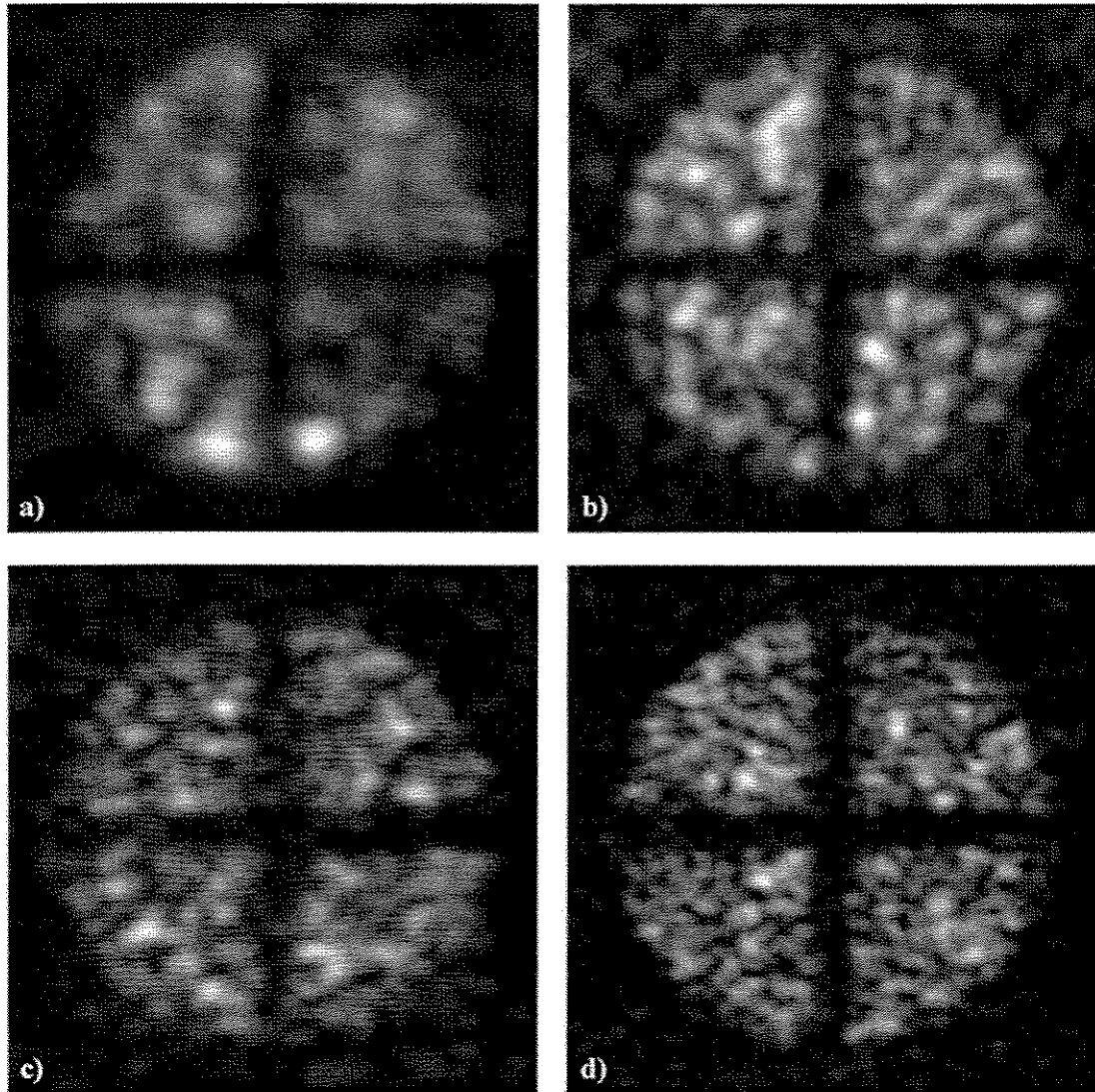


Figura 4.21 – Resultados da aplicação do método de diversidade de fase (SPP), com filtros gaussianos, nas imagens de RF ilustradas na figura 4.12.

Tabela 4.4 – Parâmetros utilizados para os filtros gaussianos.

Imagem de entrada	k_{bw}	k_r
• a (pulso simulado 1,00 MHz):	0,70	1,0
• b (pulso simulado 2,25 MHz):	0,70	1,0
• c (tr. Panametrics 1,00 MHz):	0,50	1,80
• d (tr. Funbec 2,25 MHz):	0,40	1,80

4.2.3.3. Processamento de Ajuste de Zero – ZAP (Zero Adjustment Processing)

No método ZAP, o programa calcula automaticamente o comprimento do pulso, e o usuário define o tamanho do segmento utilizado em função deste comprimento, geralmente entre 1 e 2, definido pela constante k_{seg} . O ângulo de abertura para inspeção das raízes é calculado automaticamente pelo programa como sendo a largura de banda, medida a -6 dB de sua magnitude. Este valor é ajustado pelo usuário por um fator (k_{bw}) que, para pulsos gaussianos, geralmente é em torno de 2. Desta forma, todas as raízes encontradas na região angular definida são movidas para a borda mais próxima. Foi introduzido ainda outro parâmetro de ajuste, denominado α . Este fator multiplica o deslocamento angular aplicado a uma dada raiz, movendo-a para uma posição fora ($\alpha > 1$) ou dentro ($\alpha < 1$) dos limites da região angular definida. Este fator foi utilizado durante a etapa de desenvolvimento do método, mas os melhores resultados foram obtidos com $\alpha = 1$. Outra informação da qual o método necessita diz respeito às posições de ocorrência de *speckle*, calculada através da frequência instantânea. Para facilitar o ajuste do limiar, este é dado em função da frequência central de cada imagem, ou seja, um limiar (th) igual a 0,25 em uma imagem de 1,00 MHz corresponde a níveis de corte para picos de frequência instantânea menores que 750 kHz e maiores que 1,250 MHz.

Os resultados obtidos encontram-se na figura 4.22, tendo sido utilizados os seguintes parâmetros (tabela 4.5):

Tabela 4.5 – Parâmetros utilizados para o método ZAP.

Imagem de entrada	k_{seg}	k_{bw}	α	th
• a (pulso simulado 1,00 MHz):	1,25	2,00	1,00	0,20
• b (pulso simulado 2,25 MHz):	1,25	2,00	1,00	0,10
• c (tr. Panametrics 1,00 MHz):	1,00	2,00	1,00	1,00
• d (tr. Funbec 2,25 MHz):	1,00	2,00	1,00	0,80

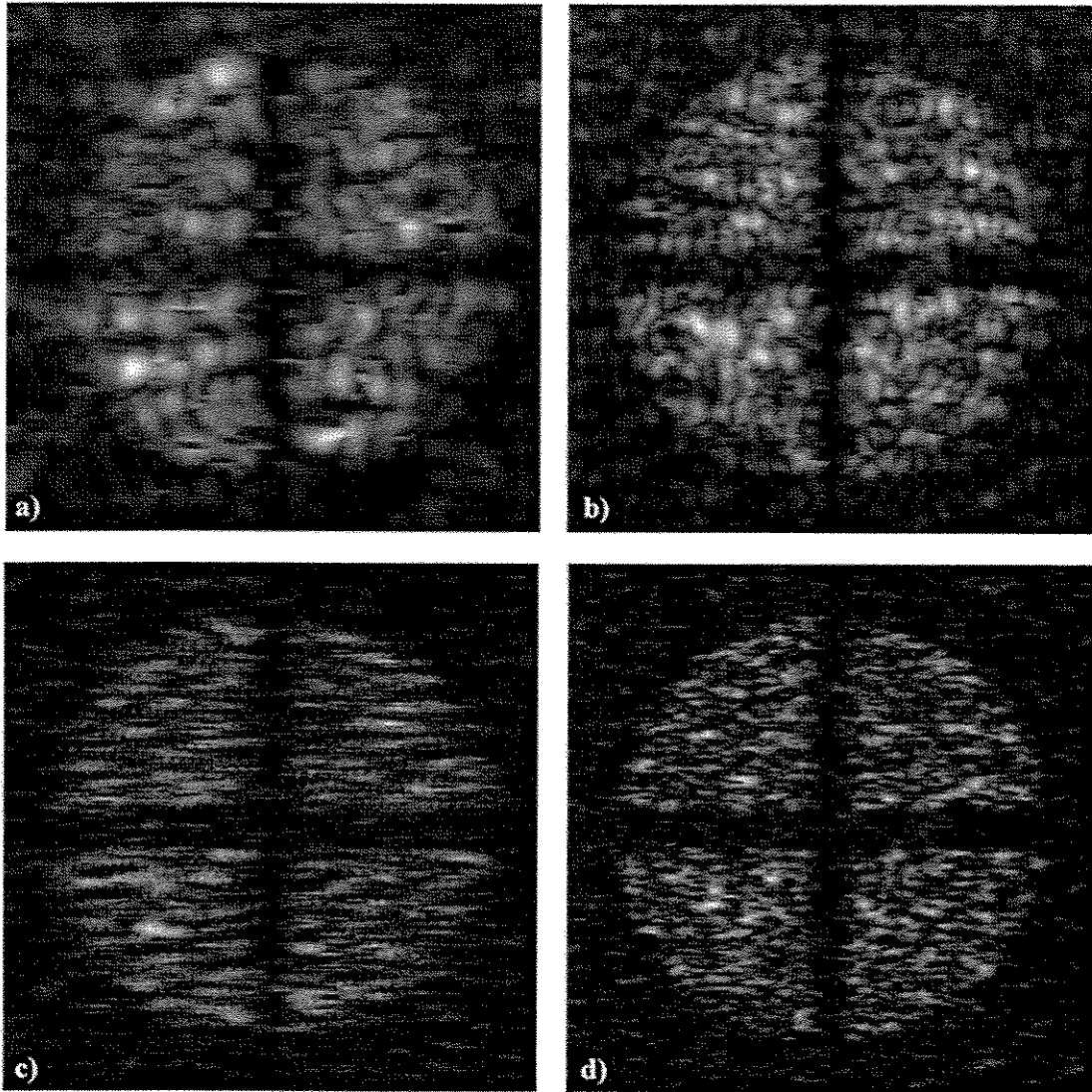


Figura 4.22 – Resultados da aplicação do método ZAP nas imagens de RF ilustradas na figura 4.12.

Apesar do grau de redução de *speckle* não ser muito satisfatório, é importante notar que no ZAP não ocorre perda de resolução. Entretanto, melhores resultados foram alcançados com a aplicação do ZAP em imagens clínicas reais (seção 4.3), que é seu destino final. Além disso, a preservação da resolução original mostra-se bastante clara quando da aplicação do método denominado de híbrido, dado pela composição (média) entre os resultados do ZAP e do SPP com filtros gaussianos.

4.2.3.4. Método Híbrido (SPP + ZAP)

A figura 4.23 ilustra a composição híbrida entre os resultados obtidos com o método de diversidade de fase com filtros diretivos gaussianos (SPP_{Gauss}), ilustrado na figura 4.21, e os obtidos com o ZAP (fig. 4.22). Foi utilizada a média simples entre as imagens, calculada ponto a ponto, após a normalização das mesmas pelos picos de amplitude.

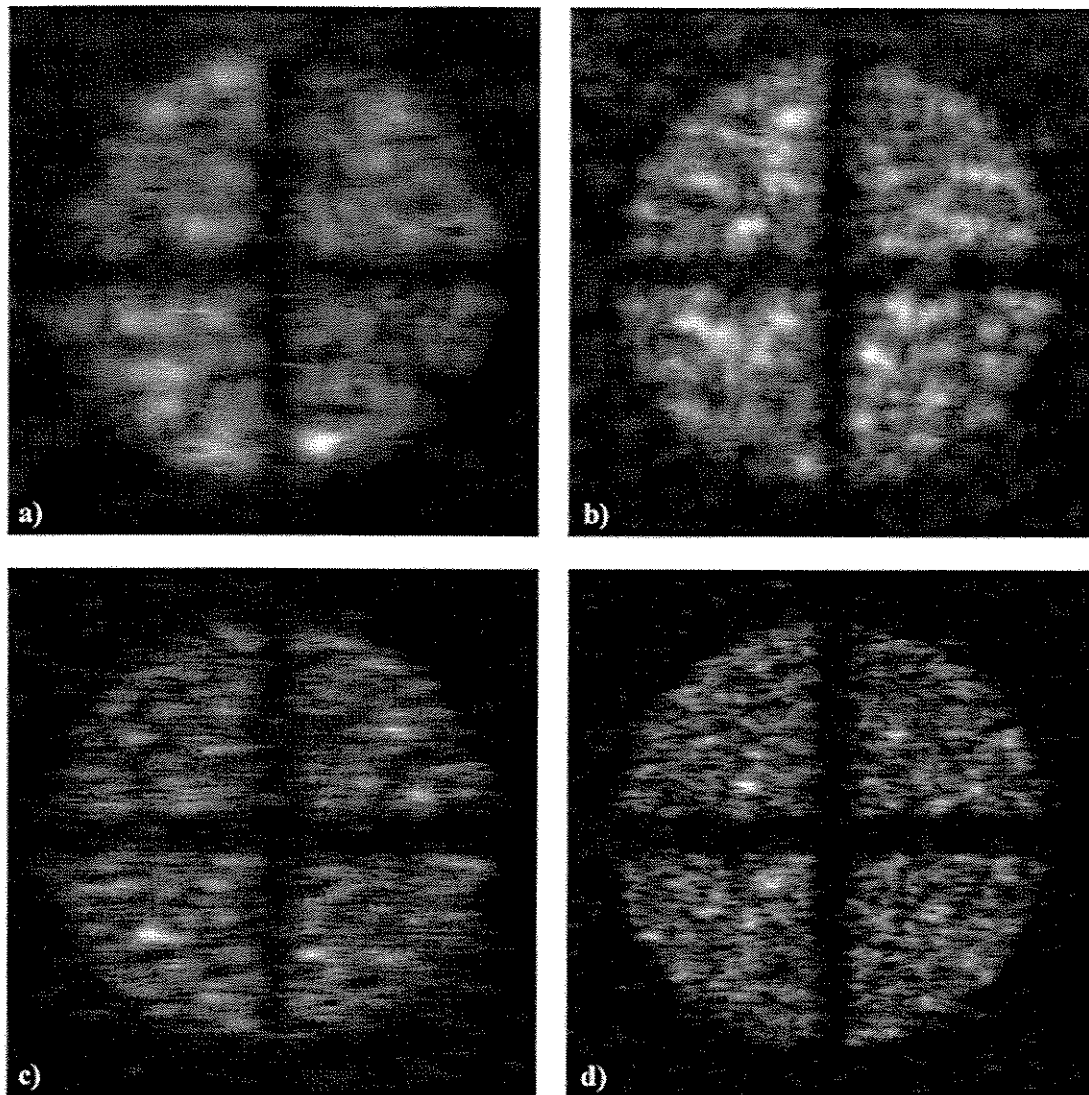


Figura 4.23 – Resultados da composição (média) das imagens obtidas com a aplicação dos métodos SPP_{Gauss} (fig. 4.21) e ZAP (fig. 4.22) nas imagens de RF ilustradas na figura 4.12.

Como pode ser observada, a utilização do ZAP em conjunto com o SPP faz com que, pelo menos visualmente, os resultados sejam melhores que os obtidos com os métodos individuais, comparáveis às imagens livres de *speckle*. Uma discussão mais extensa e aprofundada deste e dos demais resultados é feita no capítulo seguinte (Discussão e Conclusões).

4.2.4. Avaliação quantitativa dos métodos com imagens simuladas

Para avaliação quantitativa dos métodos, foram utilizados os índices convencionais descritos no capítulo 2 (SNR e CNR), bem como a interferência, proposta no capítulo 3. Foi criado um tipo de *phantom*, semelhante ao ilustrado na figura 4.24, constituído de duas regiões de espalhadores, A e B, onde a primeira tem magnitude máxima igual a 1 e a segunda atinge o valor máximo de 2. O *phantom* tem

dimensões iguais a 512 x 512 pontos, sendo que ambas as regiões têm mesma área e o menor comprimento possível de interface entre elas. Foram realizadas 20 seqüências de teste, sendo que, para cada seqüência, foi gerado um *phantom* novo, com as mesmas características descritas anteriormente. Todos os métodos foram aplicados às imagens geradas pelos quatro tipos de pulsos ultra-sônicos ilustrados na figura 4.10. Desta forma, cada método foi aplicado a 80 imagens, sendo que os parâmetros de ajuste de cada um (número de filtros, larguras de banda etc.) foram os mesmos utilizados na obtenção dos resultados ilustrados anteriormente nas seções 4.2.2 e 4.2.3.

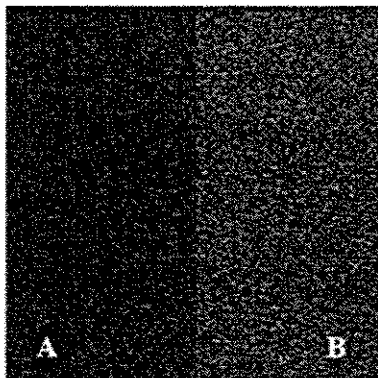


Figura 4.24 – Exemplo de "phantom" utilizado para avaliação quantitativa dos métodos de redução de "speckle".

Para cada método foram calculadas as relações sinal-ruído (SNR_{AB}) e contraste-ruído (CNR_{AB}) entre as duas regiões A e B, além da interferência entre seus histogramas. Por se tratar de *phantoms* computacionais, são conhecidos os limites reais das regiões. Como para cada tipo de pulso foram utilizadas 20 imagens para cada um dos métodos de redução de *speckle*, os parâmetros de análise calculados correspondem às médias totais, sendo que a SNR_{AB} e o CNR_{AB} são valores adimensionais, enquanto que a interferência é dada em porcentagem relativa à área total da imagem.

Os primeiros resultados quantitativos, obtidos com o pulso simulado de 1,00 MHz (fig. 4.10.a), encontram-se ilustrados graficamente na figura 4.25. O eixo das abscissas, numerado de 1 a 11, corresponde à imagem ou ao método de redução de *speckle* utilizado, a saber:

1. Imagem de modo-B original;
2. Imagem livre de *speckle*, calculada pelo método introduzido no capítulo 3;
3. Resultado da aplicação do método convencional de diversidade de frequência (SSP 1D);
4. Resultado da aplicação do novo método de diversidade de frequência bidimensional (SSP 2D);
5. Resultado da aplicação do método convencional de composição angular ao longo de 60°;
6. Resultado da aplicação do método convencional de composição angular ao longo de 180°;
7. Resultado da aplicação do método de diversidade de fase com filtros do tipo cunha;
8. Resultado da aplicação do método de diversidade de fase com filtros do tipo gota;

9. Resultado da aplicação do método de diversidade de fase com filtros gaussianos;
10. Resultado da aplicação do método ZAP;
11. Resultado da aplicação do método híbrido.

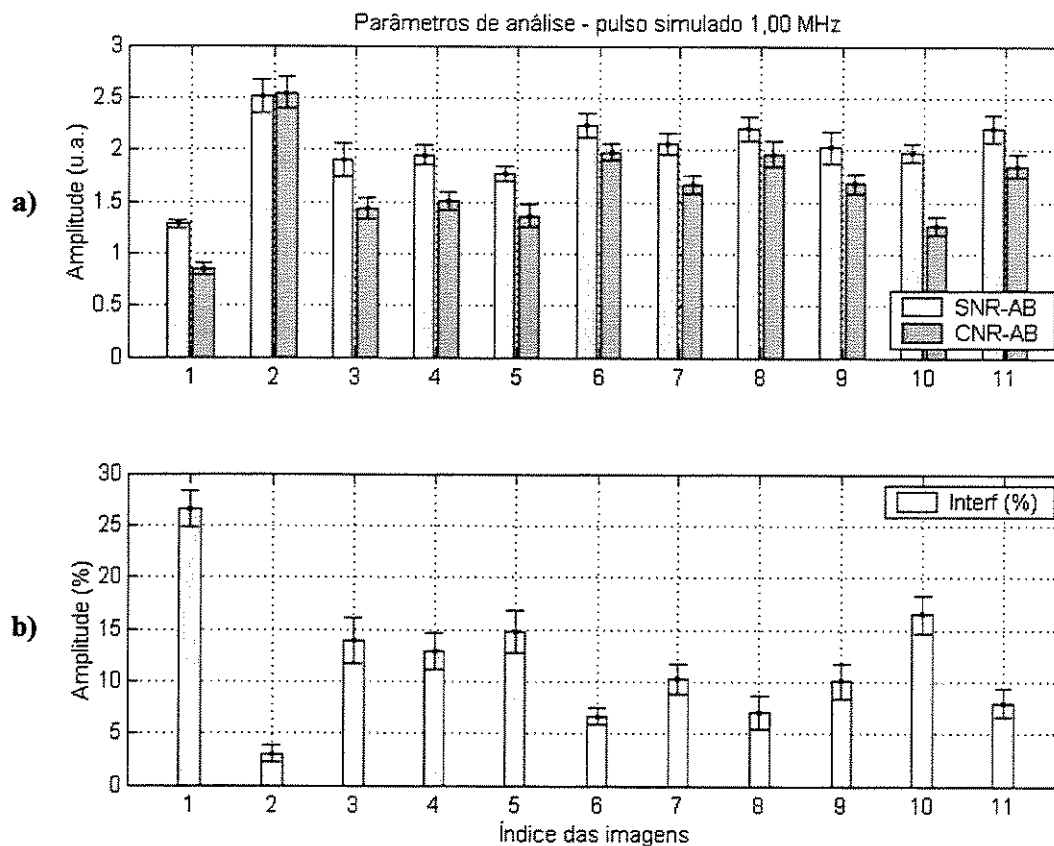


Figura 4.25 – Resultados obtidos com o pulso simulado de 1,00 MHz, para um conjunto de 20 "phantoms" diferentes: a) SNR e CNR; b) interferência.

Os resultados obtidos com o pulso simulado de 2,25 MHz (fig. 4.10.b), encontram-se ilustrados graficamente na figura 4.26. Novamente, o eixo das abscissas corresponde ao índice das imagens ou métodos de redução de *speckle* utilizados na figura 4.25.

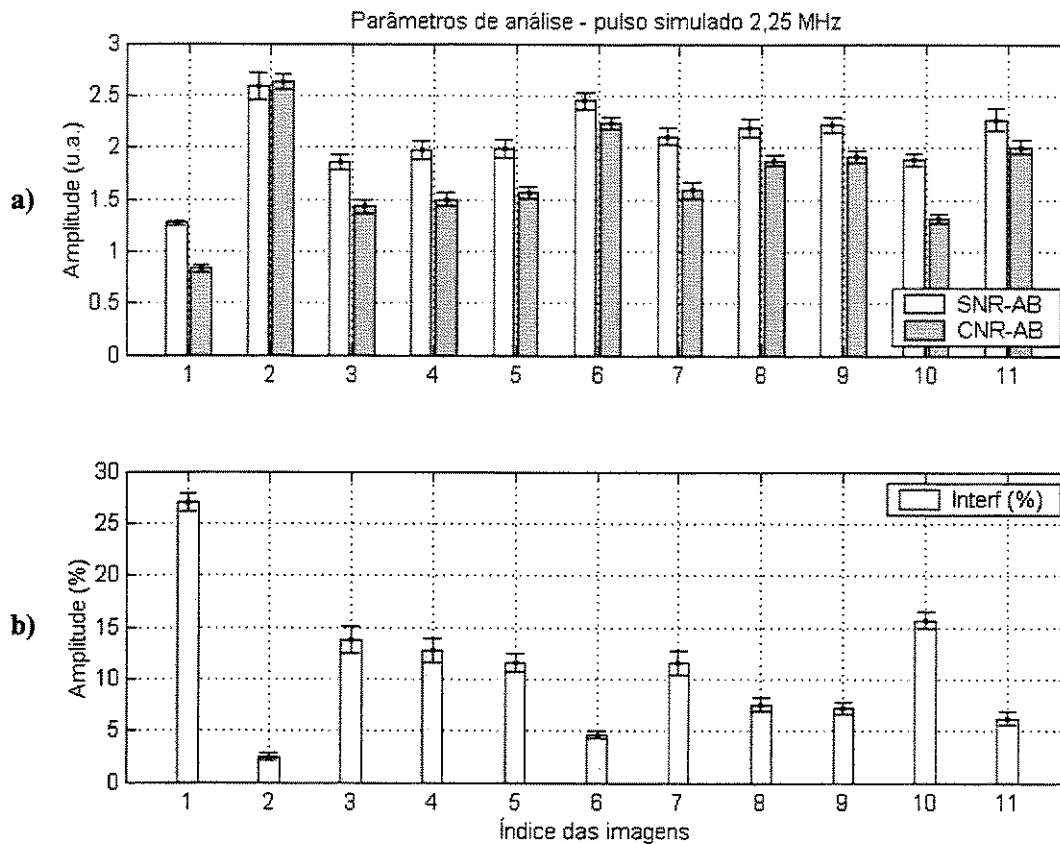


Figura 4.26 – Resultados obtidos com o pulso simulado de 2,25 MHz, para um conjunto de 20 "phantoms" diferentes: a) SNR e CNR; b) interferência.

Os resultados obtidos com o pulso gerado pelo transdutor da Panametrics, focalizado e de frequência central igual a 2,25 MHz (fig. 4.10.c), encontram-se ilustrados graficamente na figura 4.27. Novamente, o eixo das abscissas faz uso da mesma convenção utilizada na figura 4.25.

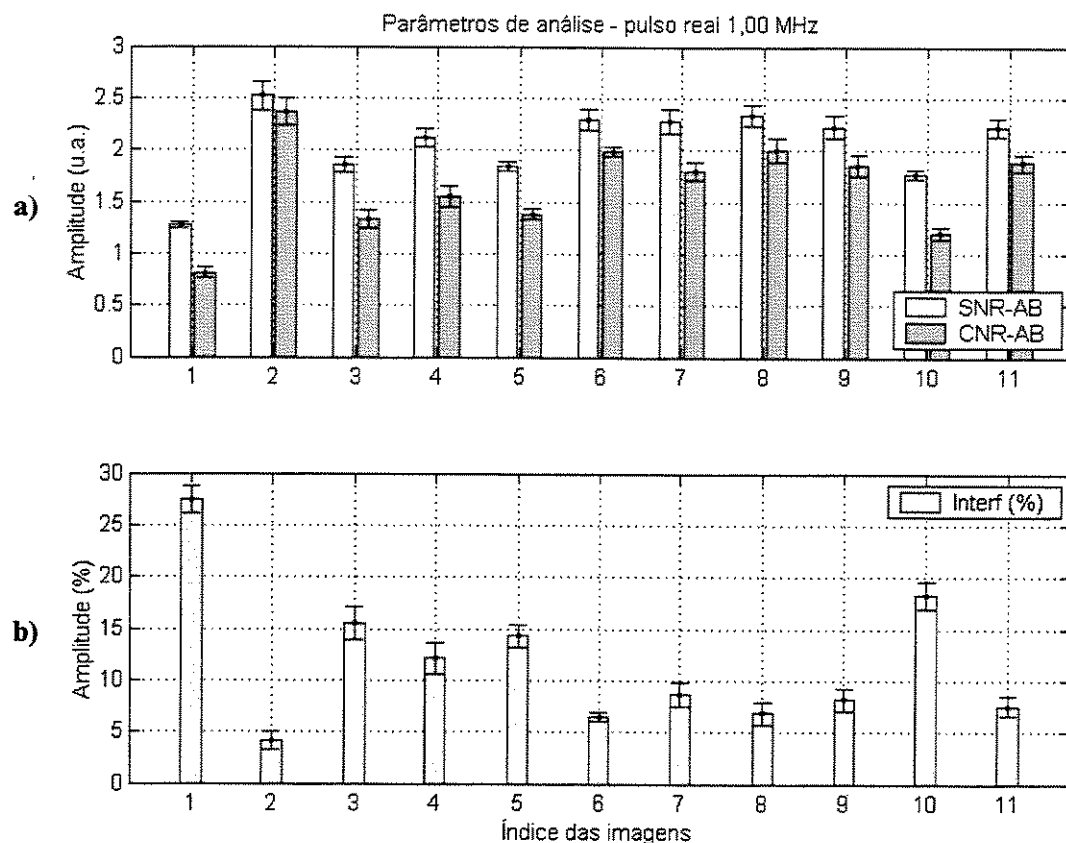


Figura 4.27 – Resultados obtidos com o pulso do transdutor de 1,00 MHz da Panametrics, para um conjunto de 20 "phantoms" diferentes: a) SNR e CNR; b) interferência.

Os resultados obtidos com o pulso gerado pelo transdutor da Funbec, não-focalizado e de frequência central igual a 1,00 MHz (fig. 4.10.d), encontram-se ilustrados graficamente na figura 4.28. O eixo das abscissas faz uso da mesma convenção utilizada na figura 4.25.

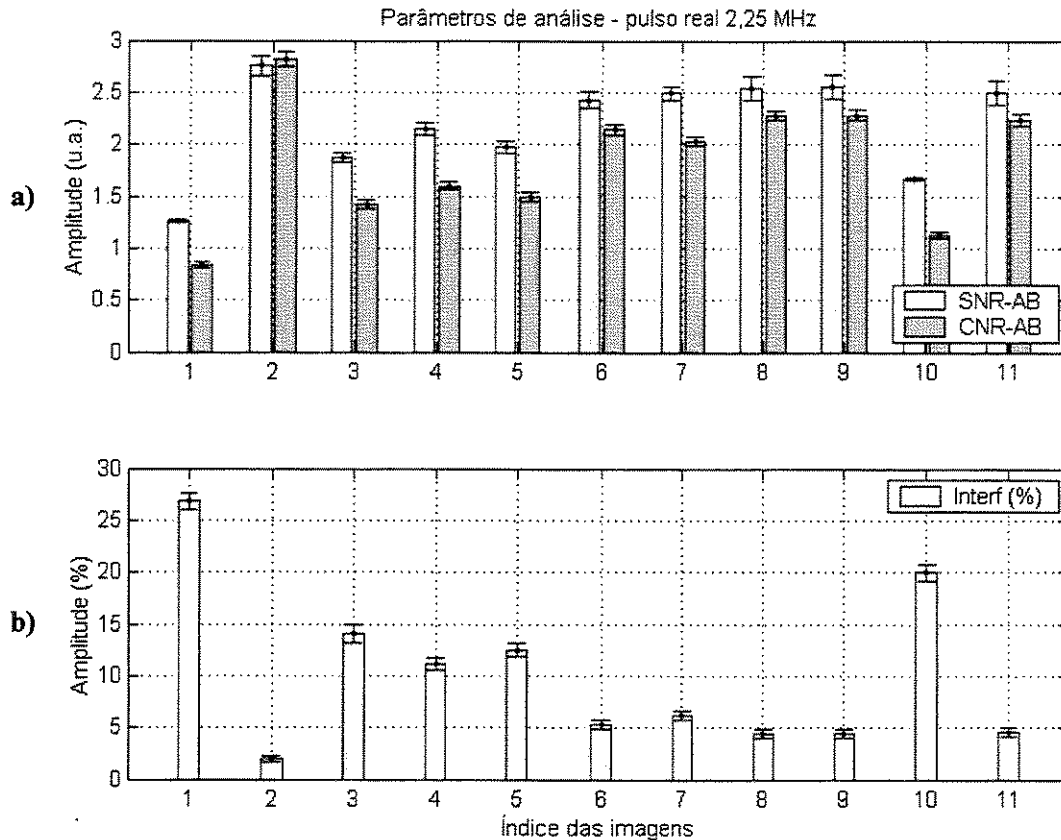


Figura 4.28 – Resultados obtidos com o pulso do transdutor de 2,25 MHz da Funbec, para um conjunto de 20 "phantoms" diferentes: a) SNR e CNR; b) interferência.

Para os quatro tipos de pulsos utilizados, é interessante notar que tanto a SNR quanto a CNR fornecem resultados relativamente uniformes, indicando pouca diferença de eficiência entre os métodos. Já a interferência resulta em uma maior variedade de valores entre o pior caso (imagem de modo-B original) e o melhor (imagem de modo-B livre de *speckle*). Pelos gráficos anteriores, pode-se observar que os resultados obtidos com os três tipos de filtros diretivos são melhores que os obtidos com a diversidade de frequência e composição angular feita ao longo de 60° , perdendo apenas quando este último método foi aplicado ao longo de 180° , uma situação extremamente limitada na prática médica cotidiana. Já o método ZAP usado individualmente não apresentou resultados muito animadores, com pequena melhora em relação à imagem de modo-B original. Entretanto, sua composição com os filtros diretivos gaussianos fez com que os resultados finais fossem ligeiramente melhores que os obtidos com ambos os métodos atuando individualmente.

Para os testes de resolução, foram utilizados pulsos simulados simétricos semelhantes ao da figura 4.10.a, com frequência central igual a 1,00 MHz e largura de banda igual a 50 %, variando-se a frequência de amostragem de 3 a 22 vezes a frequência central do pulso (3,00 MHz a 22,00 MHz, com 1 MHz de

passo), resultando em um total de 20 pulsos diferentes. Como os pulsos obtidos pelos transdutores Panametrics e Funbec não são simétricos, não foram incluídos nos testes. Foi utilizado um *phantom* semelhante a um impulso, de dimensões iguais a 256 x 256 pontos e com apenas um espalhador de amplitude unitária posicionado em seu centro. Desta forma, a interação de qualquer pulso com este *phantom* resulta no próprio pulso posicionado no centro da imagem. A seguir, os vários métodos de redução de *speckle* foram aplicados. Para cada bateria de testes com a mesma frequência de amostragem, os resultados obtidos foram normalizados em relação às resoluções axial e lateral da imagem de modo-B não processada. Os resultados encontram-se a seguir, na figura 4.29. Como nos casos anteriores, o eixo das abscissas faz uso da mesma notação utilizada na figura 4.25.

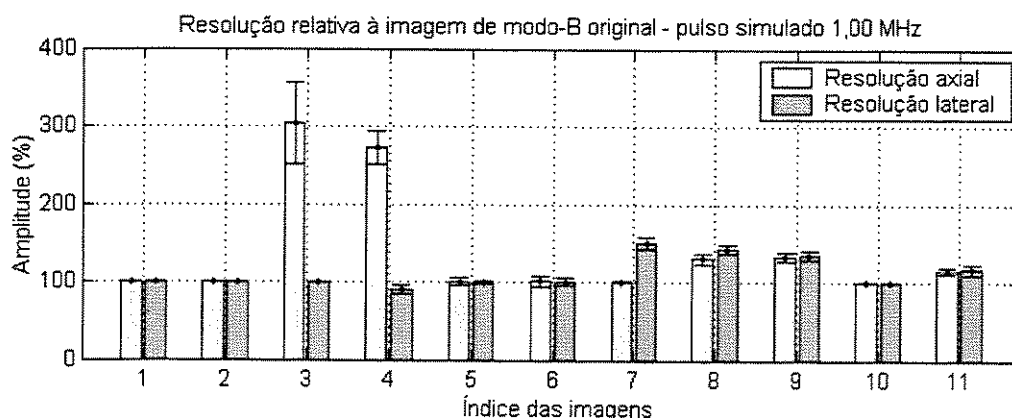


Figura 4.29 – Resultados de resoluções axial e lateral obtidos com o pulso simulado de 1,00 MHz. Variou-se a frequência de amostragem de 3 a 22 vezes a frequência centra do pulso, gerando um total de 20 resultados para cada caso.

Como era de se esperar, os métodos de diversidade de frequência, tanto o convencional quanto o bidimensional (posições 3 e 4 da figura 4.29), apresentam uma severa perda de resolução na direção axial do pulso, em função dos filtros passa-faixa estreitos utilizados. Os métodos de composição angular apresentam perda de resolução praticamente imperceptível (posições 5 e 6), sendo que os pequenos desvios-padrão ilustrados no gráfico são causados por artefatos computacionais. Como o *phantom* de resolução apresenta um único espalhador no centro, a interpolação dos dados durante as rotações desta imagem proporciona uma pequena perda de resolução, degradando ligeiramente a resolução final. Já os filtros diretivos, como não utilizam todas as componentes do espectro, apresentam uma pequena perda de resolução nos três casos. É interessante notar que, como os filtros do tipo cunha utilizam todas as componentes na direção axial, não há perda de resolução detectada nesta direção. O ajuste fino dos parâmetros dos filtros diretivos foi feito buscando uma melhor relação entre a qualidade visual das imagens e os parâmetros quantitativos calculados. Já o método ZAP, em função de sua própria natureza,

não resulta em nenhuma perda de resolução. Além disso, quando da composição de seus resultados com os obtidos com os filtros diretivos gaussianos, o ZAP contribui para uma menor perda de resolução.

Durante os testes realizados com os filtros diretivos, optou-se por 9 unidades em cada caso. Com valores baixos, a quantidade de sub-imagens pode ser deficiente, fazendo com que o resultado da composição não apresente grande redução de *speckle*. Por outro lado, com um grande número de filtros, a correlação entre as sub-imagens eleva-se a ponto de não contribuir muito para a melhoria da qualidade da imagem final, além de demandar tempos maiores de processamento. Para os quatro tipos de pulso ilustrados na figura 4.10, foram realizados testes de redução de *speckle* com filtros diretivos gaussianos, com os mesmos parâmetros listados na tabela 4.4. Para cada pulso, foram utilizados 10 *phantoms* diferentes, variando-se o número de filtros de 2 a 21 unidades. A figura 4.30 ilustra as variações da SNR, CNR e interferência para o pulso simulado de 1,00 MHz. Os demais resultados, obtidos com o pulso simulado de 2,25 MHz, pulso gerado por transdutor Panametrics de 1,00 MHz e por transdutor Funbec de 2,25 MHz, encontram-se ilustrados nas figuras 4.31, 4.32 e 4.33, respectivamente.

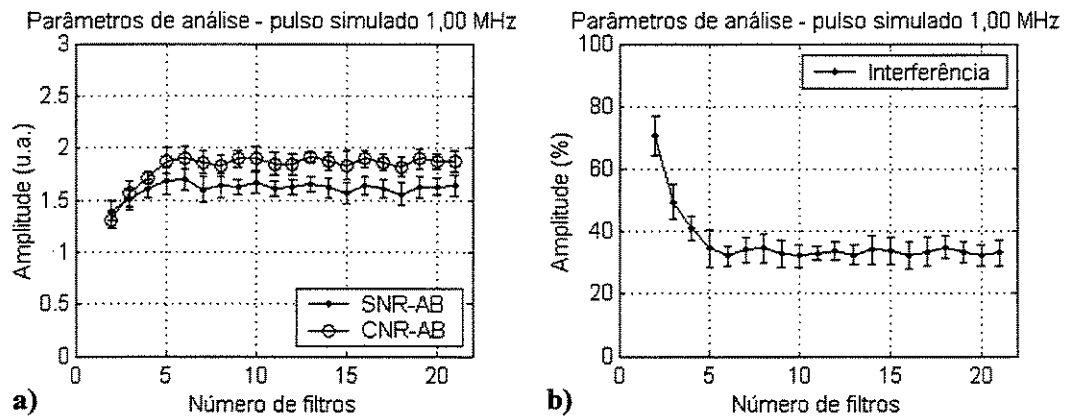


Figura 4.30 – Eficiência de redução de "speckle" do método de diversidade de fase com filtros diretivos gaussianos para o pulso simulado de 1,00 MHz, variando-se o número de filtros utilizados:

a) SNR e CNR; b) interferência.

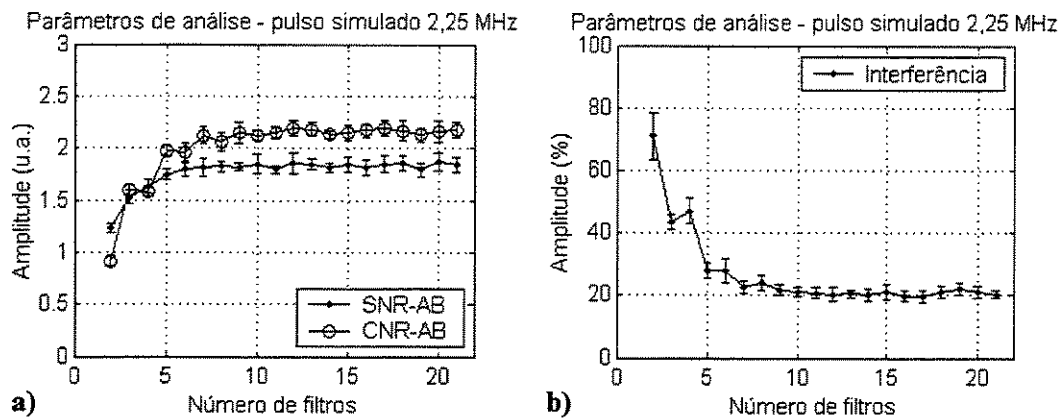


Figura 4.31 – Eficiência de redução de "speckle" do método de diversidade de fase com filtros diretivos gaussianos para o pulso simulado de 2,25 MHz, variando-se o número de filtros utilizados: a) SNR e CNR; b) interferência.

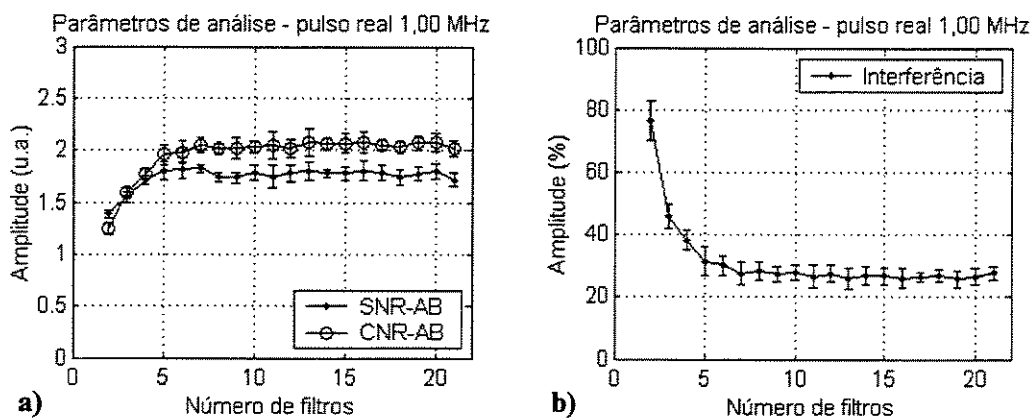


Figura 4.32 – Eficiência de redução de "speckle" do método de diversidade de fase com filtros diretivos gaussianos para o pulso gerado por transdutor Panametrics focalizado de 1,00 MHz, variando-se o número de filtros utilizados: a) SNR e CNR; b) interferência.

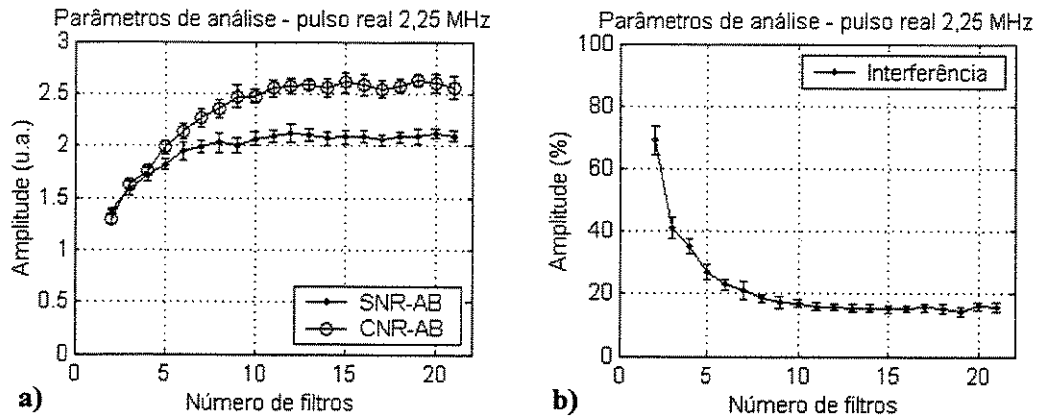


Figura 4.33 – Eficiência de redução de "speckle" do método de diversidade de fase com filtros diretivos gaussianos para o pulso gerado por transdutor Funbec não-focalizado de 2,25 MHz, variando-se o número de filtros utilizados: a) SNR e CNR; b) interferência.

Como pode ser observado nos gráficos anteriores, o nível de redução de *speckle* aumenta com o aumento do número de filtros até um certo ponto, a partir do qual a correlação entre duas sub-imagens subsequentes é muito alta, causando pouca contribuição à imagem final. Isto concorda com a afirmação de Burckhardt (1978) que, em métodos que utilizam alguma forma de composição, a taxa de redução de *speckle*, calculada pela SNR (razão entre média e desvio padrão de uma dada região), atinge o valor máximo de $\sqrt{N}$, onde N é o número de imagens utilizadas. Pelos resultados anteriores, obteve-se uma melhor relação custo-benefício com aproximadamente 9 filtros. Acima deste valor, os ganhos obtidos foram pequenos e não justificam o uso de um maior número de filtros, implicando em maiores tempos de processamento. Apesar deste teste ter sido feito para filtros gaussianos, este valor de 9 filtros foi estendido para as demais variações de filtro do método de diversidade de fase (cunha e gota).

4.2.5. Avaliação dos tempos de processamento envolvidos na redução de *speckle*

O objetivo deste trabalho consiste na investigação de novas técnicas de redução de *speckle*, tendo-se obtidos resultados realmente animadores. Entretanto, há ainda muito a ser feito no sentido de otimizar os métodos desenvolvidos e adequá-los à estrutura de processamento de equipamentos ultra-sônicos comerciais. Durante este trabalho, optou-se pela flexibilidade computacional em detrimento da velocidade de processamento. Desta forma, todos os programas, escritos para ambiente MATLAB, foram divididos em pequenos módulos independentes, permitindo um rápido e fácil acesso a todas as etapas de processamento. Como não se trata de um programa único, pode-se utilizar as rotinas desenvolvidas em um sistema mais abrangente de processamento de imagens ultra-sônicas, não se limitando apenas à redução de *speckle*. Ainda assim, com o objetivo apenas comparativo, foram medidos os tempos de processamento

dos métodos de redução de *speckle* desenvolvidos (SSP 2D, SPP e ZAP), comparando-os com a implementação das técnicas convencionais (SSP 1D e composição angular).

Foi utilizado o mesmo pulso gaussiano sintético de 1,00 MHz da tabela 4.1, sendo que todos os parâmetros de processamento (número de filtros etc.) também foram os mesmos. Só foi excluído o método híbrido, pois ele simplesmente realiza a média entre dois resultados. Já em relação aos *phantoms*, foram utilizadas 9 unidades, com dimensões variando de 256 x 256 pontos a 512 x 512. As amplitudes das barras da figura 4.34 correspondem às médias dos tempos de processamento envolvidos, tendo sido normalizadas pelos tempos de cálculo das imagens de modo-B, que consistem nas operações de convolução bidimensional entre o pulso e as várias estruturas, seguida das detecções de envoltórias através da transformada de Hilbert, indicada pela barra de número 1 na figura 4.34. Os valores de tempo relativos à imagem de modo-B encontram-se indicados na ordenada esquerda. Já os tempos absolutos encontram-se indicados na ordenada direita. A convenção de índice correspondente às barras verticais foi a seguinte:

1. Imagem de modo-B original, antes do processamento;
2. Resultado da aplicação do método convencional de diversidade de frequência (SSP 1D);
3. Resultado da aplicação do método de diversidade de frequência bidimensional (SSP 2D);
4. Resultado da aplicação do método convencional de composição angular ao longo de 60°;
5. Resultado da aplicação do método convencional de composição angular ao longo de 180°;
6. Resultado da aplicação do método de diversidade de fase com filtros do tipo cunha (SPP_{Cunha});
7. Resultado da aplicação do método de diversidade de fase com filtros do tipo gota (SPP_{Gota});
8. Resultado da aplicação do método de diversidade de fase com filtros gaussianos (SPP_{Gauss});
9. Resultado da aplicação do método de processamento de ajuste de zero (ZAP).

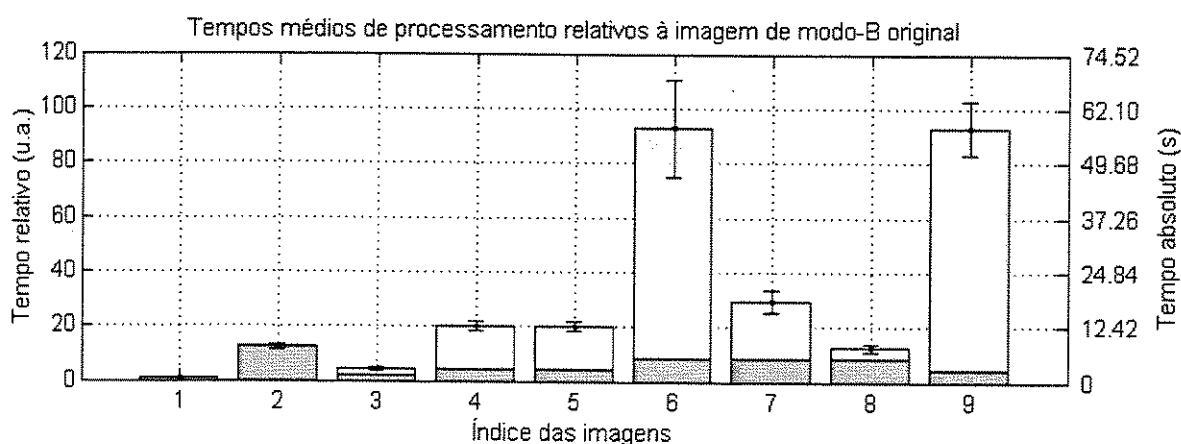


Figura 4.34 – Tempos médios de processamento dos métodos de redução de "speckle", normalizados pelo tempo de síntese da imagem de modo-B original. As regiões claras e escuras de algumas das barras correspondem aos tempos médios de blocos individuais internos aos métodos (veja texto para maiores detalhes).

Vale lembrar que o MATLAB interpreta os programas linha a linha, sem compilá-los. Desta forma, rotinas que contêm laços são particularmente lentas, se comparadas com algumas funções que já vêm compiladas. Um exemplo é o SSP 1D, ilustrado pela barra 2, e o SSP 2D, barra 3. O primeiro contém um laço que processa todas as linhas de RF individualmente. Já o SPP 2D realiza cada filtragem com apenas uma operação. Na barra 3, a parte superior (cinza claro) corresponde ao tempo de síntese dos 5 filtros utilizados e subsequente filtragem, enquanto que a parte inferior (cinza escuro), à composição das 5 sub-imagens. As barras 4 e 5, correspondentes à composição angular ao longo de 60° e 180° , são iguais, pois em ambos os casos foram utilizadas 9 sub-imagens. A parte superior das barras corresponde às rotações e geração das sub-imagens, enquanto que a parte inferior, à composição destas. As barras 6, 7 e 8 correspondem à aplicação da diversidade de fase com filtros do tipo cunha, gota e gaussiano, respectivamente. A parte superior das barras está relacionada aos tempos de síntese e aplicação dos 9 filtros utilizados em cada caso. Já as partes inferiores, iguais para os três casos, correspondem às composições das sub-imagens. Como os filtros gaussianos podem ser expressos analiticamente, eles são sintetizados muito mais rapidamente que os demais filtros, implementados numericamente. É interessante notar que os tempos destinados às composições nas barras 6, 7 e 8 são maiores que os gastos na mesma operação nas barras 4 e 5. Isto ocorre porque, no caso da composição angular, tem-se 9 matrizes reais, correspondentes às imagens de modo-B. Já na diversidade de fase, cada sub-imagem corresponde a uma variável complexa bidimensional, pois é armazenada em seu formato de RF analítico. Isto faz com que a etapa de composição processe o dobro dos dados. A barra 9, correspondente aos tempos gastos com o método ZAP, divide-se também em duas etapas: cálculo da frequência instantânea (região escura) e o ZAP (região clara), propriamente dito. Neste caso, além do processamento ser feito linha a linha, cada uma delas é ainda subdividida em vários segmentos, fazendo com que sua implementação em ambiente MATLAB seja mais lenta que as demais.

4.2.6. Testes adicionais de redução de *speckle* em imagens simuladas

Durante o diagnóstico médico por ultra-som, grande parte da atenção concentra-se no contraste entre as diferentes estruturas que compõem o tecido sob investigação. Com o intuito de se avaliar a capacidade de redução de *speckle* dos métodos propostos, foi criado um *phantom* de contraste, ilustrado na figura 4.35.a. Ele é formado por cinco faixas verticais concatenadas, cuja magnitude média dos espalhadores pontuais varia crescentemente. Cada faixa tem dimensões de 500 pontos de largura (direção vertical) por 125 pontos de profundidade (direção horizontal), com 20 % de densidade populacional de espalhadores, resultando em um *phantom* com dimensões iguais a 500 x 625 pontos. Adotou-se um pulso sintético gaussiano simétrico de frequência central igual a 1,00 MHz, largura de banda igual a 75 % e frequência de amostragem igual a 6,00 MHz. Convencionando-se a velocidade do som como sendo igual à

da água ($c = 1500$ m/s), a profundidade total do *phantom* é de aproximadamente 156 mm. O gráfico da figura 4.35.b ilustra a média da magnitude dos espalhadores calculada na direção vertical (direção normal à propagação do pulso ultra-sônico). Da esquerda para a direita, os espalhadores têm magnitudes máximas iguais a 1,00, 2,00, 3,00, 4,00 e 5,00. Como a densidade populacional é constante e igual a 20 %, as magnitudes médias são 0,20, 0,40, 0,60, 0,80 e 1,00. Como a magnitude dos espalhadores varia de 0 ao valor máximo de sua faixa correspondente, é de se esperar que as variâncias das faixas aumentem com as magnitudes médias dos mesmos.

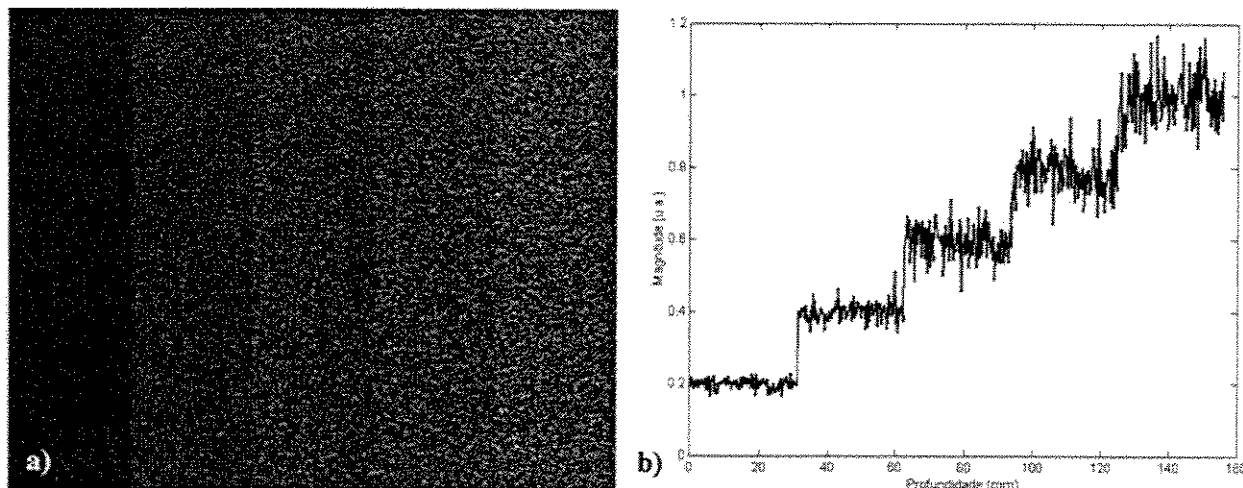


Figura 4.35 – a) “Phantom” (magnitude) cujo brilho médio local dos espalhadores formam degraus crescentes na direção de propagação do pulso (direção horizontal); b) valores médios das magnitudes dos espalhadores calculados na direção transversal à propagação do pulso (direção vertical).

A figura 4.36.a corresponde à imagem de modo-B resultante obtida a partir do *phantom* ilustrado na figura 4.35.a. Pode-se perceber uma variação gradual do brilho da imagem, mas a corrupção por *speckle* degrada as bordas de tal forma que dificulta a detecção dos diferentes degraus. Já a imagem de modo-B livre de *speckle* encontra-se ilustrada na figura 4.36.b, onde pode-se perceber os degraus mais bem definidos. Um fato interessante e que ocorre em ambas imagens é que do primeiro para o segundo degrau, o brilho médio duplica, fazendo com que o contraste seja maior na interface entre estas duas regiões. Já do quarto para o quinto degrau, o aumento de brilho é da ordem de 25 %, fazendo com que o contraste seja menor, mesmo na imagem livre de *speckle*.

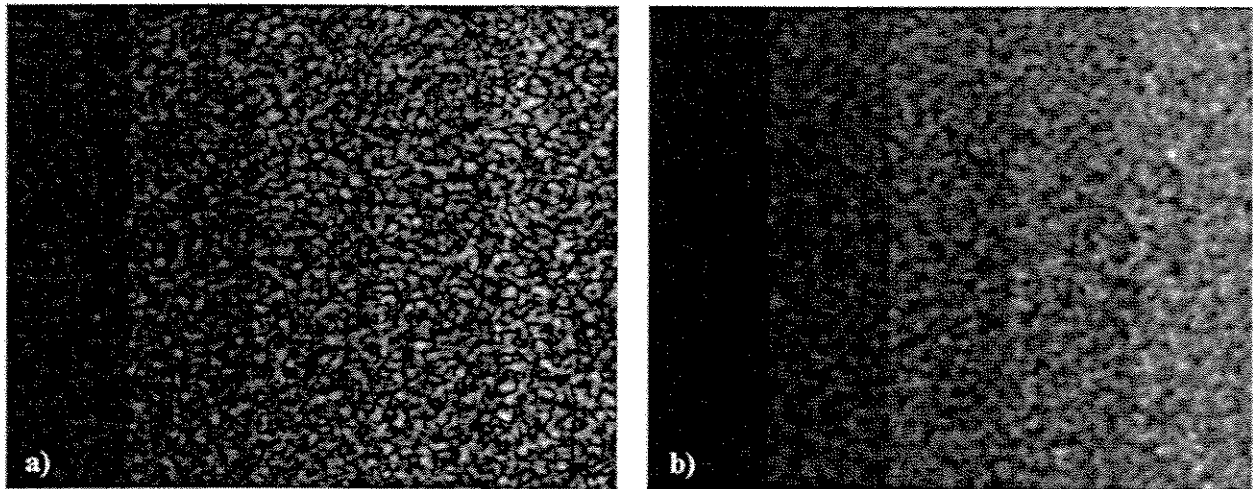


Figura 4.36 – a) Imagem de modo-B, corrompida por "speckle", obtida a partir do "phantom" da figura 4.35; b) versão livre de "speckle" da imagem de modo-B de "a".

Nesta seção, foram testados os métodos de redução de *speckle* propostos e que se mostraram mais interessantes, a saber: o SPP com filtros gaussianos, o ZAP e o híbrido. A figura a seguir, 4.37.a, ilustra a restauração obtida com o método SPP. À sua direita, na figura 4.37.b, têm-se as curvas de brilho médio da imagem restaurada, da imagem de modo-B original e de sua versão livre de *speckle*. Todas as imagens foram normalizadas em amplitude, tendo o valor máximo de 255. Como se pode observar, tanto a imagem restaurada quanto a livre de *speckle* estão muito aquém de atingir este valor máximo (255). Isto ocorre porque há uma grande variação de textura, fazendo com que a média do brilho de cada faixa não alcance o valor máximo esperado. Apesar da curva de brilho da imagem restaurada ter ultrapassado a da imagem livre de *speckle*, em uma mesma faixa, esta última apresenta um comportamento mais uniforme (degrau mais plano).

A figura 4.38.a ilustra a restauração obtida com o método ZAP. À sua direita, na figura 4.38.b, tem-se as curvas de brilho médio da imagem restaurada, da imagem de modo-B original e de sua versão livre de *speckle*. Nota-se que, apesar da curva de brilho médio da imagem restaurada pelo método ZAP não ter atingido a curva correspondente à imagem livre de *speckle*, ela apresenta um comportamento mais uniforme, com patamares com menor oscilação.

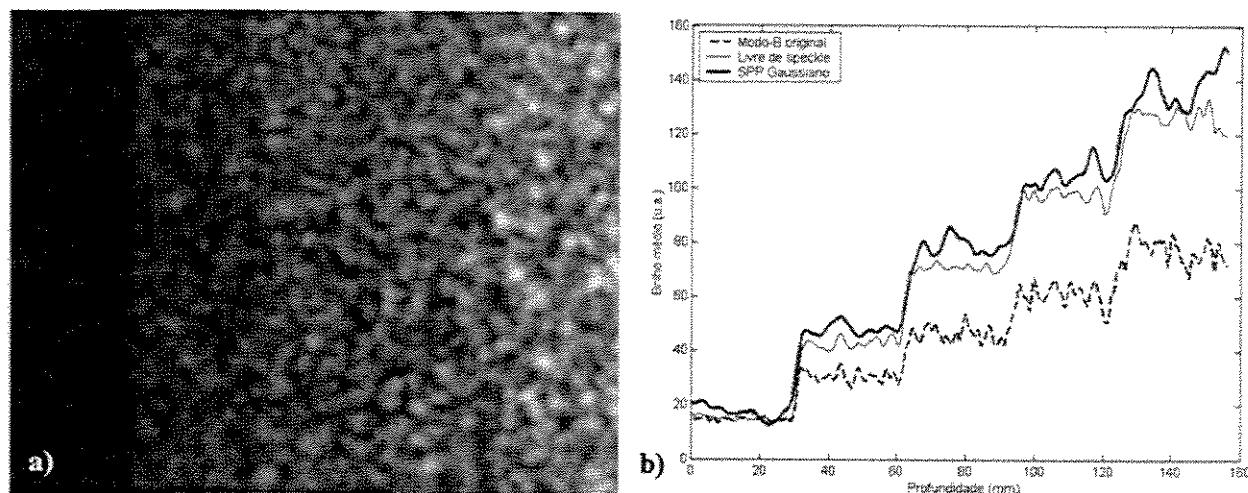


Figura 4.37 – a) Resultado de redução de "speckle" obtido pelo método SPP com filtros diretos gaussianos; b) brilhos médios, calculados nas direções laterais à propagação do pulso (direção vertical), da imagem ilustrada em "a" e das imagens de modo-B original (fig. 4.36.a) e livre de "speckle" (fig. 4.36.b).

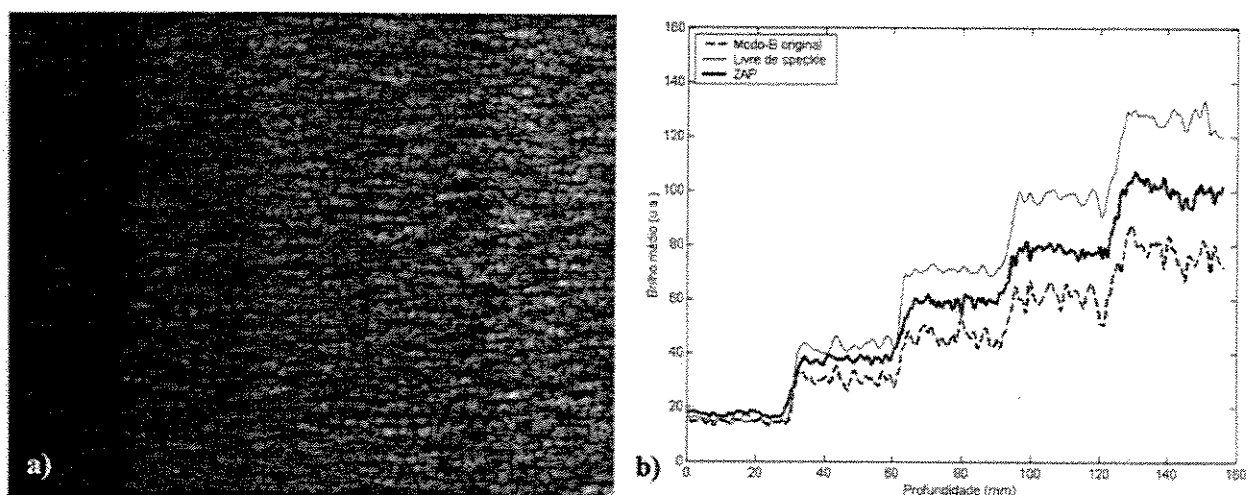


Figura 4.38 – a) Resultado de redução de "speckle" obtido pelo método ZAP; b) brilhos médios, calculados nas direções laterais à propagação do pulso (direção vertical), da imagem ilustrada em "a" e das imagens de modo-B original (fig. 4.36.a) e livre de "speckle" (fig. 4.36.b).

A figura a seguir, 4.39.a, ilustra a composição híbrida dos resultados obtidos com os métodos SPP e ZAP. À sua direita, na figura 4.39.b, tem-se as curvas de brilho médio da imagem restaurada, da imagem de modo-B original e de sua versão livre de *speckle*. Este resultado é o que mais se aproxima à imagem livre de *speckle*, no sentido em que a curva de brilho médio da imagem restaurada pelo método híbrido apresenta a amplitude elevada, obtida pelo SPP, e a uniformidade dos patamares (degraus), obtida pelo ZAP. Nota-se ainda que a resolução da imagem restaurada, dada pela brusca variação de brilho entre dois degraus consecutivos, é muito próxima da imagem livre de *speckle*.

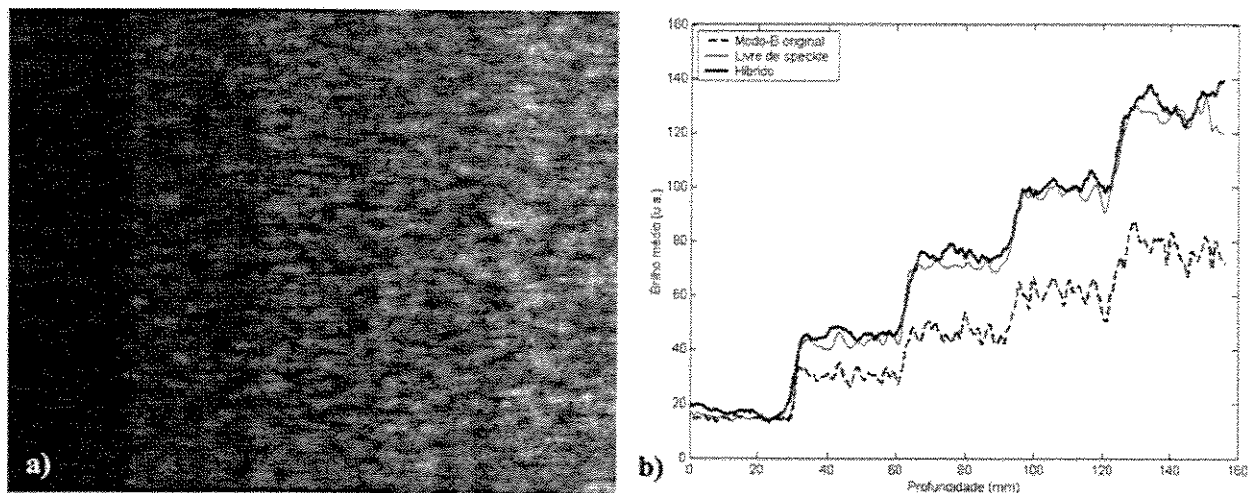


Figura 4.39 – a) Resultado de redução de "speckle" obtido pelo método híbrido; b) brilhos médios, calculados nas direções laterais à propagação do pulso (direção vertical), da imagem ilustrada em "a" e das imagens de modo-B original (fig. 4.36.a) e livre de "speckle" (fig. 4.36.b).

4.3. Redução de *speckle* em imagens clínicas

A grande dificuldade de se utilizar imagens clínicas obtidas por equipamentos ultra-sônicos comerciais está na obtenção dos sinais de RF originais sem tratamento prévio e, principalmente, antes da etapa de detecção de envoltória. A maioria dos equipamentos disponibiliza apenas a imagem de modo-B, não permitindo acesso aos dados originais. Sem a informação de fase, não há possibilidade de se aplicar a maioria dos métodos de redução de *speckle* existentes. Uma das únicas exceções diz respeito aos métodos de filtragem adaptativa, que utilizam apenas a imagem de modo-B como ponto de partida. Apesar da dificuldade, foram obtidas quatro imagens ultra-sônicas com os sinais de RF, adquiridas com equipamentos comerciais e em casos clínicos reais. Três delas foram cedidas pela Philips Ultrasound® e uma quarta foi adquirida com equipamento da marca Acuson®. As imagens fornecidas pela Philips são datadas de agosto de 2003 e foram obtidas de três transdutores diferentes: um de arranjo linear, outro de arranjo convexo e um terceiro de arranjo com varredura eletrônica. O primeiro foi utilizado em uma imagem de mama, o segundo em imagem obstétrica e o terceiro em imagem cardíaca. A imagem obtida pelo equipamento Acuson foi fornecida pelo Imaging Research Group, do King's College London, Reino Unido. Entretanto, não há informação sobre o transdutor, o tecido em questão ou demais parâmetros de aquisição da imagem.

A principal diferença entre testes com imagens simuladas e reais é que, no primeiro caso, há a possibilidade de se criar sua versão livre de *speckle*, usada como referência. Já em casos reais, isto não é mais possível, de forma que toda análise deve ser feita a partir de melhorias realizadas em relação à imagem de modo-B original. No intuito de evitar testes desnecessários, optou-se por utilizar nesta seção

apenas os métodos propostos que se mostraram mais promissores, ou seja, a diversidade de fase (SPP) com filtros gaussianos, o ZAP e a composição dos dois. O método de diversidade de frequência 2D (SSP 2D) introduz uma perda de resolução intrínseca ao mesmo, tendo servido apenas como inspiração para o SPP. Nos testes anteriores, os filtros diretivos do tipo cunha forneceram resultados ligeiramente inferiores aos obtidos com filtros gaussianos. Já os do tipo gota, apesar da eficiência equivalente, são computacionalmente mais dispendiosos, requerendo tempos de processamento maiores, como ilustrado anteriormente na figura 4.34.

As imagens foram processadas a partir de seus dados originais, em coordenadas retangulares e sem compressão logarítmica. No entanto, o ajuste de ganho com a profundidade já havia sido aplicado nas imagens da Philips e, aparentemente, também na imagem da Acuson. Os dados fornecidos pela Philips eram valores inteiros em complemento de 2 (número inteiro com sinal), com resolução de 32 bits, enquanto os dados da Acuson já estavam formatados segundo o padrão numérico de ponto flutuante do MATLAB, com resolução de 64 bits. Após a restauração, foram realizadas as compressões logarítmicas das imagens e, independentemente das dimensões originais, todas foram redimensionadas para 480 x 640 pontos. Nos casos de imagens com varredura setorial, após os processamentos foram feitas as conversões de coordenadas retangulares para polares. Por fim, os dados foram convertidos para 8 bits (inteiro sem sinal), estendendo os dados na faixa dinâmica de 0 a 255, com as imagens armazenadas no formato JPEG sem perdas. Em todos os casos, a direção de propagação do pulso é na vertical, de cima para baixo, diferente das simulações (seção 4.2), onde a direção era na horizontal, da esquerda para a direita.

Os parâmetros de teste foram os mesmos utilizados com as imagens simuladas (SNR, CNR e interferência), com a diferença de que as duas regiões de interesse (A e B) foram definidas manualmente, englobando regiões aparentemente uniformes e distantes do transdutor. Os testes foram aplicados depois da compressão logarítmica, com as imagens em coordenadas retangulares, mas com as dimensões originais e antes da conversão para 8 bits.

EQUIPAMENTO PHILIPS COM TRANSDUTOR DE ARRANJO LINEAR

O primeiro caso clínico corresponde a uma imagem de mama obtida com um transdutor da Philips, modelo L12-5 50. Trata-se de um transdutor de arranjo linear (*linear array*) com frequência variável entre 5 e 12 MHz, com 50 mm de largura. A frequência de amostragem foi 24 MHz, sendo que a frequência central da imagem calculada foi aproximadamente 6,1 MHz. O tamanho da imagem original era de 255 linhas de RF, com 1353 amostras por linha. A figura 4.40.a ilustra a imagem capturada da tela do equipamento, após todos os ajustes feitos pelo operador. Já a figura 4.40.b corresponde à imagem de modo-B obtida a partir dos dados de RF, seguida de compressão logarítmica e após redimensionamento para 480 x 640 pontos, ou seja, para efeito dos testes, esta será considerada a imagem de modo-B original.

A figura 4.41 ilustra os resultados de redução de *speckle* obtidos. A figura 4.41.a é uma réplica da imagem de modo-B original (fig. 4.41.b), com duas regiões de interesse, A e B, a partir das quais serão calculados os parâmetros de qualidade, listados na tabela 4.6. Estes testes foram aplicados antes do redimensionamento das imagens, sendo que ambas regiões tinham dimensões iguais a 151 x 81 pontos (lembrando que o tamanho original da imagem é 1353 x 255 pontos). As figuras 4.41.b, 4.41.c e 4.41.d ilustram, respectivamente, os resultados de redução de *speckle* obtidos pelos métodos SSP com filtros gaussianos, ZAP e híbrido. A escolha das regiões A e B foi o que mais próximo se conseguiu de duas áreas de texturas aparentemente homogêneas, de maior tamanho possível e com uma sensível diferença de brilho entre as mesmas.

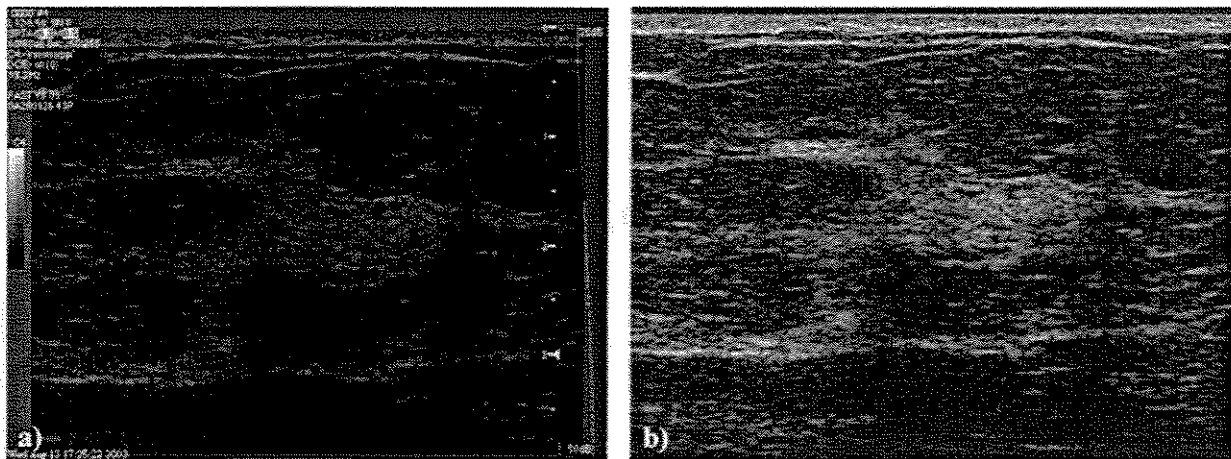


Figura 4.40 – Imagens ultra-sônicas de mama obtidas com transdutor Philips de arranjo linear: a) tela do equipamento; b) imagem de modo-B calculada a partir dos sinais de RF e após compressão logarítmica.

A primeira parte da tabela 4.6 ilustra os valores absolutos das relações sinal-ruído (SNR_{AB}) e contraste-ruído (CNR_{AB}) entre as áreas A e B, além da interferência (medida em %) entre os histogramas das mesmas. A segunda parte da tabela ilustra os mesmos resultados em relação à imagem de modo-B sem processamento, ou seja, os valores de SNR_{AB} e CNR_{AB} foram divididos pelos da imagem de modo-B original. Já o parâmetro denominado separação corresponde ao complemento da interferência, por exemplo, um grau de interferência igual a 20 % corresponde a uma separação igual a $100 - 20 = 80$ %. Neste caso, a interferência foi normalizada pela da imagem de modo-B original.

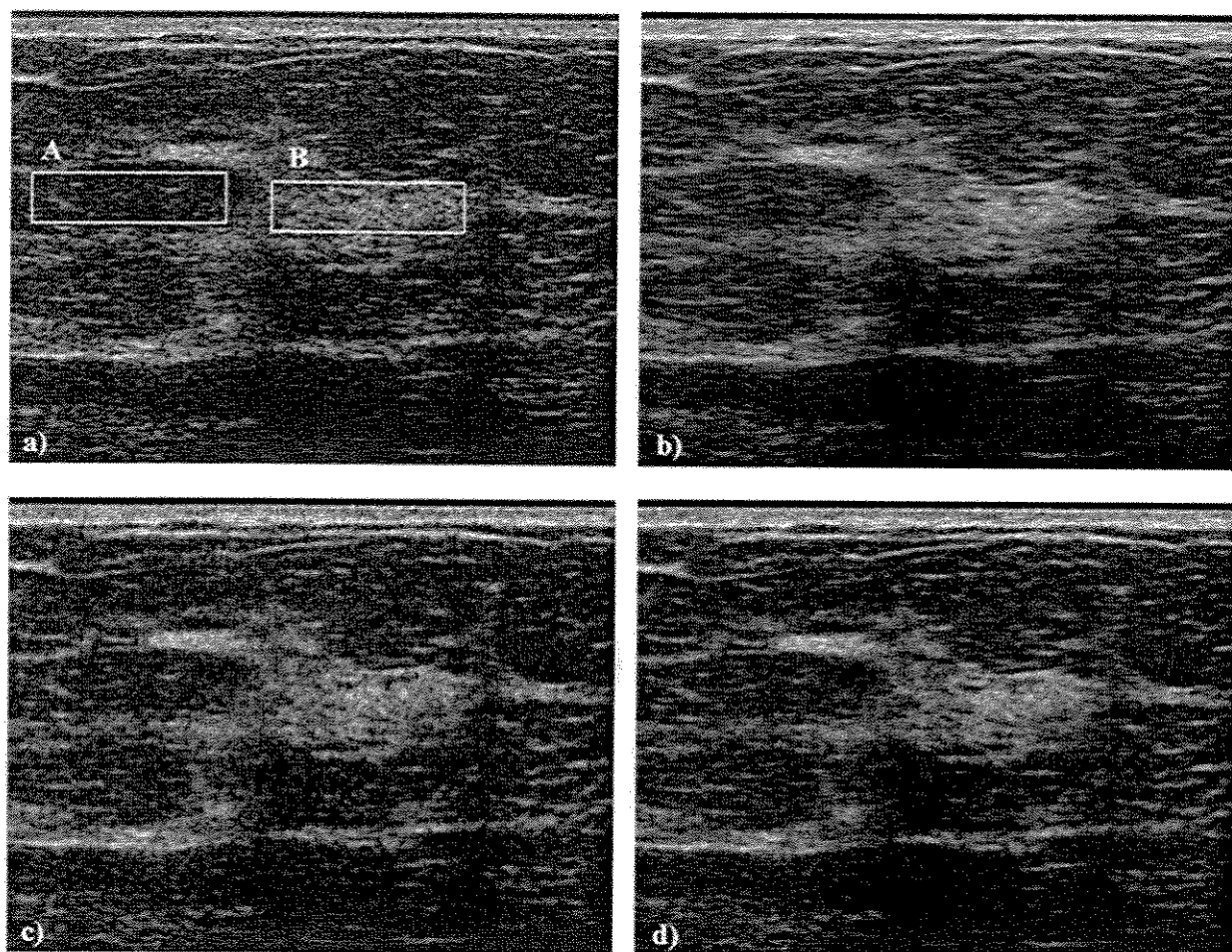


Figura 4.41 – Redução de "speckle" em imagem de mama obtida com transdutor Philips de arranjo linear: a) imagem de modo-B antes do processamento; b) resultado de redução de "speckle" obtido com o SPP com filtros gaussianos; c) com o ZAP; e d) com a composição de "b" e "c". Todas as imagens encontram-se com compressão logarítmica.

Tabela 4.6 - Parâmetros de qualidade das imagens da figura 4.41

Valores absolutos.

	SNR_{AB}	CNR_{AB}	Interferência (%)
Modo-B	2,38	1,60	12,0
SPP _{Gauss}	3,54	2,33	4,98
ZAP	3,43	2,11	7,04
Híbrido	3,77	2,38	4,98

Melhora dos índices relativos à imagem de modo-B original.

	SNR_{AB} (%)	CNR_{AB} (%)	Separação (%)
SPP _{Gauss}	48,8	45,2	58,6
ZAP	44,1	31,8	41,4
Híbrido	58,4	48,5	58,6

EQUIPAMENTO PHILIPS COM TRANSDUTOR DE ARRANJO CONVEXO

O segundo caso clínico corresponde a uma imagem obstétrica obtida com um transdutor Philips, modelo C5-2 40R. Trata-se de um transdutor de arranjo convexo (*curved array*) com frequência variável entre 2 e 5 MHz, raio de 40 mm, penetração máxima de 246 mm e ângulo máximo de varredura igual a 60°. Como no caso anterior, foi usada uma frequência de amostragem de 24 MHz, sendo que a frequência central da imagem calculada foi de aproximadamente 2,5 MHz. O tamanho da imagem original é de 248 linhas de RF, com 5138 amostras por linha. Como no exemplo anterior, a figura 4.42.a ilustra a imagem capturada da tela do equipamento após os ajustes feitos pelo operador, enquanto que em 4.42.b encontra-se sua imagem de modo-B obtida a partir dos dados originais (imagem de RF), seguida de compressão logarítmica. Neste caso, como se trata de uma imagem setorial, todo o processamento é feito em coordenadas retangulares, com as linhas de RF dispostas paralelamente. Só então era feita a transformação geométrica para o formato cônico.

Na figura 4.43.a, tem-se a figura 4.42.b repetida, agora no formato retangular, com destaque para as duas regiões de interesse A e B. Na figura 4.43.b encontra-se o resultado obtido com os filtros gaussianos e em 4.43.c, a restauração obtida com o ZAP. A composição destes dois últimos encontra-se ilustrada na em 4.43.d.

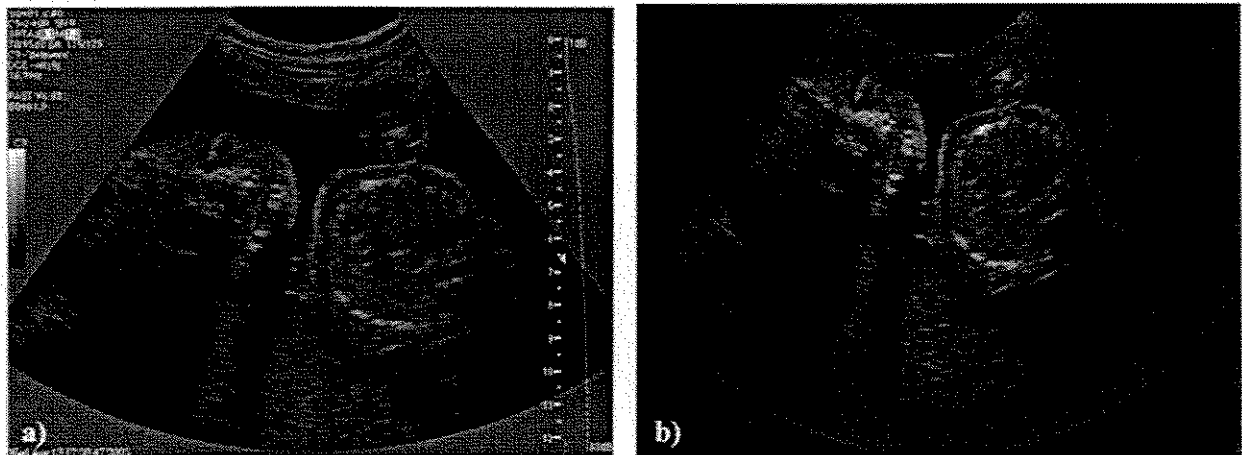


Figura 4.42 – Imagens ultra-sônicas obstétricas obtidas com transdutor Philips de arranjo convexo: a) tela do equipamento; b) imagem de modo-B calculada a partir dos sinais de RF e após compressão logarítmica.

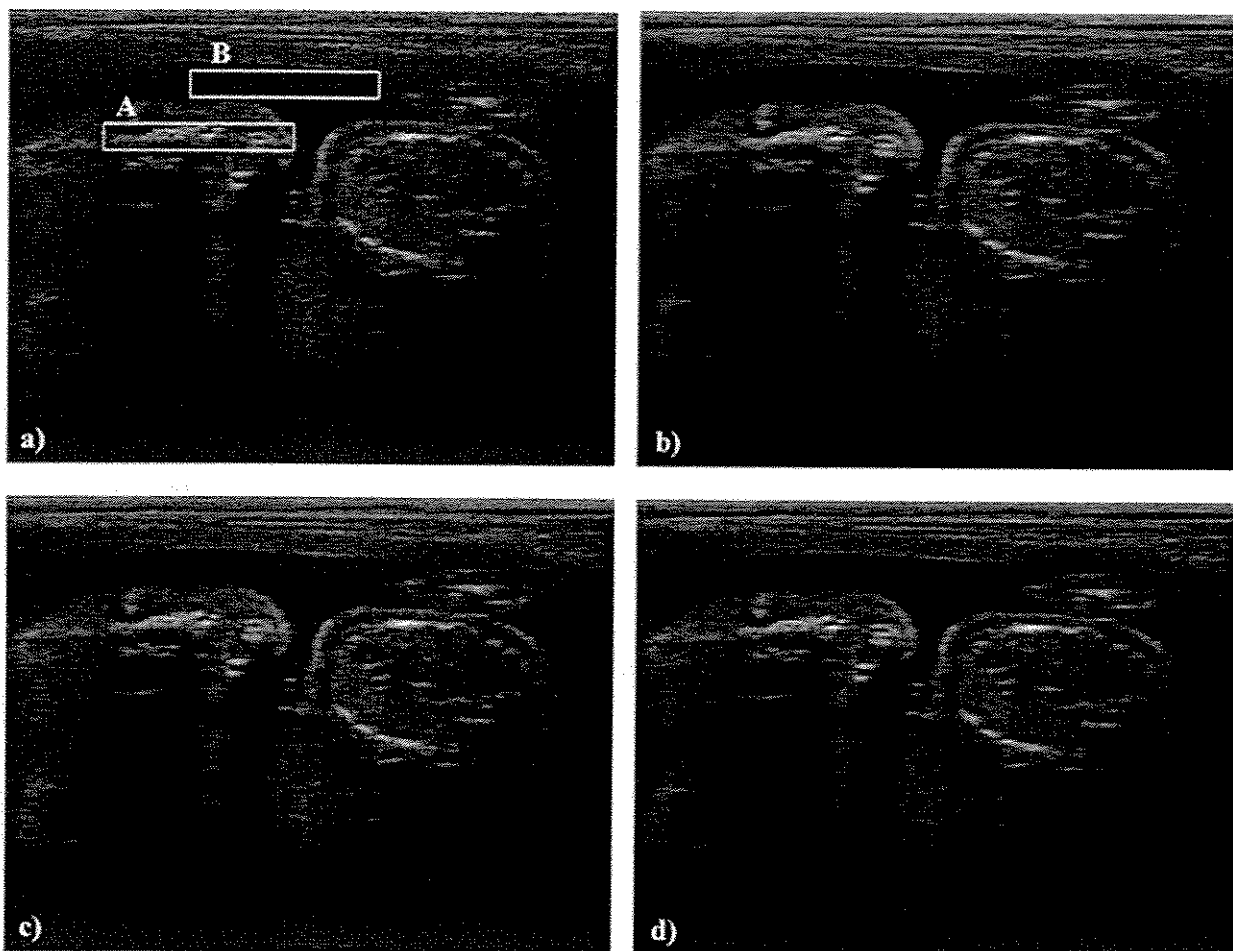


Figura 4.43 – Redução de "speckle" em imagem de mama obtida com transdutor Philips de arranjo linear: a) imagem de modo-B antes do processamento; b) resultado de redução de "speckle" obtido com o SPP com filtros gaussianos; c) com o ZAP; e d) com a composição de "b" e "c". Todas as imagens encontram-se com compressão logarítmica.

O resultados quantitativos encontram-se a seguir, na tabela 4.7.

Tabela 4.7 - Parâmetros de qualidade das imagens da figura 4.43

Valores absolutos.

	SNR_{AB}	CNR_{AB}	Interferência (%)
Modo-B	1,13	1,34	7,67
SPP_{Gauss}	1,27	1,80	2,23
ZAP	1,49	1,73	2,97
Híbrido	1,40	1,79	2,30

Melhora dos índices relativos à imagem de modo-B original.			
	SNR_{AB} (%)	CNR_{AB} (%)	Separação (%)
SPP_{Gauss}	12,2	34,4	70,9
ZAP	32,2	29,1	61,3
Híbrido	23,48	33,6	70,1

A figura 4.44.a ilustra a imagem de modo-B original (figura 4.43.a) no formato setorial. O resultado da composição anterior (fig. 4.43.d), também no formato cônico, encontra-se na figura 4.44.b.

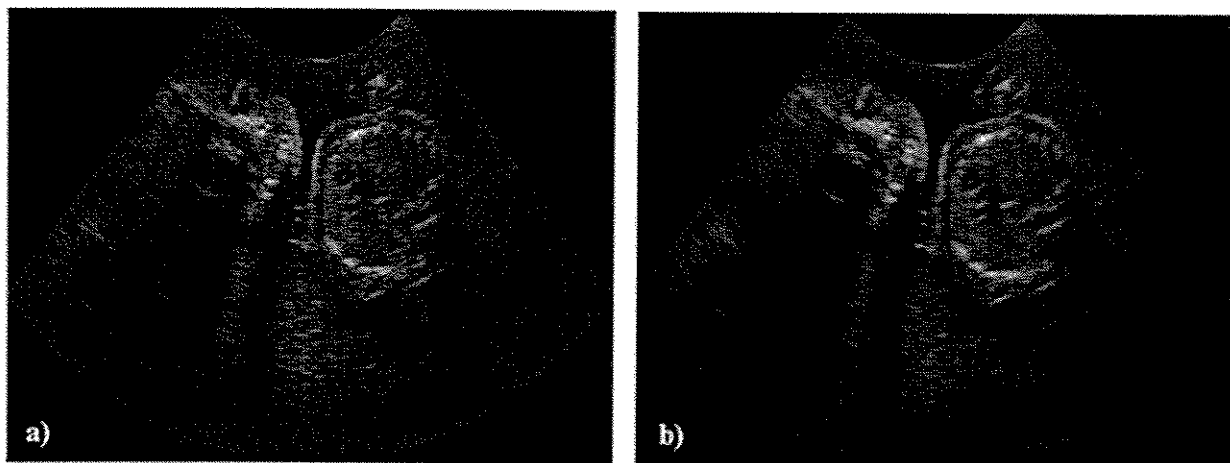


Figura 4.44 – Imagens setoriais antes e depois do processamento: a) imagem original (repetida de 4.42.b); b) resultado do método híbrido (4.43.d) após transformação geométrica para o formato cônico. Todas as imagens encontram-se com compressão logarítmica.

EQUIPAMENTO PHILIPS COM TRANSDUTOR DE VARREDURA ELETRÔNICA

O terceiro caso clínico corresponde a uma imagem cardíaca obtida com um transdutor Philips, modelo P4-2. Trata-se de um transdutor de arranjo convexo com varredura eletrônica (*phased array*) e frequência variável entre 2 e 4 MHz. Como nos casos anteriores, foi usada uma frequência de amostragem de 24 MHz, sendo que a frequência central da imagem calculada foi de aproximadamente 1,8 MHz. O tamanho da imagem original era de 128 linhas de RF, com 4417 amostras por linha.

A figura 4.45.a ilustra a imagem capturada da tela do equipamento, após os ajustes feitos pelo operador. A figura 4.45.b apresenta a imagem de modo-B, com compressão logarítmica e obtida a partir dos sinais de RF originais. Na figura 4.46.a encontra-se a imagem de modo-B, no formato retangular, com as duas regiões de interesse. Nas figuras 4.46.b, 4.46.c e 4.46.d encontram-se, respectivamente, os resultados dos métodos de diversidade de fase, ZAP e o híbrido. As regiões de interesse, A e B, tinham dimensões de 301 x 76 pontos, lembrando que as dimensões totais das imagens são de 5138 x 248 pontos.

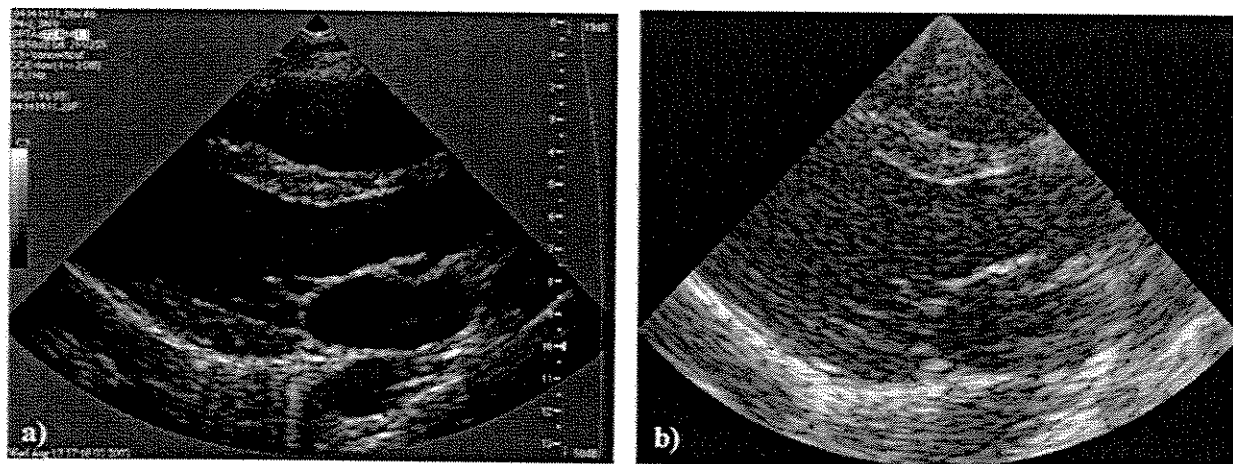


Figura 4.45 – Imagens ultra-sônicas cardíacas obtidas com transdutor Philips de arranjo com varredura eletrônica: a) tela do equipamento; b) imagem de modo-B calculada a partir dos sinais de RF e após compressão logarítmica.

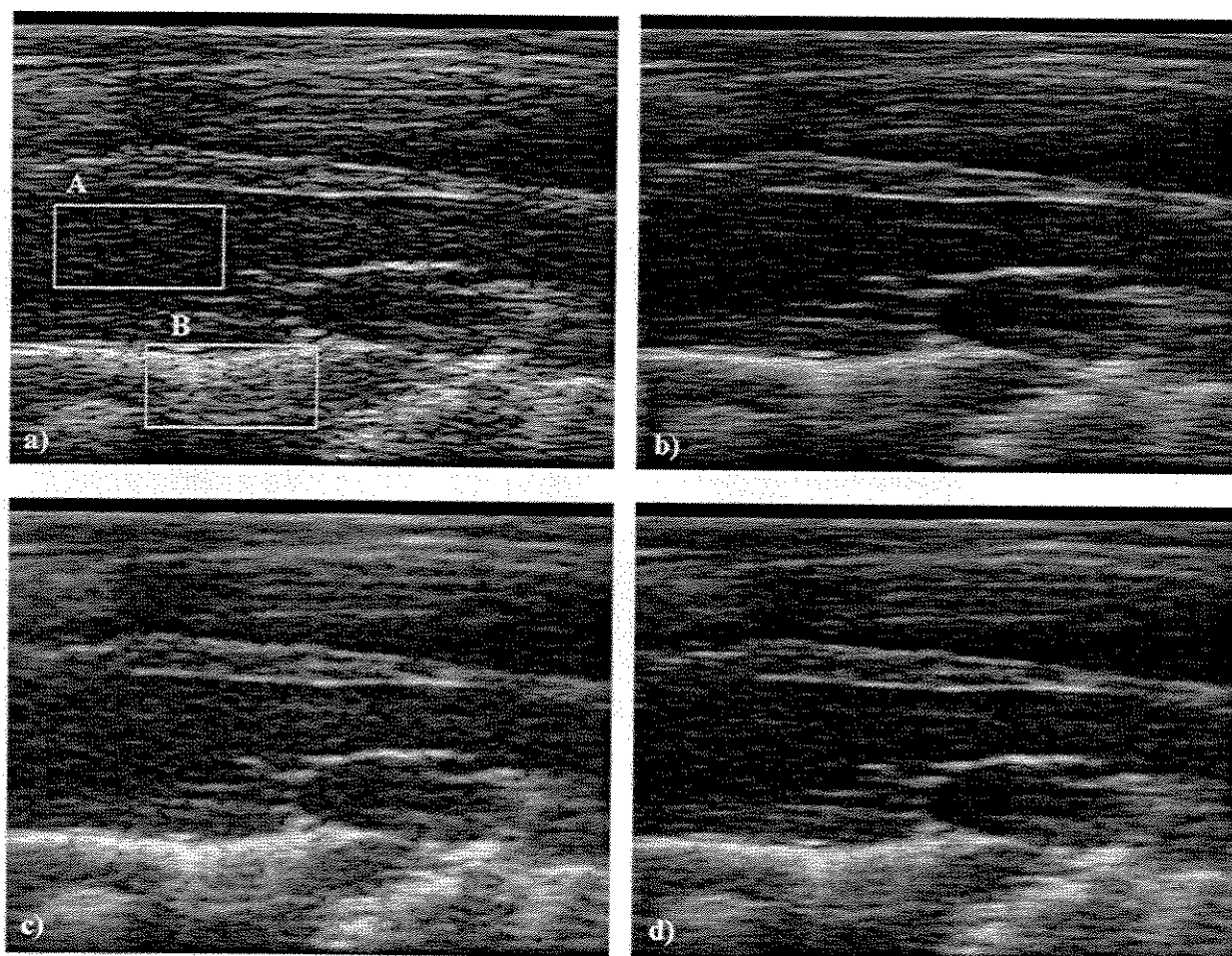


Figura 4.46 – Redução de "speckle" em imagem obstétrica obtida com transdutor Philips de arranjo com varredura eletrônica: a) imagem de modo-B antes do processamento; b) resultado de redução de "speckle" obtido com o SPP com filtros gaussianos; c) com o ZAP; e d) com a composição de "b" e "c". Todas as imagens encontram-se com compressão logarítmica.

Os resultados quantitativos calculados a partir das imagens ilustradas na figura 4.46 encontram-se na tabela 4.8. Na figura 4.47, encontram-se as versões setoriais das imagens antes do processamento (4.47.a) e após a composição híbrida (4.47.b), correspondendo às versões retangulares ilustradas nas figuras 4.46.a e 4.46.d, respectivamente.

Tabela 4.8 - Parâmetros de qualidade das imagens da figura 4.46

Valores absolutos.

	SNR_{AB}	CNR_{AB}	Interferência (%)
Modo-B	2,08	2,09	4,00
SPP_{Gauss}	2,27	2,53	0,85
ZAP	2,78	2,63	0,65
Híbrido	2,57	2,73	0,48

Melhora dos índices relativos à imagem de modo-B original.

	SNR_{AB} (%)	CNR_{AB} (%)	Separação (%)
SPP_{Gauss}	9,44	20,8	78,7
ZAP	33,9	26,0	83,9
Híbrido	24,0	30,3	88,1

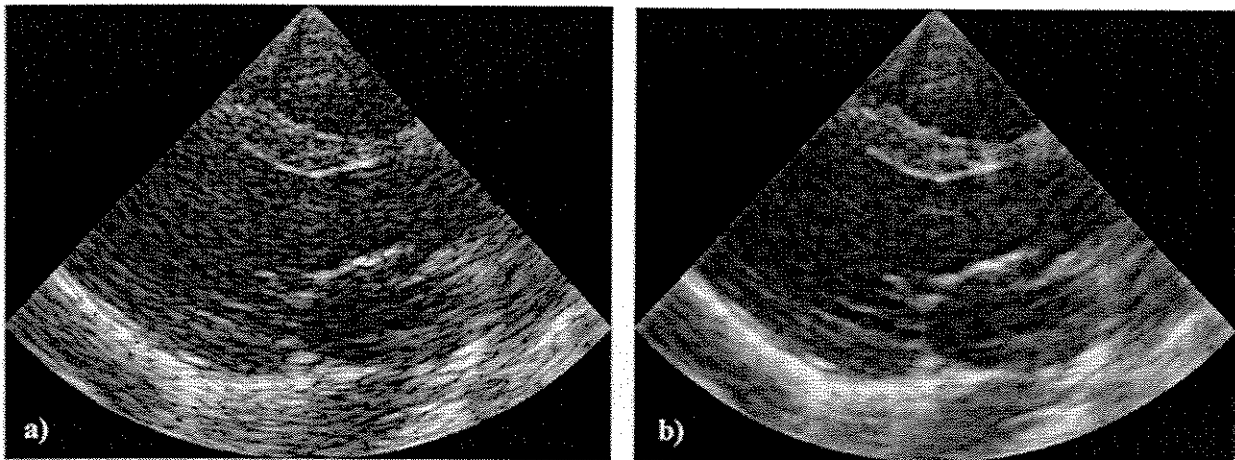


Figura 4.47 –Imagens setoriais antes e depois do processamento: a) imagem original (repetida da figura 4.45.b); b) resultado do método híbrido (4.46.d) após transformação geométrica. Todas as imagens encontram-se com compressão logarítmica.

EQUIPAMENTO ACUSON

A imagem de RF correspondente ao quarto caso clínico foi obtida junto ao Imaging Research Group do King's College London, datada de 1991. Sabe-se que esta foi adquirida por um equipamento da marca Acuson, entretanto não se tem nenhuma outra informação a respeito do tecido em questão ou do transdutor utilizado. Como a imagem de RF tinha dimensões de 128 linhas por 512 amostras por linha, parâmetros como frequência de amostragem ou central foram calculados em relação às dimensões da

imagem. Sendo assim, a frequência de amostragem correspondia ao comprimento axial da imagem, ou seja, 512 pontos, e a frequência central calculada foi de 140 pontos. Desta forma, para uma frequência de amostragem igual a 24 MHz, o pulso utilizado seria de aproximadamente 6,5 MHz.

A figura 4.48.a apresenta a imagem de modo-B, seguida de compressão logarítmica, obtida a partir dos dados originais (imagem de RF), após redimensionamento para 480 x 640 pontos. Novamente, as áreas marcadas como A e B foram utilizadas para cálculo dos parâmetros de qualidade, indicados na tabela 4.9. Estes testes foram aplicados antes do redimensionamento das imagens, e tinham dimensões iguais a 90 x 50 pontos (lembrando que o tamanho original da imagem era 512 x 128 pontos). As figuras 4.48.b, 4.48.c e 4.48.d ilustram, respectivamente, os resultados de redução de *speckle* obtidos com os filtros gaussianos, o método ZAP e o híbrido.

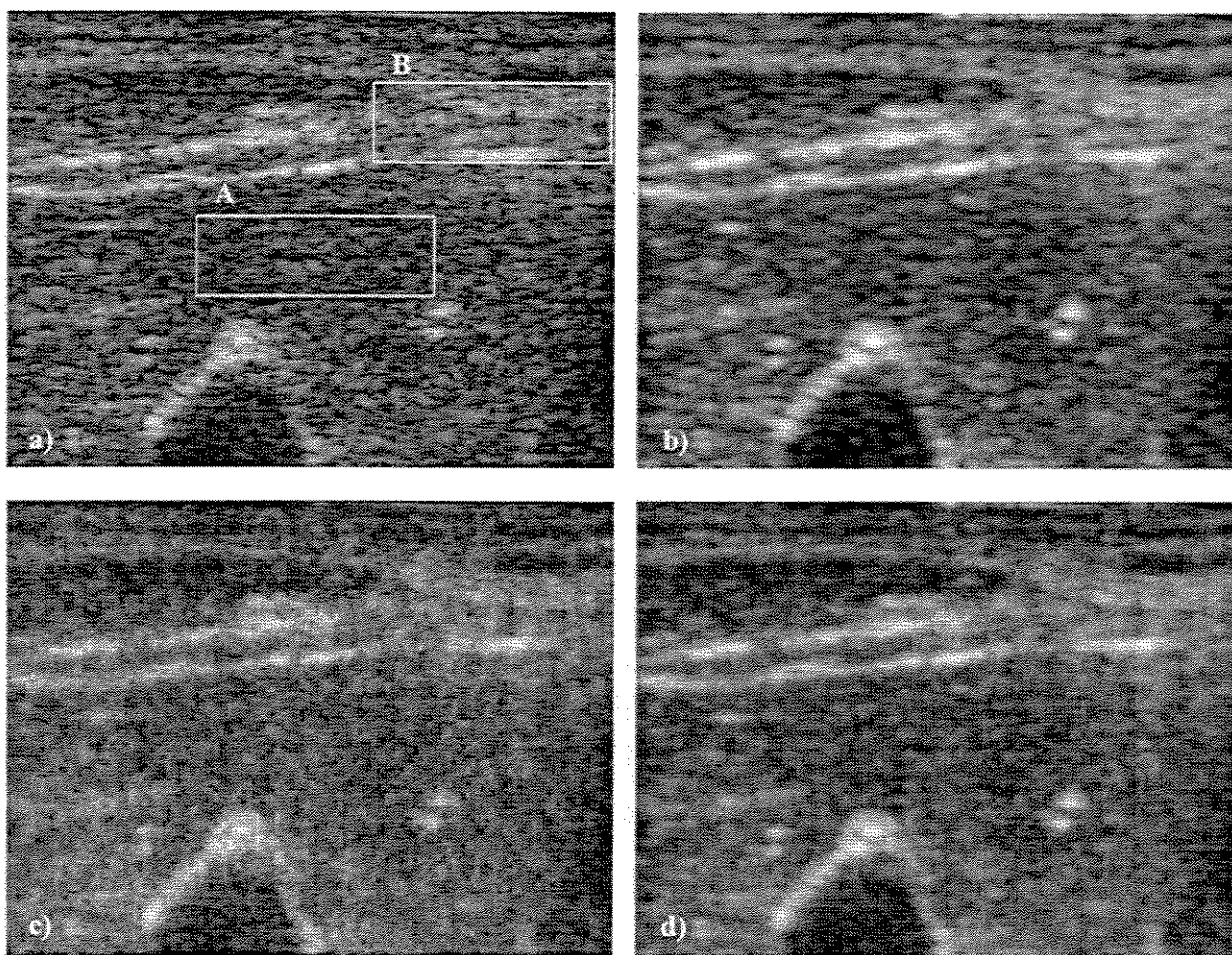


Figura 4.48 – Redução de "speckle" em imagem ultra-sônica com transdutor Acuson (transdutor e tecido desconhecidos): a) imagem de modo-B antes do processamento; b) resultado de redução de "speckle" obtido com o SPP com filtros gaussianos; c) com o ZAP; e d) com a composição de "b" e "c". Todas as imagens encontram-se com compressão logarítmica.

Os resultados quantitativos são ilustrados na tabela 4.9 e foram obtidos da mesma forma utilizada nos casos anteriores (tabelas 4.6 a 4.8).

Tabela 4.9 - Parâmetros de qualidade das imagens da figura 4.48

Valores absolutos.

	SNR_{AB}	CNR_{AB}	Interferência (%)
Modo-B	3,23	1,08	20,3
SPP_{Gauss}	5,78	2,00	7,86
ZAP	5,12	1,55	12,8
Híbrido	6,27	2,02	7,00

Melhora dos índices relativos à imagem de modo-B original.

	SNR_{AB} (%)	CNR_{AB} (%)	Separação (%)
SPP_{Gauss}	78,9	85,0	61,4
ZAP	58,7	42,7	36,9
Híbrido	94,2	86,9	65,6

Capítulo 5

Discussão e Conclusões

5.1. Discussão

Todas as técnicas de aquisição de imagens médicas estão sujeitas a fatores que vêm degradar o resultado obtido, sejam eles causados por movimentações do paciente (não é razoável parar o coração para se adquirir uma imagem do mesmo!), interferências eletromagnéticas de outros equipamentos, erros de operação, além de problemas inerentes a cada modalidade de imagem. Neste aspecto, a ultra-sonografia é particularmente problemática, pois, mesmo na ausência de qualquer tipo de ruído externo, há uma série de fatores que contribuem para a degradação da qualidade da imagem, como reverberações do pulso entre duas interfaces acústicas, atenuação (dependente da profundidade e da frequência), o tamanho do pulso, que limita a resolução do sistema, além do *speckle*. Este último é o objeto de estudo deste trabalho e, como mostrado anteriormente, foi caracterizado como artefato em função de sua natureza determinística, diferindo dos demais tipos de ruído (Burkhardt, 1978). Além de corromper a textura das regiões de uma imagem, reduzindo seu contraste, o *speckle* é ainda responsável por degradar as bordas das diferentes estruturas sob investigação, dificultando a distinção das mesmas. Sua consequência mais imediata reside no grau de subjetividade incutido no diagnóstico médico, além de dificuldades de implementação de métodos automáticos de análise de imagens (Gibson et al., 2001; Dantas et al, 2002; Chen et al., 2003a). Segundo Maciel e Pereira (1997), o *speckle* é um fenômeno que apresenta uma natureza dupla, pois pode tanto ser analisado, auxiliando na caracterização de tecidos, quanto processado, visando a melhoria da

qualidade da imagem por ultra-som. São discutidos a seguir os pontos principais tratados neste trabalho, separando-se os itens para melhor compreensão.

5.1.1. Espalhadores efetivos e imagem livre de *speckle*

Quando se trata de *speckle* em imagens ultra-sônicas de modo-B, é muito comum caracterizar uma imagem ou região da mesma como “completamente corrompida por *speckle*” ou em inglês, *fully speckle developed*. Isto implica que o número de espalhadores por célula de resolução é grande o suficiente para que a variação de intensidade da imagem de modo-B corrompida por *speckle* tenha uma função de densidade de probabilidade que se aproxima da distribuição de Rayleigh, com relação sinal-ruído (razão entre média e desvio padrão) teórica igual a 1,91 (Burckhardt, 1978). Como previamente ilustrada na figura 2.17, esta função de distribuição realmente aplica-se a imagens de modo-B. Entretanto, um tecido qualquer contém estruturas dos mais variados tamanhos e que, dependendo do pulso utilizado, podem se comportar como espalhadores de Rayleigh ou simplesmente como interfaces de reflexão especular.

Avaliou-se o comportamento da relação sinal-ruído (SNR) de imagens simuladas corrompidas por *speckle* a partir de *phantoms* computacionais, cujas densidades populacionais variaram de 1 a 100 %. Os *phantoms* tinham dimensões de 512 x 512 pontos e, para cada densidade, foram gerados 5 conjuntos de espalhadores diferentes. Foram utilizados os pulsos ultra-sônicos obtidos com os transdutores da Panametrics (1,00 MHz, focalizado) e Funbec (2,25 MHz, não focalizado) – seção 3.1.2. Para cada *phantom*, foram utilizados os dois pulsos, resultando nas imagens de modo-B e modo-B efetiva (obtida através dos correspondentes espalhadores efetivos), sendo que para cada densidade populacional foi calculada a SNR média. Os resultados obtidos com o pulso de 1,00 MHz (Panametrics) e 2,25 MHz (Funbec) encontram-se ilustrados nas figuras 5.1.a e 5.1.b, respectivamente. Sobrepostas às curvas, encontram-se as linhas com o valor teórico de SNR para uma imagem completamente corrompida por *speckle*, igual a 1,91.

Como se pode perceber, com ambos os pulsos, as SNR medidas encontram-se bem próximas ao valor previsto, independente da densidade populacional. Os únicos desvios são encontrados para densidades muito baixas, abaixo de 5 %. Nestes casos, como há poucos espalhadores presentes, ocorre uma maior probabilidade de regiões não-ecogênicas nas imagens, fazendo com que a SNR diminua. Por outro lado, acima de 10 % de densidade, o aumento da população de espalhadores não proporciona uma maior degradação por *speckle*, estabilizando próximo ao valor teórico previsto por Burckhardt. Outro ponto interessante é que as curvas de SNR calculadas a partir das imagens de modo-B originais e das obtidas com espalhadores efetivos foram praticamente idênticas, confirmando o fato de que a ocorrência de *speckle* independe do número ou da distribuição aleatória dos espalhadores.

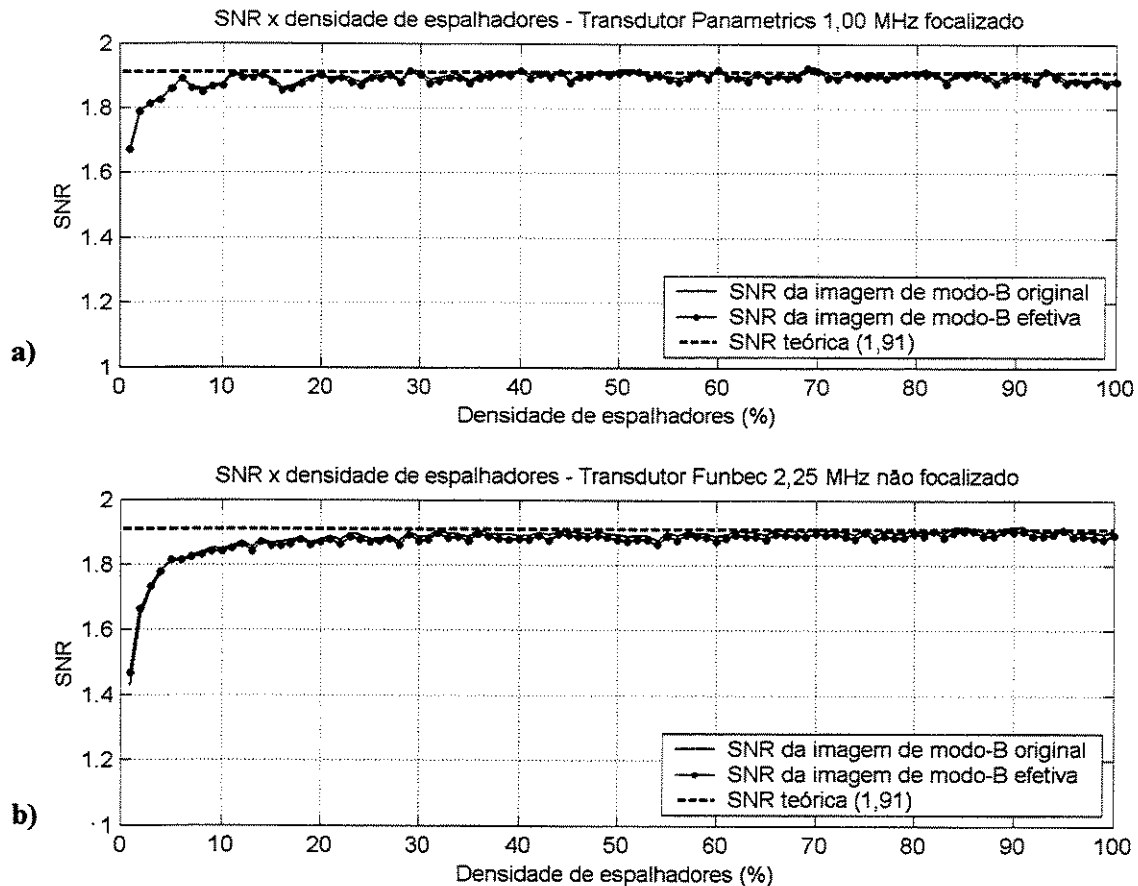


Figura 5.1 – Comportamento da SNR de imagens de modo-B original e com espalhadores efetivos, em relação à variação da densidade populacional dos espalhadores dos "phantoms" utilizados. Resultados obtidos com: a) pulso de 1,00 MHz (tr. Panametrics focalizado) e b) pulso de 2,25 MHz (tr. Funbec não-focalizado).

Como o aparecimento de *speckle* depende de, pelo menos, duas reflexões que se sobreponham, não há como afirmar se uma imagem encontra-se mais ou menos corrompida por *speckle*. Desta forma, mais ambíguo que o termo "completamente corrompido por *speckle*", seria caracterizar uma imagem, em termos estatísticos, como "parcialmente corrompida por *speckle*". Pode-se argumentar que, independentemente do tamanho do pulso, sempre haverá estruturas ainda menores e capazes de dar origem ao *speckle*.

O conceito de espalhadores efetivos implica que o limiar para ocorrência ou não de *speckle* independe da maior ou menor quantidade de espalhadores distribuídos aleatoriamente por célula de resolução. Apesar de sua estrutura regular, com espalhadores regularmente espaçados, existem infinitos conjuntos de espalhadores pontuais capazes de dar origem à mesma imagem. Além disso, a introdução do conceito de espalhadores efetivos contribuiu para a formulação de uma forma mais robusta e condizente de cálculo das imagens livres de *speckle*. Vale a pena dizer que essa nova formulação de imagem livre de

speckle foi um conceito assumido para as aplicações contidas neste trabalho, mas que consegue unir as definições de Burkhardt (1978) e Gehlbach (1983) de forma mais robusta e computacionalmente mais eficiente que o método de escrita máxima.

Neste trabalho, como as simulações tinham como objetivo a obtenção de imagens de modo-B corrompidas por *speckle*, optou-se pela convolução de um pulso ultra-sônico bidimensional com os espalhadores constituintes da estrutura em questão (Jensen e Leeman, 1994). Este método de simulação cumpre sua função na geração de *speckle*, com a vantagem de ser computacionalmente eficiente. Nesta situação específica, a utilização dos espalhadores efetivos não traz nenhuma contribuição relevante, pois os tempos envolvidos na simulação, com ou sem os espalhadores efetivos, seriam praticamente os mesmos, dependendo do método numérico utilizado na operação de convolução. Entretanto, em várias outras situações pode ser desejável simular a interação do pulso com cada espalhador individualmente, como nos métodos numéricos introduzidos por Tupholme (1969) ou Stepanishen (1970). Nestes casos, o uso dos espalhadores efetivos é capaz de reduzir drasticamente os tempos de processamento envolvidos, pois um número menor de espalhadores implica em menos iterações computacionais. No grupo de pesquisa em ultra-som do CEB/UNICAMP, foi desenvolvido um programa de simulação de propagação de ondas acústicas em meios com agentes de contraste. Com a adoção do conceito de espalhadores efetivos, os tempos de processamento envolvidos foram reduzidos em até 95 % dos tempos despendidos com espalhadores convencionais (Albuquerque, 2003). Mesmo que um determinado pulso ultra-sônico seja espacialmente variante com a profundidade, pode-se definir uma região espectral capaz de englobar essas variações de abertura, de forma a obter um conjunto de espalhadores efetivos válidos ao longo de toda região de propagação do pulso.

5.1.2. Métodos de detecção de *speckle*

Os métodos de filtragem adaptativa necessitam de algum parâmetro realimentado capaz de indicar o nível de degradação por *speckle* sofrido por uma imagem. Geralmente é utilizado algum parâmetro estatístico local, no intuito de relacioná-lo com a presença de *speckle* (Bamber e Daft, 1986; Loupas et al, 1989; Bamber e Phelps, 1991). O objetivo final é a melhoria da qualidade da imagem, independente do método. Entretanto, defende-se aqui a idéia que estas abordagens estatísticas, apesar de válidas, podem ser aplicadas em um estágio posterior de processamento das imagens ultra-sônicas. Os métodos introduzidos neste trabalho, diversidade de fase (SPP) e ZAP, atuam em um estágio inicial do processamento, quando ainda se tem disponível todo o sinal de RF. Acredita-se que a fase do sinal, bem como suas componentes harmônicas, possam ainda fornecer mais informações (Gatenby et al., 1989). Os métodos estatísticos geralmente utilizam apenas a imagem de modo-B, sem nenhuma informação adicional.

A frequência instantânea (FI) para detecção de *speckle* já era utilizada com esta finalidade, e foi aceita como padrão por estar condizente com a definição de que o *speckle* é causado por interferências destrutivas entre duas reflexões distintas que ocorrem dentro da célula de resolução, gerando descontinuidades de fase e resultando em variações bruscas da frequência instantânea (Gatenby et al., 1989; Fosberg et al., 1991). Entretanto, ela apresenta o inconveniente de que só pode ser aplicada ao sinal de RF. Desta forma, não é possível sua utilização após um processo qualquer de redução de *speckle* que resulte em imagens de modo-B, como foram todos os casos apresentados ao longo deste trabalho. Já o método de detecção morfológica de *speckle* (DMS) permite a identificação do mesmo em imagens de modo-B, quaisquer que sejam elas, antes ou depois do processamento. Apesar da DMS não utilizar informações de fase do sinal, ela baseia-se no fato de que a presença de *speckle* cria estruturas cujos tamanhos vão além da capacidade máxima de resolução do sistema (equipamento ultra-sônico e transdutor) em questão. Apesar da equivalência entre ambos os métodos, ilustrada pelos resultados do capítulo anterior, dependendo dos limiares utilizados, os resultados podem ser diferentes, pois a FI pode apresentar variações de amplitude muito maiores que a DMS.

A figura 5.2 ilustra os resultados da DMS aplicada sobre uma imagem de modo-B sintética, antes e depois do processamento para redução de *speckle*. A figura 5.2.a ilustra a imagem de modo-B original. Na figura 5.2.b, encontra-se sua correspondente livre de *speckle*, enquanto que em 5.2.c tem-se o resultado da restauração pelo método híbrido ($SPP_{Gauss} + ZAP$). As três imagens foram normalizadas, de forma que os resultados de aplicação da DMS a cada uma delas pudessem ser comparados entre si em termos de suas amplitudes. Foi utilizado um elemento estruturante de mesmas dimensões do pulso e estabelecido um limiar de corte igual para todas elas, correspondendo a 20 % do valor de pico da DMS da imagem original (fig. 5.2.a). Os resultados referentes às figuras 5.2.a, 5.2.b e 5.2.c encontram-se ilustrados em 5.2.d, 5.2.e e 5.2.f, respectivamente. Cada resultado foi sobreposto à sua imagem correspondente.

Observando os resultados ilustrados na figura 5.2, percebe-se que a imagem original (fig. 5.2.d) apresenta grande ocorrência de *speckle*, enquanto que a imagem de referência (fig. 5.2.e) está praticamente livre de artefatos, com apenas algumas poucas regiões onde foi detectado *speckle*. Isto está provavelmente mais relacionado ao tamanho do elemento estruturante e ao limiar de corte adotado, do que à real presença de *speckle*. O resultado da DMS aplicada após a restauração (fig. 5.2.f) indica várias ocorrências de *speckle*, mas localizadas e de “curta duração”, ou seja, apesar de ainda haver flutuações de brilho, o *speckle* não mais permeia a imagem, causando sulcos como na figura 5.2.d. Sob esta ótica, algumas medidas sobre a detecção de *speckle* poderiam ser utilizadas como forma de análise da qualidade da imagem como, por exemplo, a área total detectada, o comprimento dos segmentos, algum momento estatístico de ordem elevada ou mesmo o grau de correlação entre duas dadas detecções. Apesar de

possível, esta análise foi descartada neste trabalho em função da quantidade de parâmetros envolvidos, além da medida realizada, propriamente dita.

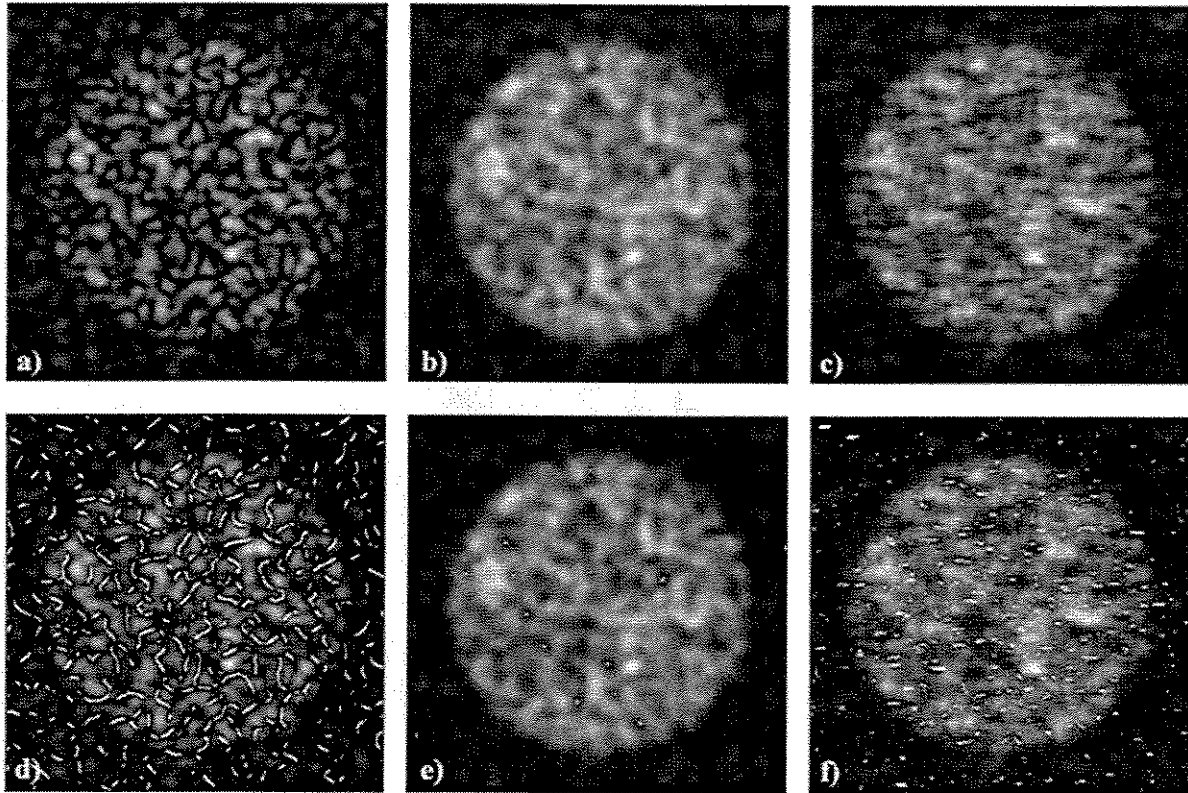


Figura 5.2 – Detecção morfológica de "speckle" em imagens de modo-B antes e após redução de "speckle": a) imagem original; b) imagem livre de "speckle"; c) restauração pelo método híbrido; d) resultado da DMS de "a"; e) de "b"; e f) de "c".

5.1.3. Métodos de redução de *speckle*

Como já era de se esperar, a aplicação do método de diversidade de frequência, tanto no caso unidimensional quando bidimensional, resulta em uma sensível perda de resolução. Já a composição angular, ou espacial, é capaz de proporcionar níveis elevados de redução de *speckle* sem perda de resolução, mas às expensas de um maior número de imagens adquiridas. Além da dificuldade de se obter imagens em determinadas direções, a necessidade de aquisição de várias imagens faz com que a taxa de atualização de quadros caia ou, no caso de uma composição contínua das últimas N imagens, movimentos do paciente ou do transdutor podem causar um efeito de persistência na imagem visualizada na tela do equipamento.

DIVERSIDADE DE FASE

O método de diversidade de fase mostrou-se uma alternativa aos métodos anteriores, primeiro por não apresentar perdas de resolução significativas e, em segundo lugar, por fazer uso de apenas uma imagem de entrada. O fato dos filtros englobarem grande parte da informação espectral na direção axial do pulso faz com que a resolução original seja resguardada. Já a filtragem em várias direções proporciona o baixo grau de correlação necessário para uma composição eficiente. Apesar dos três filtros utilizados, cunha, gota e gaussiano, eles não são as únicas opções. Destes três, o que apresentou melhor relação curso-benefício foi o gaussiano. Seus resultados são qualitativa e quantitativamente melhores que os obtidos com filtros do tipo cunha, e comparáveis aos obtidos com os do tipo gota, mas de implementação mais rápida, por ser expressa de forma analítica. Nesta mesma linha, vários outros filtros podem ser implementados, dependendo, dentre outros fatores, da abertura do transdutor (função de espalhamento de ponto do pulso). Uma abordagem possível seria o projeto de filtros para aplicações em imagens harmônicas ou com agentes de contraste, buscando a composição de imagens em regiões espectrais específicas.

Apesar de alguns parâmetros dos filtros diretivos serem calculados automaticamente, pode ser necessária uma intervenção do operador para o ajuste fino dos mesmos, visando um resultado específico. Ainda assim, após a implementação dos filtros, estes podem ser utilizados continuamente, não inviabilizando sua aplicação em tempo real. Como os equipamentos de ultra-som vêm com um certo número de transdutores diferentes, eles poderiam ser pré-calibrados de fábrica ou mesmo pelo operador. Desta forma, sempre que for necessário fazer a redução de *speckle* de imagens obtidas com um determinado tipo de transdutor, poder-se-ia escolher dentre alguns filtros pré-selecionados. Isto garantiria um grau a mais de robustez ao método.

No caso dos filtros do tipo cunha, notou-se que, apesar da perda de resolução na direção de propagação do pulso ser imperceptível, houve uma pequena perda na direção lateral. Suspeita-se que isto se deva ao fato dos filtros utilizarem todas as componentes de frequência numa determinada direção, desde o valor DC até a frequência de Nyquist. Desta forma as filtragens na direção lateral apresentam componentes importantes na manutenção da resolução vertical, mas também componentes indesejáveis, que não correspondem à estrutura, mas de brilho bastante intenso. Durante a normalização, as componentes responsáveis pela manutenção da resolução vertical acabam tendo pouca influência na composição final da imagem. Os filtros do tipo gota e gaussiano não apresentam este problema, mas implicam em um maior número de parâmetros para descrição dos mesmos.

As figuras a seguir, 5.3 a 5.5, ilustram as várias imagens envolvidas no processo de redução de *speckle* com filtros diretivos. A figura 5.3.a ilustra uma imagem de RF sintética, as figuras 5.3.b e 5.3.c,

por sua vez, ilustram a magnitude de seu espectro de frequências e seu logaritmo, respectivamente. Na figura 5.3.d tem-se a imagem de modo-B resultante. Para este exemplo, adotou-se um *phantom* de 512 x 512 espalhadores e o pulso real obtido pelo transdutor Funbec, de frequência central igual a 2,25 MHz e de amostragem igual a 24 MHz.

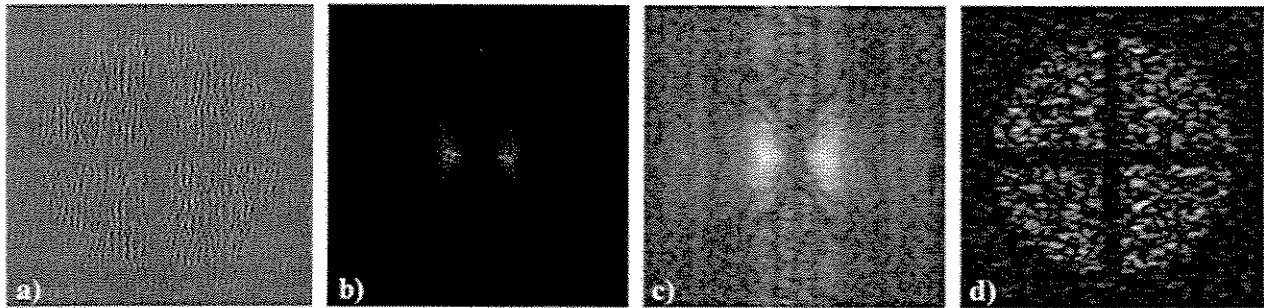


Figura 5.3 – a) Exemplo de imagem de RF; b) magnitude de seu espectro de frequências; c) logaritmo de seu espectro; d) imagem de modo-B resultante.

Em função da semelhança funcional entre os filtros, optou-se pelo gaussiano, cujos parâmetros descritivos foram os mesmos adotados na seção 4.2. As 9 imagens a seguir na figura 5.4 ilustram o logaritmo da imagem de RF (fig 5.3.c) juntamente com os contornos dos filtros utilizados em cada caso, bem como as sub-imagens obtidas. Pode-se observar que todas as imagens trazem alguma informação sobre a estrutura, mas são corrompidas por *speckle* de forma diferente. Mesmo com os filtros próximos a 90° (figuras 5.4.e e 5.4.f, com direção normal à propagação do pulso ultra-sônico) ainda é possível obter informações úteis capazes de contribuir para a composição da imagem final. Os coeficientes de correlação entre as sub-imagens obtidas, calculadas duas a duas e após normalização das mesmas, foram os seguintes: $R^2_{AB} = 0,8529$; $R^2_{BC} = 0,8361$; $R^2_{CD} = 0,7986$; $R^2_{DE} = 0,7933$; $R^2_{EF} = 0,8235$; $R^2_{FG} = 0,8138$; $R^2_{GH} = 0,8191$ e $R^2_{HI} = 0,8329$. Como se pode observar, o grau de correlação entre as sub-imagens apresenta pouca variação, indicando que todas elas contribuem de forma semelhante durante a etapa de composição da imagem final. Caso duas sub-imagens apresentassem um grau de correlação muito alto em relação às demais, isto poderia ser um indicativo de redundância de informação e que não traria muita contribuição efetiva, de forma que uma delas pudesse ser descartada. Caso o grau de correlação entre duas delas fosse muito baixo em relação às demais, poderia ter havido uma distorção muito grande de uma delas, capaz de distorcer a imagem final restaurada. Neste caso pode-se fazer um ajuste nos parâmetros dos filtros ou mesmo descartar esta sub-imagem em questão.

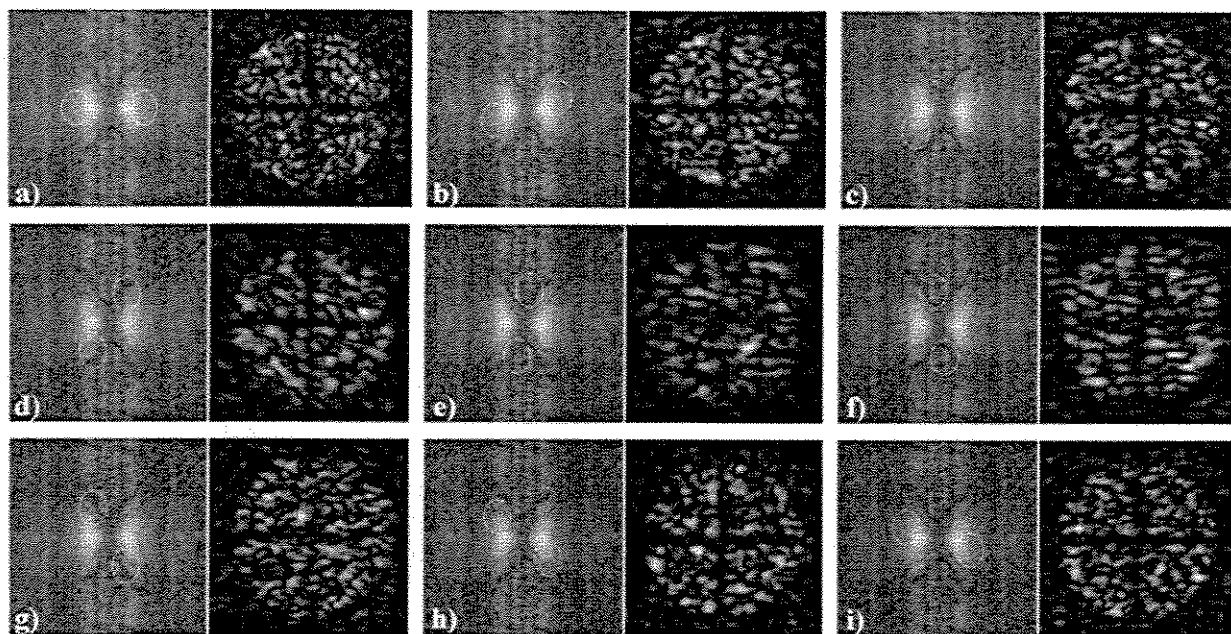


Figura 5.4 – Logaritmo do espectro da imagem de RF, ilustrada na fig. 5.3.c, com os contornos dos filtros utilizados (esquerda) e sub-imagens resultantes (direita). Em relação à direção de propagação do pulso, os filtros estão direcionados a: a) 0°; b) 20°; c) 40°; d) 60°; e) 80°; f) 100°; g) 120°; h) 140° e i) 160°.

A composição de todas as sub-imagens da figura anterior, feita pela média das mesmas, encontra-se ilustrada na figura 5.5 a seguir. Na figura 5.5.a encontram-se os limites de todos os filtros sobrepostos ao logaritmo do espectro da imagem de RF (repetida da fig. 5.3.c). Já a figura 5.5.b corresponde ao resultado da composição (média de todas as sub-imagens da figura 5.4).

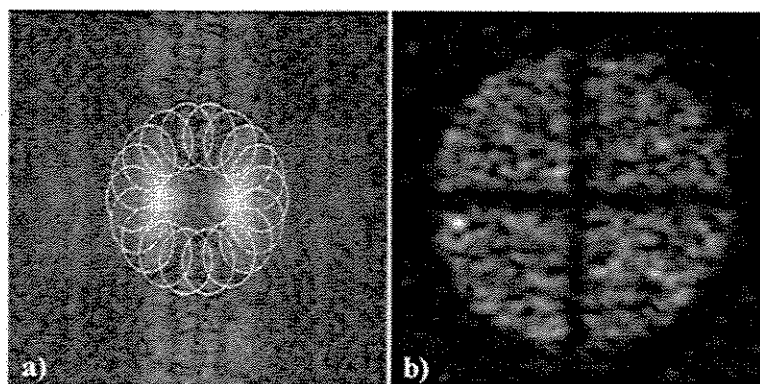


Figura 5.5 – a) Logaritmo do espectro da imagem de RF, ilustrada na fig. 5.3.c, com os limites de todos os filtros utilizados; b) resultado da composição (média) das sub-imagens da figura 5.4.

O ajuste dos filtros foi feito visando um determinado nível de restauração que permitisse a distinção entre os quatro quadrantes da imagem, com bordas definidas e um contraste alto entre a estrutura e o fundo. Entretanto, como pode ser observado na figura 5.5.a, nem toda região do espectro foi utilizada

pelos filtros. Caso a definição das bordas não seja crucial, pode-se utilizar filtros com raios menores, obtendo áreas mais homogêneas, mas com menor distinção nas regiões limítrofes. Já em aplicações que utilizam imagens harmônicas, podem-se utilizar filtros com raios maiores, descartando as componentes fundamentais.

ZAP

O ZAP é o mais promissor dos métodos de restauração, em função das seguintes características: é um método de imagem única; atua apenas onde foi detectada a ocorrência de *speckle*, deixando as demais regiões intactas; além de ser o único método capaz de recuperar a energia (brilho) perdida pelo sistema (sinal/imagem). O ZAP realiza a manipulação apenas das raízes localizadas na região da faixa de passagem do pulso, deixando as demais intactas. Ainda assim, esta é uma aproximação razoável, pois os zeros nesta região são dominantes sobre os demais. Além disso, a alteração de qualquer raiz modifica todos os coeficientes da transformada-Z do sinal e, conseqüentemente, todos os pontos do sinal no domínio do tempo/espço. Isto pode ser observado na equação 5.1, compilada a partir das equações 2.21 e 2.22. Uma perturbação em qualquer das $N-1$ raízes z_k resultará em alterações das N amostras do sinal $x(n)$.

$$Z\{x(n)\} = X(z) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) \cdot z^{-n} = \prod_{k=0}^{N-2} (1 - z_k z^{-1}) \quad (5.1)$$

A grande dificuldade no ZAP é, portanto, a determinação correta do ângulo de rotação das raízes no plano Z. Rotações demasiadas fazem com que os sinais fiquem super-corrigidos, enquanto que rotações insuficientes proporcionam uma sub-correção dos mesmos. Buscou-se várias formas de relacionar este ângulo em função da distribuição das raízes ou mesmo da amplitude da frequência instantânea. Mesmo para o caso mais simples, que é com dois espalhadores de mesma magnitude, a distância entre os mesmos, medida em pontos de amostragem, define o número de raízes estruturais regularmente espalhadas no plano-Z, alterando o ângulo ótimo para cada caso. Optou-se, então, pela rotação das raízes encontradas na faixa de passagem do pulso para sua borda mais próxima, sendo que a definição destes limites (valores inicial e final de faixa de passagem do pulso) definirá o ângulo médio de rotação.

Durante a restauração de um sinal pelo método ZAP, na maioria das vezes tem-se apenas uma raiz a ser manipulada. Entretanto, pode haver a ocorrência de mais de uma raiz ao mesmo tempo ou, ainda, nenhuma raiz ser encontrada, apesar da frequência instantânea ter identificado a ocorrência de *speckle*. Esta variação depende principalmente do comprimento do segmento e da abertura angular utilizadas.

A situação mais crítica é, sem dúvida, quando nenhum zero é detectado na região correspondente à faixa de passagem do pulso. Neste caso não há o que se fazer e o sinal é mantido inalterado. Na maioria das vezes encontra-se apenas uma raiz que, como descrito previamente, tem seu ângulo modificado para o

limite mais próximo da abertura do pulso. A ocorrência de duplas de zeros, menos comum, não é tão problemática, pois as raízes geralmente encontram-se simetricamente afastadas em relação à frequência central, próximas aos limites da abertura do pulso. Quando uma delas se aproxima da frequência central, a outra se move no mesmo sentido, saindo da faixa de passagem. Volta-se, então, ao caso anterior, onde havia apenas uma raiz detectada. Sendo assim, as duplas são menos frequentes que as ocorrências de raízes únicas. De qualquer forma, quando há duas raízes, ambas são tratadas individualmente, como se fossem raízes únicas. De ocorrência bem menos freqüente é a detecção de três ou mais zeros, sendo que cada raiz é também processada isoladamente. A figura a seguir, 5.6, ilustra a detecção de zeros-zap em função do comprimento do pulso. Estes dados foram obtidos de uma imagem simulada de dimensões 512 x 512 pontos, com pulso gaussiano simétrico de 2,00 MHz, 50 % de largura de banda e 20,0 MHz de frequência de amostragem. A abertura foi definida como sendo 2 vezes a largura de banda. Desta forma, a frequência central situa-se a 36° e os limites da faixa de passagem são 18° (1,00 MHz) e 54° (3,00 MHz). Pode-se observar que, com o segmento de aproximadamente um comprimento do pulso, tem-se a maior quantidade de raízes únicas e a menor ausência de zeros, como na região indicada pela seta.

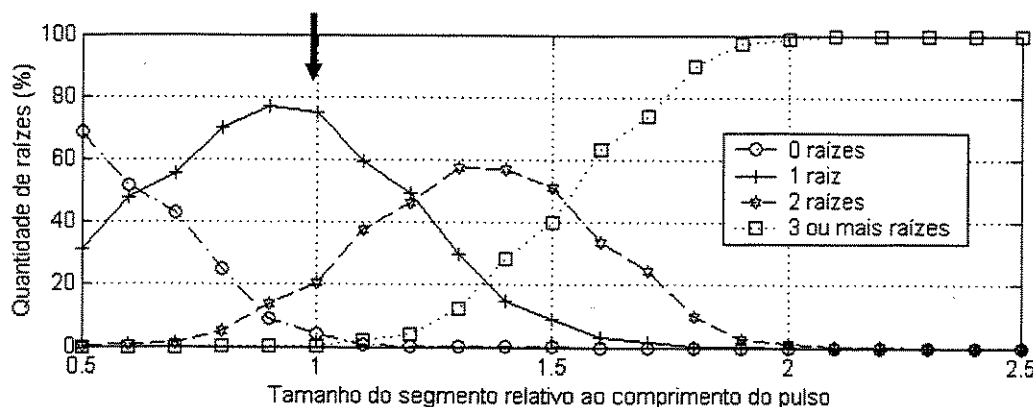


Figura 5.6 – Quantidade de raízes detectadas em função do tamanho do segmento analisado.

A figura 5.7, por sua vez, ilustra a dependência da quantidade de raízes detectadas em função da abertura, ou faixa de passagem utilizada. Neste exemplo, o segmento foi definido como tendo o mesmo comprimento do pulso. Com aberturas muito pequenas, a probabilidade de se detectar raízes é baixa, mas como elas encontram-se bem próximas à frequência central do pulso, são responsáveis por uma severa degradação por *speckle*. Com aberturas maiores, aumenta-se a probabilidade de raízes únicas que, para o presente caso, tiveram ocorrência máxima com a abertura em torno de 2 vezes a largura de banda do pulso (medida a -6 dB de seu valor de pico), como indicado pela seta no gráfico. Esta é considerada a região ótima para o pulso gaussiano utilizado, pois têm-se poucas duplas e quase nenhuma ausência de zeros. Ainda assim, vale lembrar que, com segmentos de tamanhos diferentes, os valores de pico das curvas ficariam deslocados.

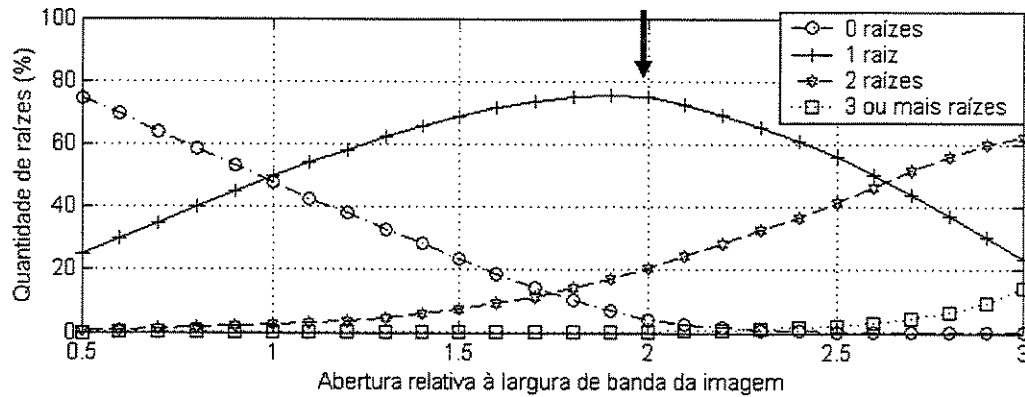


Figura 5.7 – Quantidade de raízes detectadas em função da abertura (faixa de passagem) definida.

A figura 5.8 ilustra a variação da quantidade de raízes detectadas em função do limiar da frequência instantânea. Neste caso, foram adotados os valores ótimos dos exemplos anteriores, ou seja, segmento de mesmo comprimento do pulso e abertura igual a 2 vezes a largura de banda do mesmo. Como se pode observar, os valores são praticamente constantes. A pequena variação que ocorre no início da escala dá-se porque, com um limiar de corte muito baixo, podem-se detectar flutuações da frequência instantânea que não necessariamente estão ligadas à presença de *speckle*, por isso há uma maior ausência de raízes. Este tipo de análise auxilia no ajuste dos parâmetros para utilização do ZAP, mas, dependendo da aplicação, podem ser alterados. Por exemplo, dependendo do grau de redução de *speckle* desejado, aliado ao tempo de processamento envolvido, pode-se utilizar uma maior ou menor abertura.

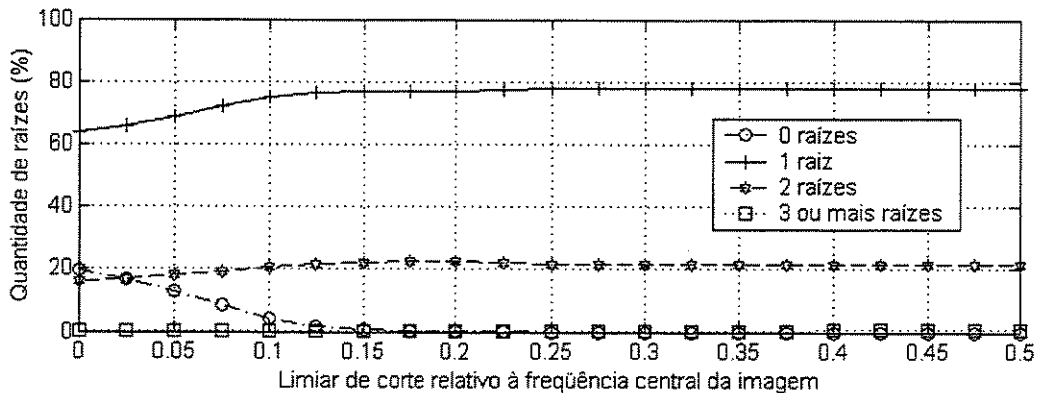


Figura 5.8 – Quantidade de raízes detectadas em função do limiar da frequência instantânea.

Localmente, a restauração com o método ZAP pode causar descontinuidades em função das super- ou sub-correções realizadas, como pode ser observado com os resultados de imagens simuladas (seção 4.2). Já do ponto de vista macroscópico, o ZAP proporciona uma homogeneidade média da região restaurada, como nas imagens de casos clínicos reais (seção 4.3). Além disso, sua atuação conjunta ao SPP foi, na maioria dos casos, superior a ambos os métodos atuando isoladamente, indicando uma forte

sinergia entre os mesmos, além do ZAP não resultar em nenhuma perda de resolução. Os demais métodos, baseados em algum tipo de composição, apenas espalham o brilho local. Entretanto, o principal problema do ZAP no estágio atual ainda é a determinação do ângulo ótimo de rotação, exigindo estudos mais extensos, na tentativa de relacionar este ângulo à distribuição e estabilidade das raízes ao longo do plano-Z. Independentemente do uso do ZAP para redução de *speckle*, a análise do sinal retro-espalhado no plano-Z é bastante conveniente, pois permite analisar, de forma sucinta e direta, as raízes que porventura tenham causado interferência ou mesmo desvios de frequência causados pela atenuação.

A grande vantagem dos métodos SPP e ZAP em relação à composição angular ou espacial é a necessidade de apenas uma imagem de entrada. Entretanto, um método não invalida o outro, pois tanto o ZAP como o SPP poderiam ser utilizados em estágios de pré-processamento, antes da composição angular, filtragem adaptativa ou outro método qualquer, aumentando a eficiência total no processo de redução de *speckle*.

5.1.4. Avaliação dos métodos e dos resultados

A avaliação da qualidade de uma imagem qualquer não é uma tarefa trivial e direta, principalmente porque uma imagem considerada “boa” depende da aplicação à qual ela se destina. Imagens ultra-sônicas médicas de modo-B trazem informações sobre a anatomia de um certo órgão em um dado plano de investigação. Neste aspecto, o principal interesse clínico reside na identificação de estruturas, de forma que a nitidez das mesmas, bem como sua distinção das demais, são fatores a serem levados em consideração (Kocsis et al. 2003). A relação sinal-ruído (SNR) é particularmente útil pois quantifica o grau de uniformidade de uma dada região. Já o contraste, por sua vez, indica o grau de variação entre duas regiões. Neste contexto, a abertura do transdutor também ocupa um lugar de destaque, pois é o que define a resolução final da imagem. Uma resolução alta faz com que as estruturas tenham bordas mais bem definidas e tamanhos mais próximos às suas dimensões reais.

Segundo Burckhardt (1978), a utilização de estatística de primeira ordem, como SNR, tem maior aplicação, pois independe da abertura do transdutor. Já a estatística de segunda ordem (distribuição de tamanho do *speckle*, por exemplo) depende da resolução e conseqüentemente da abertura do transdutor. Apesar desse grau de robustez de parâmetros como SNR e CNR, e principalmente por não levarem em conta a resolução da imagem, eles são incapazes de detectar possíveis perdas de resolução que porventura venham a ocorrer. Neste sentido, a SNR e a CNR são parâmetros úteis desde que utilizados com critério, limitando sua aplicação à regiões homogêneas.

Já a medida de resolução, calculada sobre um único espalhador pontual, aproxima-se da função de espalhamento de ponto da imagem. Baseando-se no modelo linear para sistemas ultra-sônicos, pode-se

dizer que essa resolução calculada corresponde à resolução da imagem em uma determinada faixa, considerada invariante por deslocamento. Em situações reais, utiliza-se um *phantom* composto por linhas finas e rígidas, dispostas paralelamente entre si e normais à direção de propagação do feixe. Dependendo da faixa de frequências utilizada, estas linhas comportam-se como impulsos, fornecendo a função de espalhamento de ponto do pulso em várias profundidades. Nos resultados apresentados na seção 4.2, estava-se interessado nas perdas de resolução impostas pelos métodos de redução de *speckle*, calculadas em relação à resolução da imagem de modo-B antes do processamento. Por esta razão, a abertura do feixe foi considerada constante e invariante por deslocamento ao longo de toda imagem.

A introdução do parâmetro de qualidade denominado interferência está relacionada ao contraste, por levar em consideração o grau de corrupção entre duas regiões. Além disso, se as regiões escolhidas forem particularmente homogêneas e contíguas, grande parte da interferência entre os histogramas deve-se à “mistura” de brilho ocorrida na borda comum às duas. A interferência pode ser utilizada em uma imagem isolada, fornecendo um valor absoluto, mas ela é particularmente útil quando usada na avaliação de uma imagem antes e depois de uma determinada etapa de processamento, como em um processo de redução de *speckle*, por exemplo.

Haralick et al. (1973) introduziram o conceito de matrizes de co-ocorrência, utilizadas para a análise de textura em imagens digitais. Cada matriz de co-ocorrência calculada fornece o grau de coincidência entre os pontos de uma imagem em uma dada direção e a uma distância fixa. As coordenadas dos pontos na matriz de co-ocorrência correspondem aos valores de amplitude dos dois pontos analisados. Como estes dados são cumulativos, o brilho de cada ponto da matriz de co-ocorrência corresponde à quantidade de pares de pontos da imagem original de mesmas características. Estas matrizes podem ser calculadas variando-se a direção dos pares de pontos, bem como a distância entre eles. No caso de *speckle*, como não há uma direção preferencial, podem-se calcular as matrizes de co-ocorrência em várias direções, seguido da média entre as mesmas. Se a distância for 1, ou seja, os pontos são conexos, há 4 direções preferenciais: 0°, 90°, 135° e 180°. O trecho de código a seguir, escrito para ambiente MATLAB, realiza o cálculo da matriz de co-ocorrência de uma imagem $f(m,n)$ de dimensões $M \times N$ e 8 bits de resolução em amplitude. O cálculo é feito a 135° e os dados são armazenados na variável bidimensional **cooc** (matriz de co-ocorrência).

Foram utilizadas as imagens de modo-B ilustradas previamente na figura 5.2 para exemplificar o cálculo de matrizes de co-ocorrência, com os resultados a seguir (fig. 5.9). A figura 5.9.a ilustra a matriz de co-ocorrência da imagem de modo-B original, antes da redução de *speckle*, previamente ilustrada na figura 5.2.a. A distância entre os pontos foi definida como 1, sendo que a matriz de co-ocorrência ilustrada corresponde à média das matrizes nas quatro direções preferenciais. A figura 5.9.b ilustra o resultado

obtido a partir da imagem livre de *speckle* (fig. 5.2.b), enquanto que na figura 5.9.c tem-se o resultado obtido após a redução de *speckle* (fig. 5.2.c).

```
cooc = zeros(256,256);      % matriz nula de dimensões 256 x 256
D = 1;                      % D - distância entre os pontos
for ii = 1:D:M,             % laço para varrer todas as M linhas
    for jj = 1:D:N,          % laço para varrer todas as N colunas
        lin = f(ii,jj);      % amplitude do primeiro ponto
        col = f(ii-D,jj-D);  % amplitude do segundo ponto (a 135°)
        cooc(lin,col) = cooc(lin,col) + 1; % incrementa a ocorrência
    end;
end;
```

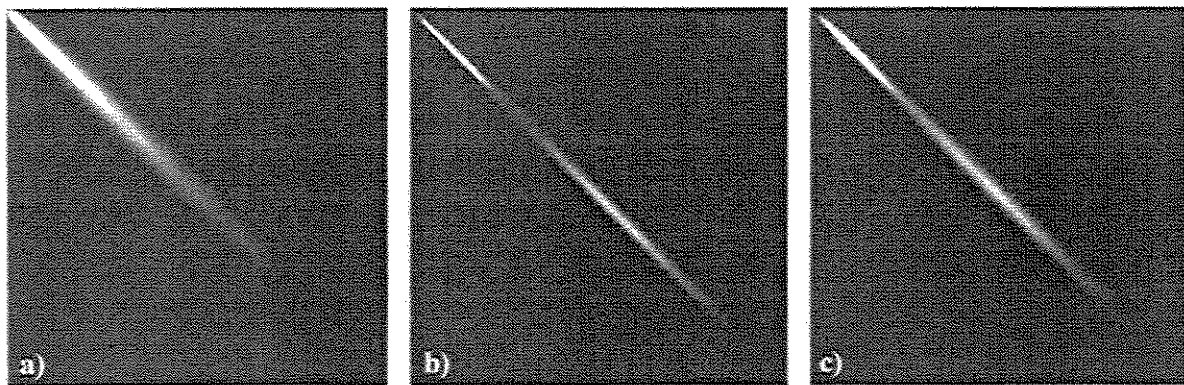


Figura 5.9 – Matrizes de co-ocorrência calculadas a partir das imagens da figura 5.2: a) imagem de modo-B original; b) imagem livre de "speckle"; c) restauração pelo método híbrido.

A partir das matrizes de co-ocorrência podem ser calculados vários parâmetros. Haralick e colaboradores (1973) introduziram um conjunto de 14 descritores, como momento angular, contraste, correlação, entropia, dentre outros. De forma a exemplificar, foi calculado o coeficiente de correlação cruzado entre as imagens, a saber:

- Imagem original e livre de *speckle*: $R_{AB}^2 = 0,76$;
- Imagem original e resultado do método híbrido: $R_{AC}^2 = 0,87$;
- Imagem livre de *speckle* e resultado do método híbrido: $R_{BC}^2 = 0,96$.

Apesar dos resultados concordarem com a inspeção visual de que a imagem original e a livre de *speckle* são as mais díspares entre si, com a imagem restaurada ocupando um lugar intermediário, os valores obtidos não são suficientes para quantificação dos níveis de presença de *speckle*. Alguns autores, como Sivaramakrishna et al. (2002), utilizaram várias combinações de descritores de Haralick, no intuito de chegar a uma relação robusta entre, pelo menos, um descritor e os resultados de análises feitas por especialistas clínicos. Como citado anteriormente, segundo Rakebrandt et al. (2000), as matrizes de co-

ocorrência, dentre outras técnicas existentes, não conseguiram se estabelecer como formas robustas de caracterização de textura em imagens ultra-sônicas de modo-B.

Em um método de redução de *speckle*, além de sua capacidade de restauração, outro fator importante e que deve ser considerado é a complexidade computacional envolvida em sua implementação. No passado, em função da limitação de recursos computacionais, autores como Bamber e Phelps (1991) chegaram a desenvolver circuitos eletrônicos dedicados ao tratamento de *speckle* em tempo real. Atualmente isto não é mais uma limitação tão séria, mas ainda assim o processamento deve ser rápido o suficiente para que as imagens possam ser atualizadas na tela do equipamento dando ao usuário a impressão de tempo real.

Como o objetivo deste trabalho consistiu na investigação de novas técnicas de redução de *speckle*, optou-se pela flexibilidade computacional, em detrimento da velocidade de processamento. A opção pelo ambiente MATLAB deu-se pela facilidade de se realizar modificações nos algoritmos implementados, introduzindo futuras modificações ou integrando as rotinas desenvolvidas em um sistema mais abrangente de processamento de imagens ultra-sônicas, não se limitando apenas à redução de *speckle*. O gráfico de tempos de processamento ilustrado no capítulo anterior (figura 4.34) estabelece uma relação comparativa entre os métodos, mas é importante ressaltar que os programas desenvolvidos em ambiente MATLAB não são compilados, mas sim interpretados linha a linha. A implementação destes métodos em linguagem de máquina, compilados a partir de códigos em C/C++ estruturados e orientados a objetos, aumentaria sensivelmente as velocidades de processamento, sem perda de modularidade. Entretanto, além do dispêndio extra de tempo empregado na conversão e otimização dos programas, em um equipamento ultra-sônico convencional, partes do código poderiam ser implementados através de microprocessadores, processadores digitais de sinais ou em circuitos do tipo FPGA, dependendo da arquitetura em questão. Por estas razões, os programas finais foram mantidos em ambiente MATLAB.

5.2. Conclusões

A bibliografia referente ao processamento de imagens ultra-sônicas é bastante extensa, envolvendo técnicas diversas para diferentes aplicações, tanto para aplicações na área médica quanto em testes não destrutivos. Em imagens ultra-sônicas de modo-B, a presença de *speckle* é particularmente problemática, pois dificulta tanto o diagnóstico médico quanto a aplicação de métodos automáticos para extração de informações. É importante ressaltar que a classe médica treinada na interpretação de imagens por ultra-som desconhece a existência de *speckle*, tendo o padrão granuloso das imagens como parte integrante e característica dos tecidos sob investigação. A utilização de imagens restauradas e com *speckle*

reduzido, como ocorre com a maioria das inovações tecnológicas na área médica, exigirá uma reeducação destes profissionais.

Conclui-se, portanto, que os métodos aqui introduzidos, denominados Diversidade de fase (*Split Spectrum Processing* - SPP) e ZAP (*Zero Adjustment Processing*), trazem uma grande contribuição à restauração de imagens ultra-sônicas, no tocante à redução de *speckle*. Ambos necessitam de uma única imagem de entrada, sem degradação da resolução da imagem final. Além disso, estes métodos podem ser introduzidos em qualquer equipamento de modo-B e utilizados para todos os tipos de transdutores convencionais, independente do tecido sob investigação, pois fazem uso apenas da imagem de RF. Já o método de diversidade de frequência bidimensional (SSP 2D) não apresentou maiores inovações em relação a seu par unidimensional, como era de se esperar, mas serviu de inspiração ao método de diversidade de fase.

O conceito de espalhadores efetivos foi outra importante contribuição, apesar de não estar relacionado diretamente à redução de *speckle*. Inicialmente este conceito foi de grande valia no cálculo de imagens livres de *speckle*, permitindo a obtenção de sinais ou imagens de referência durante os processos de restauração. Outra grande contribuição dos espalhadores efetivos diz respeito à redução de complexidade computacional em simulações de propagação de pulsos ultra-sônicos que calculem as contribuições individuais de cada espalhador, permitindo uma drástica redução dos tempos de processamento envolvidos. Além disso, o conceito de espalhadores efetivos desmistifica a idéia de que a maior ou menor ocorrência de *speckle* depende do número de espalhadores por célula de resolução.

Outra contribuição importante foi o método de detecção de *speckle* por morfologia matemática. Além de ter-se mostrado equivalente ao de frequência instantânea, sua utilização é muito mais abrangente, pois utiliza como base apenas a imagem de modo-B. Em algumas situações, onde não se tem acesso à imagem de RF, isto é particularmente útil, como nos casos de filtragem adaptativa, podendo vir a substituir as técnicas estatísticas utilizadas na detecção de *speckle*.

5.3. Sugestões para trabalhos futuros

A restauração de imagens ultra-sônicas, principalmente no que concerne à redução de *speckle*, é uma área que vem se desenvolvendo continuamente por meio de novas técnicas de processamento, bem como pela evolução da capacidade computacional disponível. A implementação prática dos métodos de redução de *speckle* introduzidos neste trabalho vai depender da arquitetura utilizada nos equipamentos de ultra-sonografia, mas ainda são necessários esforços no sentido de otimizar os métodos, principalmente no que diz respeito ao ajuste de parâmetros exigido em cada um, deixando esta etapa transparente ao usuário final. Especificamente na diversidade de fase, a utilização de filtros diretivos abre um amplo leque de

opções para o desenvolvimento de novos filtros que melhor se adaptem às aberturas de pulsos específicos, tanto para imagens de modo-B convencionais, quanto para imagens harmônicas ou com agentes de contraste.

A partir da envoltória de um sinal ultra-sônico qualquer, a recuperação do sinal de rádio-freqüência que o originou não é trivial, pois a informação de fase já estaria perdida. Entretanto, trabalhos como os de Voelcker (1966) e Requicha (1980), tratam da análise das raízes complexas de um sinal analítico, visando a recuperação da fase do mesmo a partir de seu envelope. A viabilização destas técnicas para sinais ultra-sônicos seria de grande valia, pois possibilitaria recuperar o sinal de RF a partir de seu envelope (imagem de modo-B). Com exceção da filtragem adaptativa, a maioria das técnicas de redução de *speckle*, dentre os quais incluem-se os métodos introduzidos neste trabalho, utiliza a imagem de RF como entrada, resultando em uma imagem de modo-B restaurada. Se fosse possível reconstruir a imagem de RF a partir de sua imagem de modo-B, restaurada ou não, isso permitiria a reaplicação de métodos de redução de *speckle*, ou sua utilização em cascata, além da utilização de outras técnicas de processamento que façam uso da fase do sinal, e não apenas de sua magnitude. Além disso, o *speckle* não é um fenômeno exclusivo de sinais ultra-sônicos, sendo encontrado em qualquer sistema que utilize fontes coerentes, como laser ou radar. Nestes casos, os detectores captam apenas a intensidade dos sinais, sem informações sobre sua fase. A recuperação da fase permitiria a utilização dos métodos SPP ou ZAP de redução de *speckle* também nestas aplicações.

Referências Bibliográficas

- ALBUQUERQUE, J.A.G. - **Monografia de qualificação de doutorado: Caracterização de campos ultra-sôncos com agentes de contraste.** DEB/FEEC-UNICAMP, 2003.
- ALVARENGA, A.V., INFANTOSI, A.F.C., AZEVEDO, C.M., PEREIRA, W.C.A. - **Classifying Fatty and Glandular Tissues from Breast Ultrasound Images with the Complexity Curve and Genetic Algorithm.** Proc. IFMBE, v. 4, p. 01-04, CD-ROM: 4398.pdf, 2003.
- ANDERSON, M.E., TRAHEY, G.E. - **A seminar on k -space applied to medical ultrasound.** Department of Biomedical Engineering, Duke University, April, 2000.
- AUSSEL, J.D. - **Split-spectrum processing with finite impulse response filters of constant frequency-to-bandwidth ratio.** Ultrasonics, v. 28, p. 229-240, julho, 1990.
- BAMBER, J.C., DAFT, C. - **Adaptive filtering for reduction of speckle in ultrasonic pulse-echo images.** Ultrasonics, January, p. 41-44, 1986.
- BAMBER, J.C., PHELPS, J.V. - **Real-time implementation of coherent speckle suppression in B-scan images.** Ultrasonics, v. 29, p. 218-224, maio, 1991.
- BANKMAN, I.N., SPISZ, T.S., PAVLOPOULOS, S. - **Two-dimensional shape and texture quantification.** Handbook of medical imaging, Academic Press, 2000, capítulo 14, 215-229.

- BILGUTAY, N.M., BENCHARIT, U., MURTHY, R., SANIIE, J. - **Analysis of a non-linear frequency diverse clutter suppression algorithm**. Ultrasonics, v. 28, p. 90-96, março, 1990.
- BRACEWELL, R.N. - **The Fourier transform and its applications**. 2ª edição, Singapura: McGraw-Hill, 1978, 474 p.
- BURCKHARDT, C.B. - **Speckle in ultrasound B-mode scans**. IEEE Trans. Sonics and Ultrasonics, v. 25, n. 1, p. 1-6, janeiro, 1978.
- CARMO, B.S., PRAGER, R.W., GEE, A.H., BERMAN, L.H. - **Speckle detection for 3D ultrasound**. Ultrasonics, 40, p. 129-132, 2002
- CHANG, R.F.; WU, W.J.; CHEN, D.R.; CHEN, W.M.; SHU, W.; LEE, J.H.; JENG, L.B. - **3-D US frame positioning using speckle decorrelation and image registration**. Ultrasound in Med. & Biol., v. 29, 6, p. 801–812, 2003
- CHEN, Y.; BROCHAT, S.L.; FLYNN, P.J. - **Phase insensitive homomorphic image processing for speckle reduction**. Ultrasonic Imaging, 18, p. 122–139, 1996.
- CHEN, C.M., LU, H.H.S., CHEN, Y.L. - **A discrete region competition approach incorporating weak edge enhancement for ultrasound image segmentation**. Pattern Recognition Letters, 24, p. 693–704, 2003a.
- CHEN, Y., YIN, R., FLYNN, P., BROCHAT, S. - **Aggressive region growing for speckle reduction in ultrasound images**. Pattern Recognition Letters, 24, p. 677-691, 2003b.
- CLAERBOUT, J. **Earth soundings analysis: processing versus inversion**. Blackwell Scientific Publications, Boston, 1992, 304 p.
- CHRISTENSEN, D.A. **Ultrasonic Bioinstrumentation**. John Wiley & Sons, Nova York, 1988, 235 p.
- DANTAS, R.G., NICACIO, H., COSTA, E.T., LEEMAN, S. - **Simulação de pulsos ultra-sônicos de transdutores apodizados baseado no método do espectro de diretividade**. Anais do CBE, Florianópolis, p. 1065-1068, 2000.
- DANTAS, R.G.; LEEMAN, S.; COSTA, E.T.; HEALEY, A.J. - **Speckle reduction techniques in B-mode ultrasound images**. IEE Seminar on Medical Applications of Signal Processing, v. 110, p. 10/1-10-6, 2002.

- DANTAS, R.G. - **Relatório departamental: Algoritmos para detecção e redução de speckle em imagens médicas por ultra-som.** DEB/FEEC-UNICAMP, 2004.
- DUTT, V., GREENLEAF, J.F. - **Adaptive speckle reduction filter for log-compressed b-scan images.** IEEE Trans. Medical Imaging, v. 15, n. 6, p. 802-813, dezembro, 1996.
- FARAN, J.J. - **Sound scattering by solid cylinders and spheres.** Journal of Acoustical Society of America, v. 23, n. 4, p. 405-418, 1951.
- FORSBERG, F, HEALEY, A.J., LEEMAN, S., JENSEN, J.A. - **Assessment of Hybrid Speckle Reduction Algorithms.** Phys. Medicine and Biology, v. 36, n. 11, p. 1539-1549, 1991.
- GALLOWAY, R.L., MCDERMOTT, B.A., THURSTONE, F.L. - **A frequency diversity process for speckle reduction in real-time ultrasonic images.** IEEE Trans. Ultras., Ferr. and Freq. Control, v. 35, n. 1, p. 45-49, janeiro, 1988.
- GATENBY J.C., HODDINOTT, J., LEEMAN S. - **Phasing out speckle,** Physics in Medicine and Biology, v. 34, n. 11, p. 1683-1689, 1989.
- GEHLBACH S.M. - **Pulse reflection imaging and acoustic speckle.** Tese de doutorado, Stanford University, 1983.
- GIBSON, N.M., DUDLEY, N.J., GRIFFITH, K. - **A computerised quality control testing system for B-mode ultrasound.** Ultrasound in Med. Biol., v. 27, n. 12, p. 1697-1711, 2001.
- GONZALEZ, R.C., WOODS, R.E. - **Processamento digital de imagens.** Tradução de César Jr., R.M., Costa, L.F., ed. Edgard Blücher Ltda., São Paulo, 2000, 509 p.
- GOODMAN, J.W. - **Introduction to Fourier optics.** McGraw-Hill, San Francisco, 1968, apud Anderson e Trahey, 2000.
- GOUTSIAS, J, BATMAN, S - **Morphological methods for biomedical image analysis.** Handbook of Medical Imaging: Volume 3, Chapter 3, SPIE Optical Engineering Press, 1999, 102 p.
- GREVILLOT, M., CUDEL, C., MEYER, J.J., JACQUEY, S. - **Two approaches to multiple specular echo detection using split spectrum processing: moving bandwidth minimization and mathematical morphology.** Ultrasonics, 37, p. 417-422, 1999.
- HARALICK, R.M., SHANMUGAM K., DINSTEN I.H. - **Textural features for image classification.** IEEE Trans Syst Man Cybernet, v. 3, p. 610–621, 1973.

- HARALICK, RM, STERNBERG, SR, ZHUANG, X. - **Image analysis using mathematical morphology**. IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence, v. 9, n. 4, p. 532-550, julho, 1987.
- HEALEY, A.J., LEEMAN, S., FERRARI, L.A. - **Removing the ambiguity from single image speckle reduction techniques**. Acoustical Imaging, v. 22, p. 145-150, 1996.
- HEALEY, A.J. - **An analysis of coherent interference effects in medical ultrasound pulse-echo imaging**. Tese de doutorado, King's College London / Londres, Reino Unido, 348p, 1997.
- HODDINOTT, JC; GATENBY, JC; LEEMAN, S. - **Speckle reduction: phasing out the problem**. Ultrasonics International Conference Proceedings, Butterworth Scientific, 1988.
- HUANG, H.C., CHEN, J.Y., WANG, S., CHEN, C.H. - **Adaptive ultrasonic speckle reduction base on the slope-faceted model**. Ultrasonic in Med., Biol. v. 29, n. 8, p. 1161-1175, 2003.
- HUBER, S., WAGNER, M., MEDL, M., CZEMBIREK, H. - **Real-time spatial compounding imaging in breast ultrasound**. Ultrasound in Med., Biol., v. 28, n. 2, p. 155-163, 2002.
- HUTCHINS, L, LEEMAN, S. - **Pulse and Impulse Response in Human Tissues**. Acoustical Imaging, vol. 12, 459-467, 1982.
- INSANA, M.F., BROWN, D.G. - **Acoustic scattering theory applied to soft biological tissues**. In: SHUNG, K.K., THIEME, G.A. (editors), Ultrasonic scattering in biological tissues, CRC Press, Boca Raton, 1993, p. 76-124, apud Anderson e Trahey, 2000.
- JENSEN, J.A., LEEMAN, S. - **Nonparametric estimation of ultrasound pulses**. IEEE Trans. Biom. Eng., v. 41, n. 10, outubro, p. 929-936, 1994.
- JENSEN, J.A., NIKOLOV, S.I. - **Fast simulation of ultrasound images**. Proc. IEEE Ultrasonics Symp., v. 2, p. 1721-1724, 2000.
- JESPERSEN, S.K., WILHELM, J.E., SILLESEN, H. - **In vitro spatial compound scanning for improved visualization of atherosclerosis**. Ultrasound in Med. Biol., v. 26, n. 8, p. 1357-1362, 2000.
- KARPUR, P., SHANKAR, P.M., ROSE, J.L., NEWHOUSE, V.L. - **Split Spectrum Processing: optimizing the processing parameters using minimization**. Ultrasonics, v. 25, julho, p. 204-208, 1987.

- KARPUR, P., SHANKAR, P.M., ROSE, J.L., NEWHOUSE, V.L. - **Split Spectrum Processing: determination of the available bandwidth for spectral splitting**. Ultrasonics, v. 26, julho, p. 204-209, 1988.
- KOCSIS, O., COSTARIDOU, D.C., MANDELLOS, G., LYMBEROPOULOS, D., PANAYIOTAKIS, G. - **Compression assessment based on medical image quality concepts using computer-generated test images**. Computer Methods and Programs in Biomedicine, 71, p. 105-115, 2003.
- LEEMAN, S., HEALEY, A.J., COSTA, E.T. - **New ultrasound pulse-echo method for measuring the thickness of thin membranes**. Proc. of SPIE Medical Imaging, v. 3977, p. 640-646, 2000a.
- LEEMAN, S., HEALEY, A.J., DANTAS, R.G., COSTA, E.T. - **Pulse ultrasound field simulation and visualisation**. Proc. of SPIE Medical Imaging, v. 3982, p. 109-115, 2000b.
- LI, P.C., WU, C.L. - **Strain compounding: spatial resolution and performance on human images**. Ultrasound in Med. Biol., v. 27, n. 11, p. 1535-1541, 2001.
- LIZZI, F.L., FELEPPA, E.J., ALAM, S.K., DENG, C.X. - **Ultrasonic spectrum analysis for tissue evaluation**. Pattern Recognition Letters, 24, p. 637-358, 2003.
- LOUPAS, T., MCDICKEN, W.N., ALLAN, P.L. - **Adaptive weighted median filter for speckle suppression in medical ultrasonic images**. IEEE Trans. on Circuits and Systems, v. 36, p. 129-135, 1989.
- MAIA, J.M., COSTA, E.T., BUTTON, V.L.S.N., DANTAS, R.G. - **Evaluation of osteoporosis using ultrasound**. Proc. of SPIE Medical Imaging, v.3982, p. 278-284, 2000.
- MACIEL, C.D., PEREIRA, W.C.A. - **Modelagem e processamento de speckle em imagem ultrassônica: uma revisão**. RBE - Caderno de Eng. Biomédica, v. 13, n. 1, p. 71-89, 1997.
- MANDELBROT, B.B. **The fractal geometry of nature**. New York: WH Freeman & Co, 1983. 468p.
- NEWHOUSE, V.L., BILGUTAY, N.M., SANIIE, J., FURGASON, E.S. - **Flaw-to-grain echo enhancement by Split-Spectrum Processing**. Ultrasonics, p. 59-68, março, 1982.
- NEWTON, I. - **Opticks**. Book I, part I, prob. VIII, prob. II, 1730 (reimpresso por New York: Dover, 1952), apud COHEN, F.S. - **Modeling of ultrasound speckle with application in flaw detection in metals**. IEEE Trans. Signal Processing, vol. 40, n. 3, March, 1992.

- OPPENHEIM, A.V., WILLSKY, A.S., YOUNG, I.T. - **Signals and systems**. Prentice Hall International, New Jersey, 1983, 796p.
- PHILLIPS, C.L., NAGLE, H.T. - **Digital control system analysis and design**. Prentice Hall International, New Jersey, 1995, 685p.
- PRAGER, R.W.; GEE, A.H.; TREECE, G.M.; BERMAN, L.H. - **Decompression and speckle detection for ultrasound images using the homodyned K -distribution**. Pattern Recognition Letters, 24, p. 705–713, 2003.
- PRESTON, R.C. - **Standards and measurements**. Ultrasound in Med. Biol., vol. 26, supplement 1, p. 63-67, 2000.
- QUISTGAARD, J.U. - **Signal Acquisition and Processing in Medical Diagnostic Ultrasound**. IEEE Signal Processing Magazine, p. 67-74, janeiro, 1997.
- RAKEBRANDT, F., CRAWFORD, D.C., HAVARD, D., COLEMAN, D., WOODCOCK, J.P. - **Relationship between ultrasound texture classification images and histology of atherosclerotic plaque**. Ultrasound in Med. Biol., v. 26, n. 9, p. 1393-1402, 2000.
- REQUICHA AAG. - **The zeros of entire functions : theory and engineering applications**, Proc. IEEE, v. 68, n. 3, p. 308-328, 1980.
- SHANKAR, P.M., NEWHOUSE, V.L. - **Speckle reduction with improved resolution in ultrasound images**. IEEE Trans. Sonics and Ultrasonics, v. 32, n. 4, julho, p. 537-543, 1985.
- SIVARAMAKRISHNA, R., POWELLA, K.A., LIEBERB, M.L., CHICOTEC, W.A., SHEKHARA, R. - **Texture analysis of lesions in breast ultrasound images**. Computerized Medical Imaging and Graphics, 26, p. 303-307, 2002.
- SMITH, W.L., FENSTER, A. - **Optimization of 3D ultrasound scan spacing using statistics**. Proc. SPIE, v. 3982, p. 56-67, 2000.
- SOUQUET, J. - **State of the art in digital broadband medical ultrasound imaging**. C.R. Acad. Sci. Paris, t. 2. Série IV, p. 1091-1098, 2001.
- STEPANISHEN, P.R. - **Transient radiation from pistons in an infinite plane baffle**. J. Acoust. Soc. Am., v. 49, p. 1629-1638, 1970.

- STETSON, P.F., SOMMER, F.G., MACOVSKI, A. - **Lesion Contrast Enhancement in Medical Ultrasound Imaging**. IEEE Trans. Medical Imaging, v. 16, n. 4, agosto, p. 416-425, 1997.
- THIJSEN, J.M. - **Ultrasonic speckle formation, analysis and processing applied to tissue characterization**. Pattern Recognition Letters, 24, p. 659-675, 2003.
- TOBOCMAN, W., DRISCOLL, D., SHOKROLLAHI, N., IZATT, J.A. - **Free of speckle ultrasound images of small tissue structures**. Ultrasonics, 40, p. 983-996, 2002.
- TUPHOLME, G.E. - **Generation of acoustic pulses by baffled plane pistons**. Mathematika, v. 16, p. 209-224, 1969.
- VOELCKER, H.B. - **Toward a unified theory of modulation, Part 1: Phase-envelope relationships**. Proc. IEEE, v. 54, n. 3. p. 340-352, 1966.
- WALKER, G. T., BLISS, E.W. - **World Weather V**. Mem. Roy. Meteor. Soc., 4, 53-84, 1932.
- WELLS, P.N.T. - **Biomedical Ultrasonics**. Academic Press, London, 1977, 635 p.
- WELLS, P.N.T., HALLIWELL, M. - **Speckle in ultrasonic Imaging**. Ultrasonics, v. 19, p. 225-229, setembro, 1981.

Apêndice

Sinal analítico e transformada de Hilbert

Um sinal real qualquer, como por exemplo, um sinal ultra-sônico, pode ser completamente caracterizado no domínio do tempo ou da frequência. Em sistemas elétricos de corrente alternada (CA), onde se tem uma fonte absolutamente monocromática (monofrequencial), é comum sua representação por fasores. Em sistemas quase monocromáticos, onde se tem uma portadora dominante modulada por uma envoltória, os sinais podem ser representados por “fasores variantes com o tempo”. O sinal representado dessa forma é dito analítico, e é composto pelo sinal real, denominado componente em fase, e uma parte complexa, denominada componente em quadratura, correspondente ao sinal real defasado 90° . Esta componente em quadratura é calculada pela transformada de Hilbert e pode ser interpretada fisicamente como se um sinal cossenoidal fosse expresso por senóides. A figura A.1 ilustra um sinal de 1,00 MHz em sua forma analítica representado no espaço complexo. As projeções do sinal nos planos real e imaginário correspondem, respectivamente, às suas componentes em fase e quadratura.

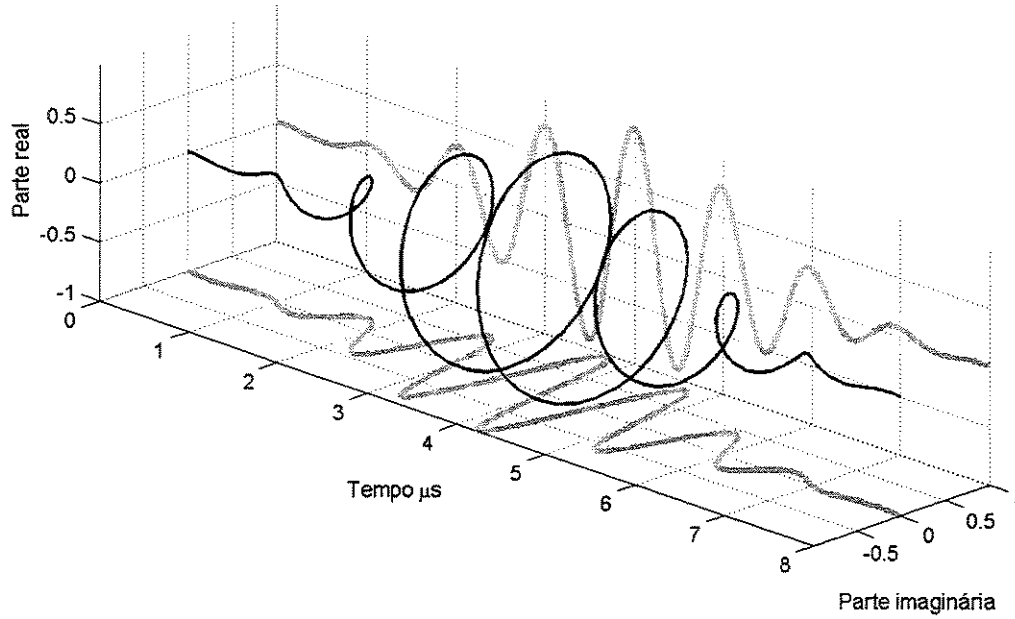


Figura A.1 - Representação de um sinal analítico no espaço complexo, com suas projeções nos planos real (componente em fase) e imaginário (componente em quadratura).

Matematicamente, um sinal analítico $f_A(x)$ pode ser representado da seguinte forma:

$$f_A(x) = f(x) + i f_H(x) \quad (A.1)$$

onde: $f(x)$ é componente real, ou em fase, do sinal;

$f_H(x)$ é sua componente em quadratura, dada pela transformada de Hilbert.

A componente em quadratura $f_H(x)$ é, por sua vez, dada pela convolução do sinal $f(x)$ com $(-\pi x)^{-1}$, da seguinte forma:

$$f_H(x) = \frac{-1}{\pi x} * f(x) \quad (A.2)$$

Uma característica interessante do sinal analítico é que seu espectro de frequências, $F_A(\omega)$, está relacionado com o espectro do sinal real que o originou, $F(\omega)$, mas as componentes da parte negativa do espectro são nulas. Desta forma, se o sinal analítico for representado no eixo de frequências de $-\pi$ a $+\pi$, ele será nulo no intervalo $[-\pi, 0)$ e igual a $2F(\omega)$ no intervalo $[0, +\pi]$. O fator 2 vem compensar o fato de que agora só se tem metade das componentes espectrais. Partindo-se do princípio que a transformada de Fourier tem periodicidade igual a 2π , em vez de se representar o sinal em radianos e no intervalo $[-\pi, +\pi]$, é mais comum representá-lo no intervalo $[0, 2\pi]$, onde 2π corresponde à frequência de amostragem do

sinal e π à frequência de Nyquist. A figura A.2.a ilustra a magnitude do espectro de frequências da parte real do sinal na figura A.1, lembrando que a frequência central é 1,00 MHz e a de amostragem 8,00 MHz. Na figura A.2.b tem-se a magnitude do espectro do sinal analítico. Observe que, além de sua amplitude ser o dobro da do espectro do sinal real, as componentes no intervalo compreendido entre 4,00 e 8,00 MHz ou π e 2π , em frequências angulares, foram descartadas.

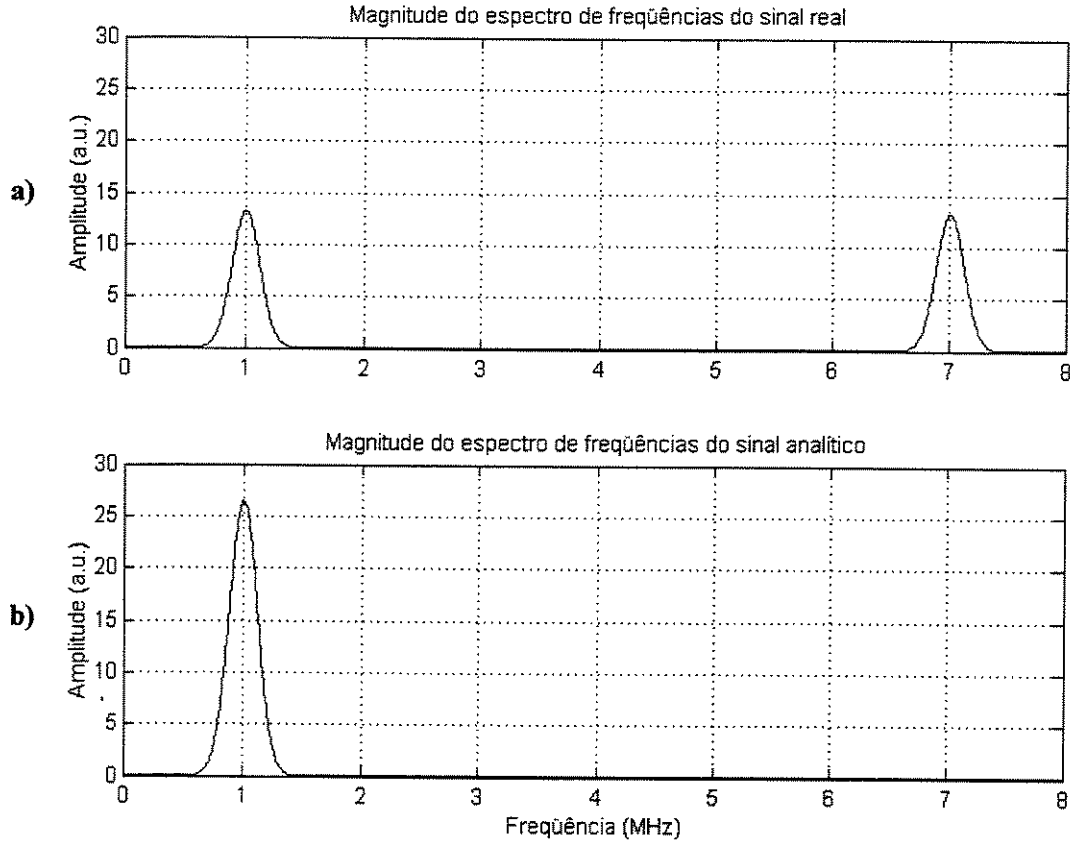


Figura A.2 - a) Magnitude do espectro de frequência de um sinal real e b) de sua forma analítica.

A partir do sinal analítico, pode-se calcular seu envelope, $|f_A(t)|$, da seguinte forma:

$$|f_A(t)| = \sqrt{f^2(t) + f_H^2(t)} \quad (\text{A.3})$$

Já sua fase, $\phi(t)$, é calculada reescrevendo a equação A.1 em sua forma polar:

$$\begin{aligned} f_A(t) &= |f_A(t)| \exp(j\phi(t)) \\ \ln f_A(t) &= \ln |f_A(t)| + j\phi(t) \\ \phi(t) &= \text{Im}\{\ln f_A(t)\} \end{aligned} \quad (\text{A.4})$$

onde: $|f_A(t)|$ é também conhecida como função modulante ou envoltória, calculada pela equação A.3.

A fase do sinal, dada pela equação A.4, apresenta valores dentro do intervalo compreendido entre $-\pi$ e $+\pi$. Sendo assim, esta deve ser “desenrolada”, crescendo continuamente, de forma que a cada ciclo seus valores sejam acrescidos de 2π . Esta nova fase é identificada como $\hat{\phi}(t)$.

A figura A.3.a ilustra as componentes em fase e quadratura do sinal analítico ilustrado em A.1. Sobreposto a estes, encontra-se seu envelope, calculado pela equação A.3. Na figura A.3.b é ilustrada sua fase “enrolada”, calculada pela equação A.4, e após ser “desenrolada”.

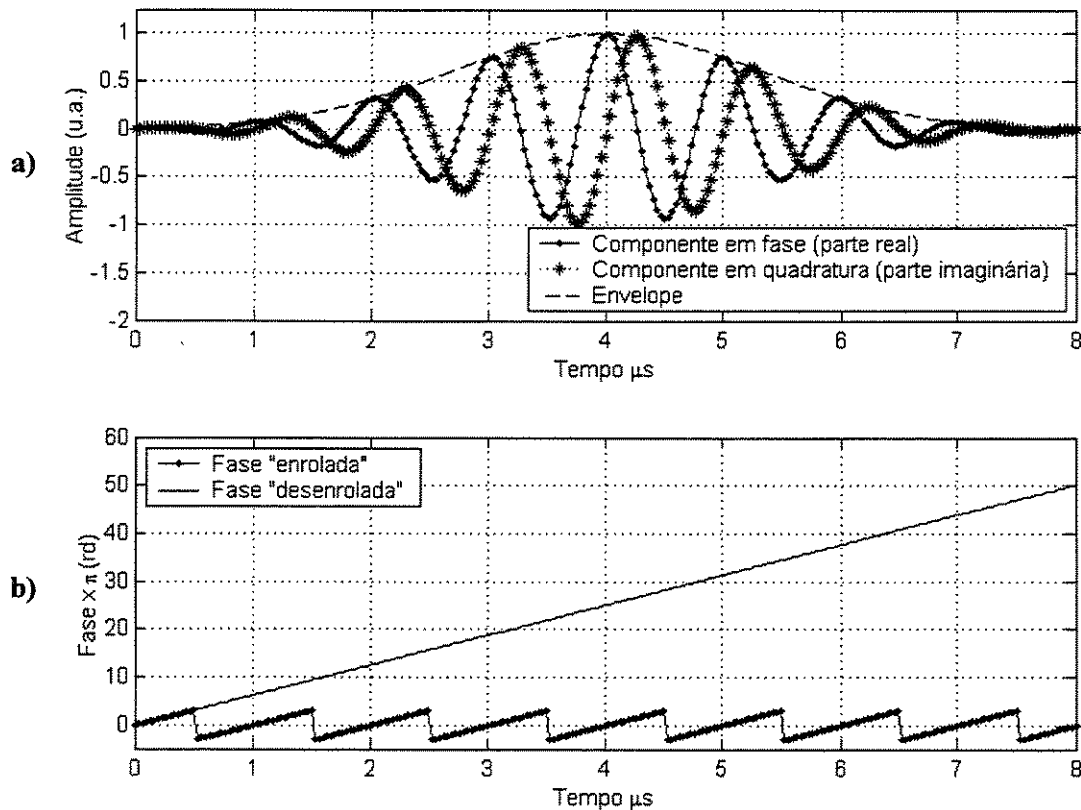


Figura A.3 - a) Componentes em fase e quadratura e envelope do sinal analítico ilustrado em A.1; b) fase “enrolada” e “desenrolada” do mesmo sinal.

Outra característica interessante dos sinais na forma analítica é a possibilidade de se calcular sua frequência instantânea, dada pela derivada da fase do sinal. Como visto no capítulo 2, isto é particularmente útil na detecção de *speckle* em sinais ultra-sônicos, pois sua presença causa descontinuidades na fase do mesmo. Há duas formas de se calcular a frequência instantânea (ω_{inst}), sendo a primeira através da derivada direta da fase “desenrolada”, em função do tempo, expressa pela equação A.5.

$$\omega_{inst} = \frac{d\hat{\phi}(t)}{dt} \quad (A.5)$$

A segunda forma de cálculo da frequência instantânea é pela derivada da equação A.4, expressa da seguinte forma:

$$\begin{aligned} \omega_{inst} &= \frac{d\phi(t)}{dt} = \frac{d(\text{Im}\{\ln f_A(t)\})}{dt} \\ \omega_{inst} &= \text{Im}\left\{ \frac{1}{f_A(t)} \frac{df_A(t)}{dt} \right\} \end{aligned} \quad (A.6)$$

Como brevemente citado no capítulo 2, as equações A.5 e A.6 são matematicamente equivalentes, mas para sinais discretos, a equação A.5 é numericamente mais robusta. Já a equação A.6 é menos estável, podendo induzir artefatos computacionais no resultado calculado, com pequenas variações do valor da frequência instantânea após a detecção de *speckle*, mesmo quando seu valor deveria ser estável e aproximadamente igual ao valor da frequência média do sinal.

Cálculo de frequência central e largura de banda

Durante o processo de redução de *speckle* pelos métodos de diversidade de fase (SPP), diversidade de frequência (SSP) ou ZAP, é necessário o conhecimento da frequência central do pulso, bem como suas larguras de banda axial e lateral. Quando não se tem acesso ao pulso, estes parâmetros podem ser calculados a partir da imagem de RF. Esta aproximação é razoável, lembrando que o sistema ultra-sônico pode ser modelado por um sistema linear.

Seja a imagem de modo-B ilustrada na figura A.4 a seguir. Admitindo-se a velocidade do som na água como igual a 1500 m/s, foi utilizado um pulso sintético gaussiano de 1,00 MHz, frequência de amostragem igual a 10,00 MHz, largura de banda igual a 50 % e diâmetro do transdutor igual a 12 mm. Considerando que a frequência de Nyquist (5,00 MHz) corresponde a π radianos, a frequência central (1,00 MHz) deve corresponder a $\pi/5$ rd = $0,20 \pi$ rd.

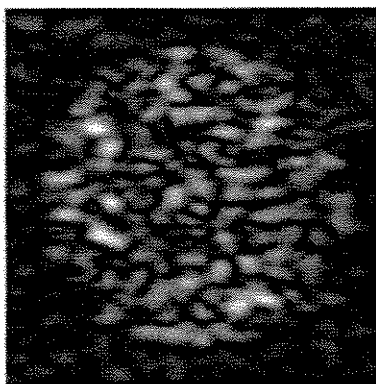


Figura A.4 - Exemplo de imagem de modo-B, cuja imagem de RF tem seu espectro de frequências ilustrado na figura A.5.

O espectro de frequências de sua correspondente imagem de RF é ilustrado na figura A.5, e pode-se observar que o valor teórico da frequência central, $0,20\pi$ rd, coincide com o centro das componentes não nulas do espectro. Nas laterais do gráfico são representadas as projeções do espectro nas direções axial e lateral. Note que este corresponde ao espectro de uma imagem que não se encontra em sua forma analítica.

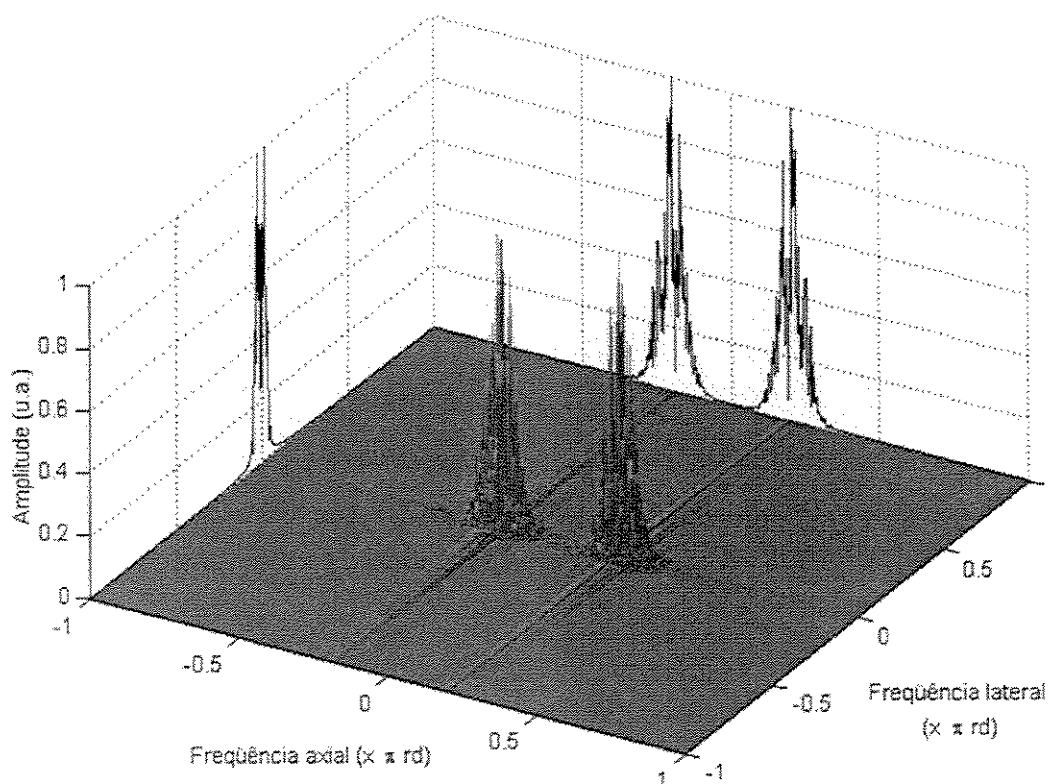


Figura A.5 - Espectro da imagem de RF que originou a imagem de modo-B da figura A.4, ilustrando as projeções do espectro nas direções axial e lateral.

Considerando que a imagem de RF original tem M linhas com N amostras cada, seu espectro também tem dimensões $M \times N$. As projeções nas direções lateral e axial são calculadas, respectivamente, por:

$$\text{Projeção na direção lateral: } P_N(u) = \frac{1}{N} \sum_{v=0}^{N-1} |\Im \{g(m,n)\}| \quad (\text{A.7})$$

$$\text{Projeção na direção axial: } P_M(v) = \frac{1}{M} \sum_{u=0}^{M-1} |\Im \{g(m,n)\}| \quad (\text{A.8})$$

onde: $g(m,n)$ corresponde à imagem de RF.

Como pode ser observado nas projeções da figura A.5, a magnitude do espectro apresenta uma grande oscilação, podendo acarretar em erros durante os cálculos da frequência central e larguras de banda. Sendo assim, para cada projeção, é calculada uma função que foi denominada momento de massa, e que corresponde à distribuição de massa das componentes espectrais, levando-se em conta suas amplitudes e posições. Esta operação tem a função de filtrar o espectro, diminuindo sua oscilação.

$$MM(i) = \sum_{j=0}^{K-1} \sum_{\substack{j=0 \\ i \neq j}}^{K-1} \frac{P(j)}{|i-j|} \quad (\text{A.9})$$

onde: MM é o momento de distribuição massa calculado;

P é a projeção axial ou lateral;

K é o número de elementos de P .

A figura A.6 a seguir ilustra os momentos de massa axial (fig. A.6.a) e lateral (fig. A.6.b) calculados sobre as projeções do espectro da figura A.5. Pode-se observar que o momento de massa atua como um filtro passa-baixas, “alisando” o espectro. Note que neste caso as projeções foram calculadas sobre o espectro do sinal analítico, simplificando os cálculos. Em ambos os casos as larguras de banda foram calculadas a -6 dB (50 % do valor de pico da magnitude), indicadas pelas linhas pontilhadas, mas, no programa desenvolvido, este valor pode ser arbitrado pelo usuário. A frequência central é calculada como sendo o do pico do momento de massa e que, na figura A.6.a, foi aproximadamente $0,20\pi$ rd, confirmando o valor teórico esperado. As larguras de banda, tanto axial (bw_{ax}) quanto lateral (bw_{lat}) são calculadas em função da frequência central (f_c). Sendo assim, para o espectro em questão, têm-se os seguintes resultados: $f_c = 1,02$ MHz; $bw_{ax} = 49$ % e $bw_{lat} = 35$ %.

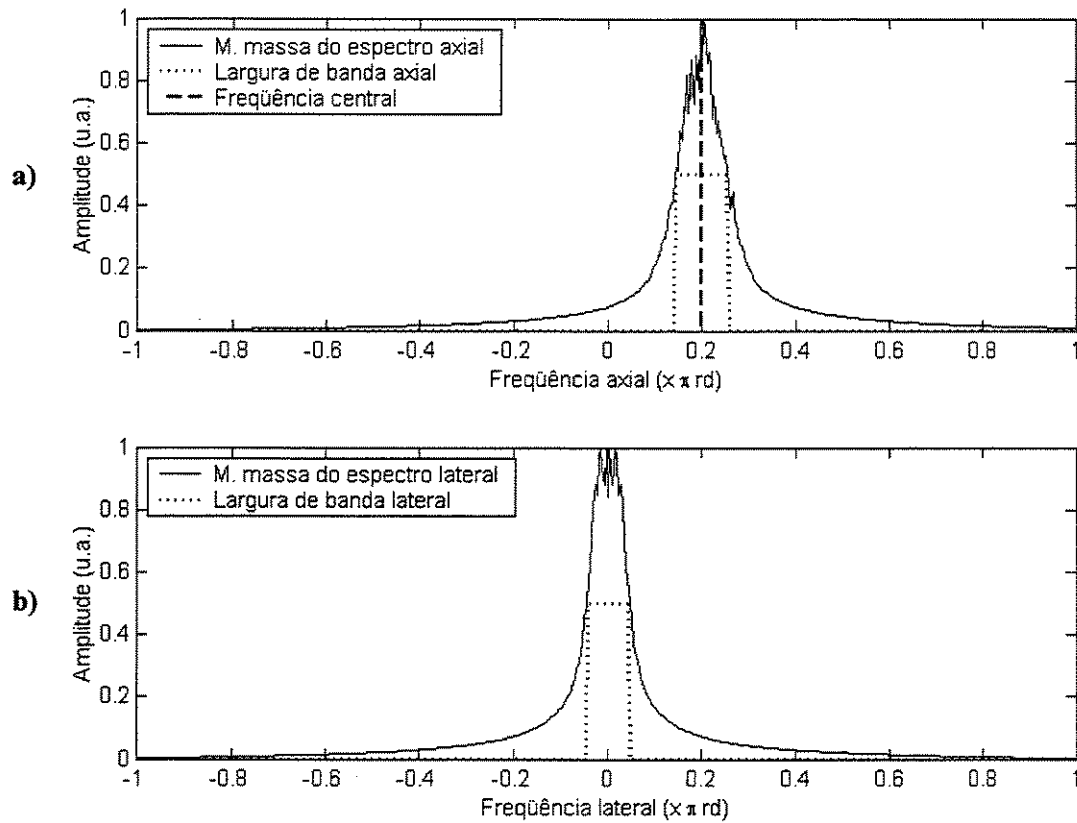


Figura A.6 - Momentos de massa das projeções do espectro nas direções a) lateral e b) axial.

Na figura A.7 a seguir tem-se uma visão tridimensional dos momentos de massa ilustrados na figura A.6, bem como a frequência central, que se encontra no centro da interseção das regiões de largura de banda axial e lateral.

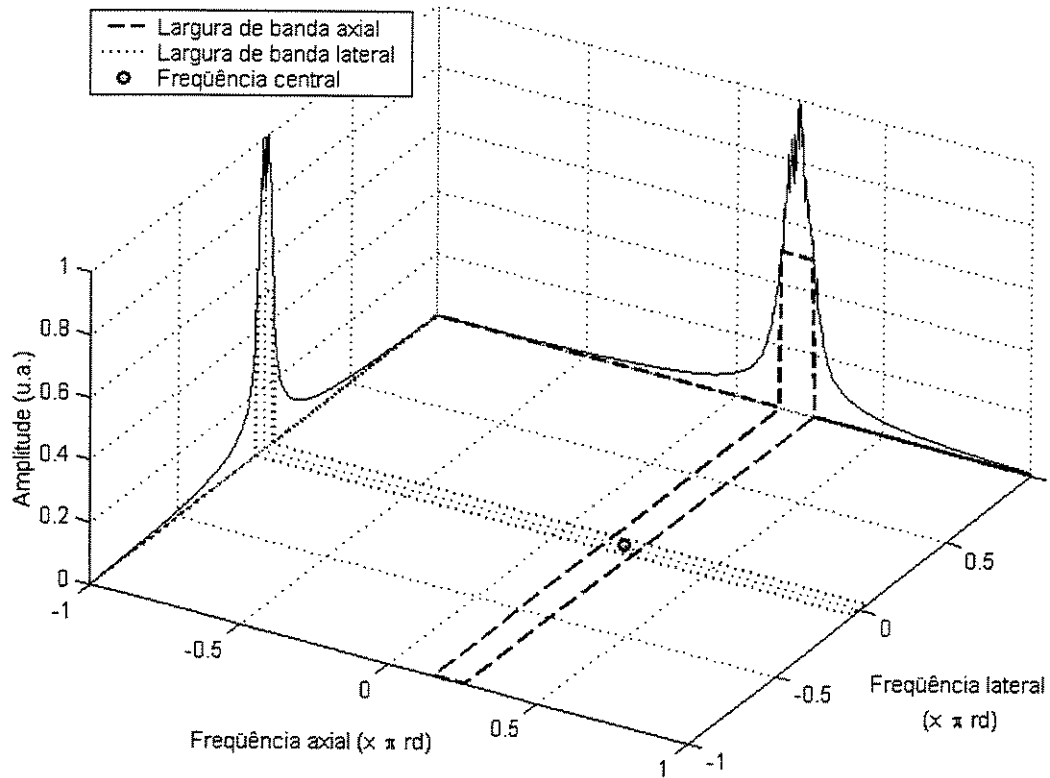


Figura A.7 - Visão tridimensional dos momentos de massa das projeções do espectro, indicando a frequência central e os limites das larguras de banda axial e lateral.

Implementação dos métodos SSP 1D e Composição Angular

Nesta seção encontram-se os fluxogramas dos programas implementados para redução de *speckle* segundo os métodos de diversidade de frequência unidimensional (SSP 1D) e de composição angular. Ambos foram desenvolvidos em ambiente MATLAB, sendo que o primeiro (SSP 1D) encontra-se ilustrado na figura A.8.

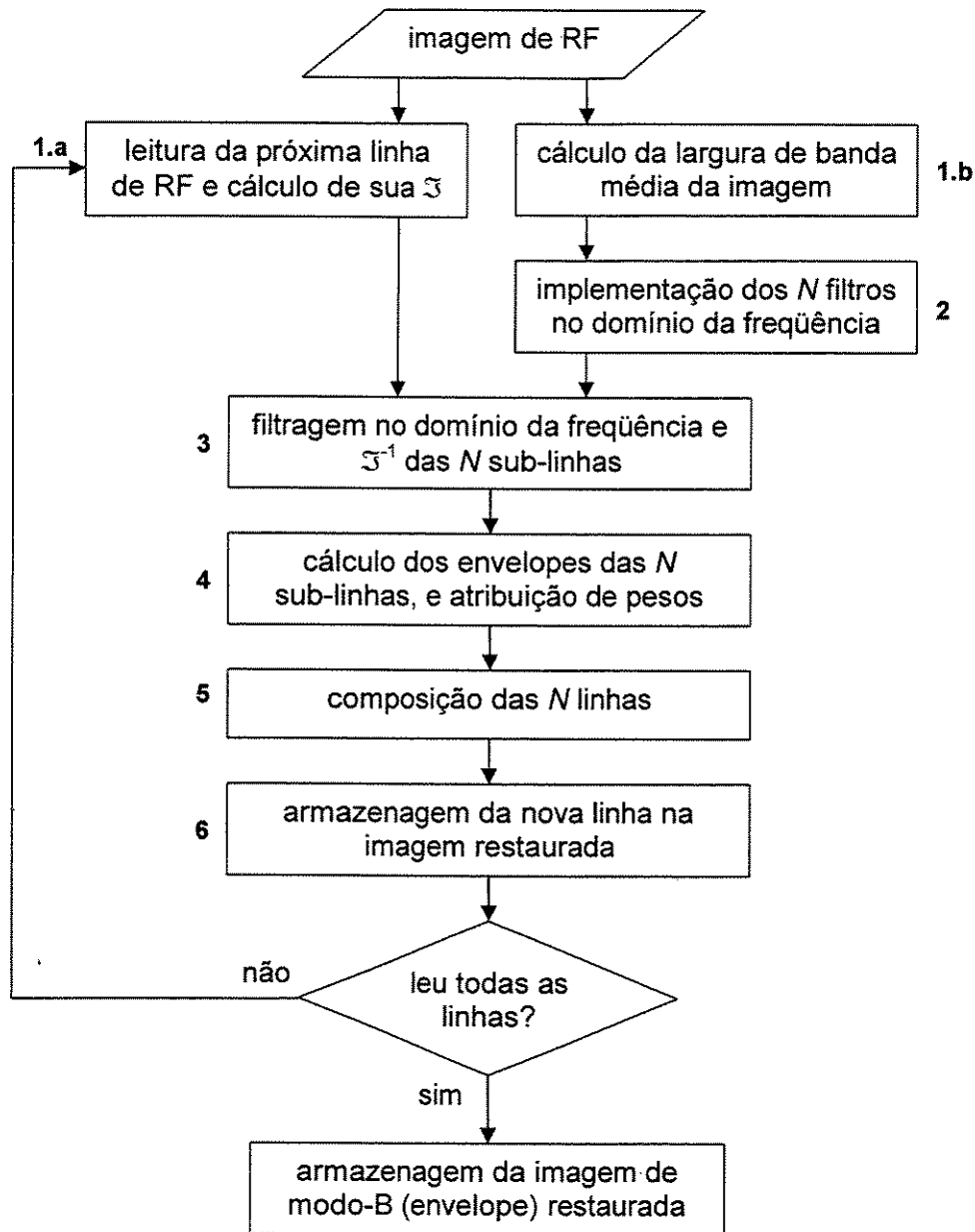


Figura A.8 – Fluxograma da rotina implementada para redução de "speckle" usando o método de diversidade de frequência (SSP).

Os blocos do fluxograma ilustrado anteriormente (figura A.8), numerados de 1 a 6, são detalhados a seguir:

- 1.a. A cada iteração, lê uma das linhas da imagem de RF, calculando sua transformada de Fourier.
- 1.b. Calcula a largura de banda média de todas as linhas da imagem. A medida é feita a -6 dB do pico de magnitude do espectro médio. Como esta função é utilizada por outros métodos, sua descrição detalhada encontra-se no apêndice A.2.

2. Implementa N filtros passa-faixa gaussianos no domínio da frequência com a taxa de sobreposição desejada. O espaçamento entre as frequências centrais dos filtros é dada pela largura de banda absoluta (medida em Hz) dividida pelo número de filtros (N).
3. Filtra a linha de RF através da multiplicação de seu espectro (1.a) pelo espectro dos N filtros calculados (2), calculando a seguir a transformada inversa de Fourier de cada uma delas.
4. Calcula os envelopes das saídas de cada um dos N filtros (3) através da transformada de Hilbert e atribui pesos a cada um deles.
5. Faz a composição das N sub-linhas, que pode ser das seguintes formas: média simples (os pesos já foram atribuídos anteriormente), valor máximo ou mediano.
6. Armazena a nova linha de modo-A restaurada.

A figura A.9 ilustra o fluxograma do programa de composição angular. Os blocos do fluxograma numerados de 1 a 5 são detalhados a seguir:

- 1.a. Lê a estrutura, que corresponde à variação do mapa de variação de impedâncias acústicas da estrutura real. Introduce uma borda de zeros de forma que a imagem final tenha suas dimensões ampliadas $\sqrt{2}$ vezes, de forma a evitar perda de informação durante a rotação.
- 1.b. Lê o pulso ultra-sônico a ser utilizado na geração das sub-imagens de modo-B.
2. Faz rotação da imagem ampliada com a borda de zeros por ângulo igual a θ_n . O ângulo de rotação depende do intervalo angular (em graus) e do número de sub-imagens desejado.
3. Convolui a estrutura com o pulso após a rotação da mesma, dando origem à n -ésima sub-imagem de modo-B.
4. Faz a rotação inversa da n -ésima sub-imagem, por ângulo igual a θ_n , retirando sua borda de zeros e armazenando-a.
5. Faz a composição das N sub-imagens, que pode ser das seguintes formas: média simples (os pesos já foram atribuídos anteriormente), valor máximo ou mediano. A seguir armazena a imagem final restaurada.

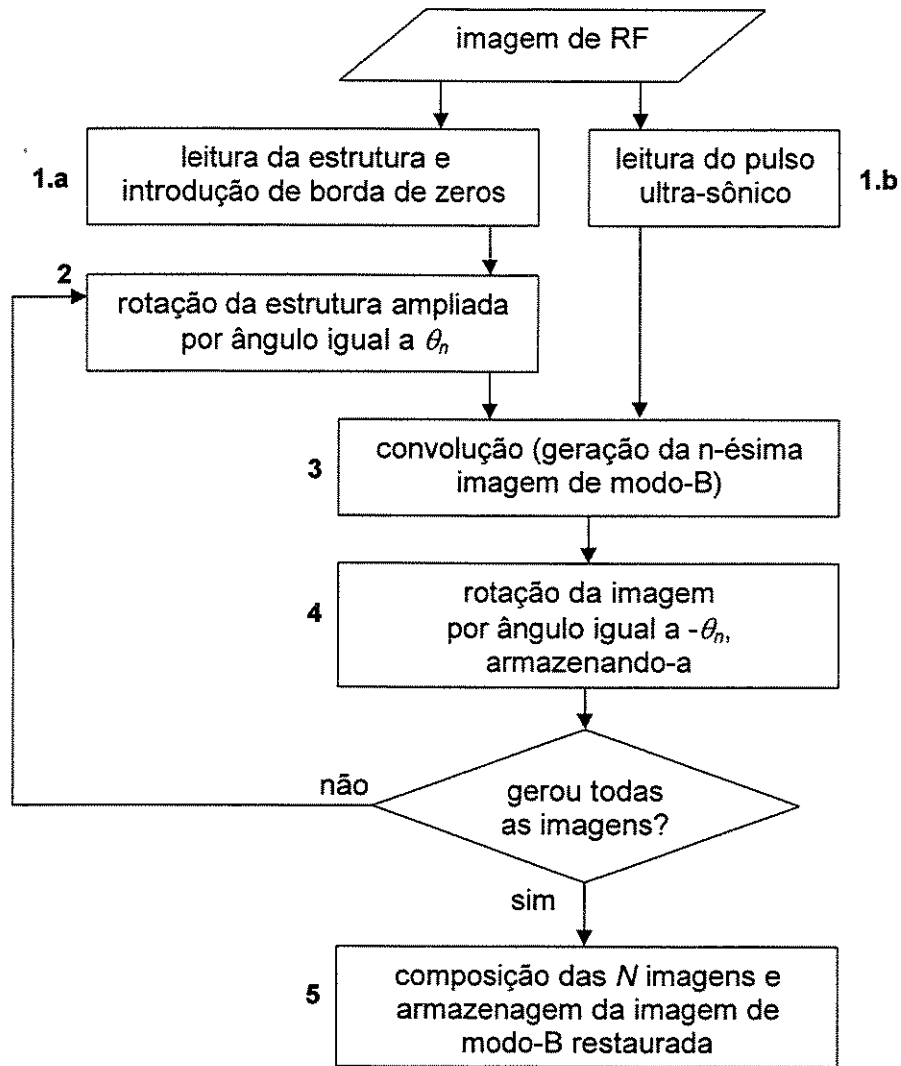


Figura A.9 – Fluxograma da rotina implementada para redução de “speckle” usando o método de composição angular.