

AUMENTO DA RESOLUÇÃO AXIAL DE SISTEMAS DE ULTRA-SOM PULSO-
ECO UTILIZANDO EXCITAÇÃO CODIFICADA COM COMPENSAÇÃO EM
FREQUÊNCIA

Álvaro Luiz Pereira Barros

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DA COORDENAÇÃO DOS
PROGRAMAS DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE
FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS
NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM
ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Aprovada por:

Prof. João Carlos Machado, Ph.D.

Prof. Wagner Coelho de Albuquerque Pereira, D.Sc.

Dr. Paulo Medeiros Massarani, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

MARÇO DE 2007

BARROS, ALVARO LUIZ PEREIRA

Aumento da resolução axial de sistemas de
ultra-som pulso-eco utilizando excitação
codificada com compensação em frequência.

[Rio de Janeiro] 2007

XVI, 62 p. 29,7 cm (COPPE/UFRJ, M.Sc.,
Engenharia Biomédica, 2007)

Dissertação – Universidade Federal do Rio
de Janeiro, COPPE

1. Ultra-som
2. Excitação codificada
3. Resolução axial
4. Resposta em frequência
5. Compensação em frequência
6. Decodificação de pulsos

I. COPPE/UFRJ II. Título (série)

*Dedico aos meus amores Francisca, minha mãe, e
Luciana, minha eterna namorada, pelo apoio, fé e
esperança com que sempre me alimentaram.*

AGRADECIMENTOS

Há muitos eu preciso agradecer, mas vou tentar ser breve.

Agradeço inicialmente ao CNPq pela concessão da minha bolsa de estudo e a Capes e a Faperj pelo apoio prestado.

Agradeço aos professores do Programa de Engenharia Biomédica e sobretudo aos professores Marcão e Wagner pelos diversos ensinamentos e pelo constante bom humor.

Ao professor João, meu orientador, tudo que eu disser será insuficiente para agradecer por sua orientação, sua paciência, atenção e cuidado, muito obrigado por acreditar em mim.

Rodrigo Félix, o que posso lhe dizer: foi um segundo orientador, valeu camarada. O período no Inmetro foi proveitoso, e também prazeroso agradeço a todos da Divisão de Acústica pelo acolhimento, principalmente ao André e ao Everande.

Agradeço à turma do LUS: Elyr, Isabela, Kelly, Lorena, Vivi, Rodrigo, Mônica, Maggi, Christiano, Adriana e a todos os amigos que fiz no PEB: Márcio Luís, Felipe Modesto, Paulo Granja, Kin, Marcus Stecklow, Ricardo Sartorato e Pacheco, e especialmente ao Hatus, ao Léo Müller, ao Danilo Melges e ao Cagy, obrigado pelas incontáveis aulas de programação.

Lembro-me do grupo do Laboratório de Biomecânica da Educação Física que me semeou o desejo pela pesquisa, sou grato aos professores Marcos e Aureliano e principalmente à professora Líliam.

Aos meus amigos, faço uma referência especial a quatro que, de alguma forma, fazem parte desta história Léo Mendes, Fábio Leonardo, Luiz Felipe e Maria Fátima.

Agradeço à minha família e principalmente ao meu irmão Odilon, por ser sempre um exemplo a seguir.

Finalmente agradeço a Deus por me permitir chegar até aqui.

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

AUMENTO DA RESOLUÇÃO AXIAL DE SISTEMAS DE ULTRA-SOM PULSO-ECO UTILIZANDO EXCITAÇÃO CODIFICADA COM COMPENSAÇÃO EM FREQUÊNCIA

Álvaro Luiz Pereira Barros

Março/2007

Orientador: João Carlos Machado

Programa: Engenharia Biomédica

A utilização de pulsos de excitação codificada (PEC) para sistemas de ultra-som pulso-eco traz como vantagem um aumento da relação sinal ruído. Como consequência permite melhorias na qualidade da imagem assim como a possibilidade de maior penetração no meio de propagação da onda sem se comprometer com os níveis de segurança da intensidade acústica emitida. A forma mais comumente usada para PEC é pela modulação linear em frequência (MLF), cuja magnitude do espectro é plana em toda a largura de banda da função de transferência do sistema pulso-eco. Por outro lado, usando PEC com modulação com compensação em frequência (MCF), pode-se compensar a resposta do sistema nas frequências onde sua resposta é menor. Com isso, torna-se possível obter sinais de eco com largura de banda mais ampla. Nesta dissertação o PEC-MCF foi usado para melhorar a resolução axial do sistema pulso-eco. A montagem experimental consistiu de um transdutor de 2,25 MHz acoplado a um gerador de forma de onda arbitrária e um osciloscópio digital. Foram utilizados PEC usando MLF e MCF. O sistema foi testado com base no sinal de eco originado em um tarugo de aço imerso em água e a resolução axial com PEC-MCF foi a metade da obtida com PEC-MLF. Outro teste usou dois alvos; uma membrana de PVC com 0,2 mm de espessura paralela à face do tarugo. Os sinais foram coletados em função da separação entre os alvos (de 0 a 1,0 mm). Obtém-se identificação dos alvos a partir de uma separação de 0,4 mm usando PEC-MCF, ao passo que para o PEC-MLF a identificação é viável somente a partir de uma separação de 0,7 mm.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

AXIAL RESOLUTION INCREASE IN ULTRASOUND PULSE-ECHO SYSTEMS
USING CODED EXCITATION WITH FREQUENCY COMPENSATION

Álvaro Luiz Pereira Barros

March/2007

Advisor: João Carlos Machado

Department: Biomedical Engineering

Coded pulse excitation (CEP), used in ultrasound systems, has the advantage to increase the signal-to-noise ratio. As a consequence, it allows image improvement and deeper penetration for the transmitted pulsed wave into the propagation medium without compromising the safe level of acoustic intensity. The most used type of CEP consists of a linear frequency modulation (LFM), which allows exciting the system with a signal whose spectral magnitude is flat over the entire frequency bandwidth of the pulse-echo system transfer function. On the other side, using CEP with compensated frequency modulation (CFM), allows compensation of the system response over those frequencies on which the response is weaker. Therefore, it becomes possible to obtain echoes with wider bandwidth. On this dissertation is explored the application of CEP-CFM as a tool to improve axial resolution of pulse-echo system. An experimental setup was implemented consisting of an ultrasound transducer (center frequency of 2.25 MHz) connected to an arbitrary function generator and a digital oscilloscope. Both CEP's LFM and CFM were used. The system was tested based on the echo returning from a stainless steel rod immersed in water and the axial resolution with CEP-CFM was half of that obtained with CEP-LFM. Another test used two targets; a PVC membrane with 0.2 mm of thickness positioned parallel and in front of the rod target. The echo signals were collected as a function of the separation between the targets (from 0 to 1.0 mm in steps of 0.2 mm). It was possible to identify both targets beyond a separation of 0.4 mm and using the CEP-CFM. For the CEP-LFM, target identification was only possible beyond the separation of 0.7 mm between the targets.

ÍNDICE

DEDICATÓRIA	III
AGRADECIMENTOS	IV
RESUMO	V
ABSTRACT	VI
ÍNDICE DE FIGURAS	IX
ÍNDICE DE TABELAS	XV
LISTA DE SÍMBOLOS	XVI
1. INTRODUÇÃO	1
1.1 Objetivo	3
1.2 Organização do texto	3
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	5
3. FUNDAMENTOS TEÓRICOS	13
3.1. Resolução axial para sistemas pulso-eco	14
3.2. Resposta em freqüência para o sistema pulso-eco	16
3.3. Excitação codificada usando modulação linear em freqüência, MLF.....	19
3.4. Excitação codificada usando modulação por compensação em freqüência, MCF.....	21
3.5. Técnicas de compressão de sinais codificados	24
4. MATERIAIS E MÉTODOS	28
4.1. Procedimento de ajuste e inicialização do sistema	31
4.2. Procedimentos para obtenção da resposta em freqüência do sistema, usada para geração do PEC-MCF	31

4.3.	Procedimentos para a geração dos PEC-MCF	31
4.4.	Procedimentos para a captura dos sinais de eco do tarugo	34
4.5.	Procedimentos para a captura dos sinais de eco do tarugo e da membrana de PVC	34
4.6.	Envoltória dos sinais de eco	35
4.7.	Análise em frequência dos sinais de eco	36
5.	RESULTADOS	37
6.	DISCUSSÃO	47
7.	CONCLUSÃO	53
	APÊNDICES	54
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	58

ÍNDICE DE FIGURAS

- FIGURA 3.1 – Esquema mostrando um transdutor que emite uma onda na direção ao eixo- x e incide em dois alvos planos, posicionados em x_1 e x_2 e separados de $\Delta x = x_2 - x_1$, e perpendiculares à direção de propagação da onda..... 15
- FIGURA 3.2 – Representação do sistema pulso-eco contendo o bloco de transmissão, com resposta impulsiva $h_T(t)$ e função de transferência $H_T(f)$, e o bloco de recepção com resposta impulsiva $h_R(t)$ e função de transferência $H_R(f)$. Os sinais no tempo $e(t)$ e $s(t)$, ou na frequência $E(f)$ e $S(f)$, representam a excitação e a resposta do sistema, respectivamente. As ondas transmitidas e recebidas são $p_T(t)$ e $p_R(t)$, no domínio do tempo, ou $P_T(f)$ e $P_R(f)$, no domínio da frequência, respectivamente. O alvo possui uma resposta em frequência dada por $T(f)$, a qual relaciona a onda refletida com a incidente..... 17
- FIGURA 3.3 – Curva característica da magnitude do espectro de um PEC-MCF, criada a partir da resposta do sistema a um PEC-MLF, indicando a faixa dinâmica que deve ser compensada, e a largura de banda resultante da faixa escolhida..... 22
- FIGURA 3.4 – Curva da Distribuição dos atrasos de grupo de frequências das excitações codificadas com modulação: linear em frequência e com compensação em frequência, em função do tempo..... 27
- FIGURA 4.1 – Esquema da montagem experimental da instrumentação utilizada, constando (1) computador que cria as codificações, (2) gerador de sinais acoplado ao (3) transdutor que emite os pulsos codificados e recebe os ecos dos (4) refletores e o (5) osciloscópio acoplado ao transdutor, ao gerador por um *trigger* e ao computador responsável pelo controle dos equipamentos e processamento dos sinais..... 29
- FIGURA 4.2 – Curva da resposta impulsiva espacial do transdutor (normalizada pelo pico de amplitude), obtida por uma excitação na forma de um pulso de

um ciclo de seno na frequência central do transdutor, 2,25MHz.....	30
FIGURA 4.3 – Magnitude da função de transferência do transdutor (normalizada pelo pico), está resposta foi obtida com hidrofone, gentilmente fornecida por COSTA-FÉLIX [1]	30
FIGURA 4.4 – Magnitude espectral invertida da função de transferência do sistema pulso-eco usada na construção do PEC-MCF, cortada pela faixa dinâmica e com as devidas limitações impostas na largura de banda em função da faixa de corte adotada, ou seja está e a Magintude espectral de uma excitação PEC-MCF com faixa dinâmica de 6dB.....	33
FIGURA 4.5 – Magnitude espectral invertida da função de transferência do sistema pulso-eco usada na construção do PEC-MCF, cortada pela faixa dinâmica e com as devidas limitações impostas na largura de banda em função da faixa de corte adotada, ou seja está e a Magintude espectral de uma excitação PEC-MCF com faixa dinâmica de 9dB.....	33
FIGURA 4.6 – Magnitude espectral invertida da função de transferência do sistema pulso-eco usada na construção do PEC-MCF, cortada pela faixa dinâmica e com as devidas limitações impostas na largura de banda em função da faixa de corte adotada, ou seja está e a Magintude espectral de uma excitação PEC-MCF com faixa dinâmica de 12dB.....	34
FIGURA 5.1 – Envoltória (normalizada pelo pico), em função da distância, dos sinais de ecos originados na interface água/face do tarugo para ambas as excitações e considerando faixa dinâmica de 6 dB para a síntese dos PEC-MCF.....	38
FIGURA 5.2 – Envoltória (normalizada pelo pico), em função da distância, dos sinais de ecos originados na interface água/face do tarugo para ambas as excitações e considerando faixa dinâmica de 9 dB para a síntese dos PEC-MCF.....	39
FIGURA 5.3 – Envoltória (normalizada pelo pico), em função da distância, dos sinais de ecos originados na interface água/face do tarugo para ambas as excitações e considerando faixa dinâmica de 12 dB para a síntese dos PEC-MCF.....	39

- FIGURA 5.4 – Envoltória (normalizada pelo pico) dos sinais de eco no conjunto membrana/tarugo, em função do afastamento entre os alvos. A escala de cinza foi gerada com 64 níveis de cinza e o ponto de corte (fundo preto) foi de 6 dB em relação à amplitude do eco para cada afastamento entre os alvos. Excitação: PEC-MCF_{RQ} com faixa dinâmica de 6 dB..... 41
- FIGURA 5.5 – Envoltória (normalizada pelo pico) dos sinais de eco no conjunto membrana/tarugo, em função do afastamento entre os alvos. A escala de cinza foi gerada com 64 níveis de cinza e o ponto de corte (fundo preto) foi de 6 dB em relação à amplitude do eco para cada afastamento entre os alvos. Excitação: PEC-MCF_{RQ} com faixa dinâmica de 9 dB..... 41
- FIGURA 5.6 – Envoltória (normalizada pelo pico) dos sinais de eco no conjunto membrana/tarugo, em função do afastamento entre os alvos. A escala de cinza foi gerada com 64 níveis de cinza e o ponto de corte (fundo preto) foi de 6 dB em relação à amplitude do eco para cada afastamento entre os alvos. Excitação: PEC-MCF_{RQ} com faixa dinâmica de 12 dB..... 42
- FIGURA 5.7 – Envoltória (normalizada pelo pico) dos sinais de eco no conjunto membrana/tarugo, em função do afastamento entre os alvos. A escala de cinza foi gerada com 64 níveis de cinza e o ponto de corte (fundo preto) foi de 6 dB em relação à amplitude do eco para cada afastamento entre os alvos. Excitação: PEC-MCF_C com faixa dinâmica de 6 dB..... 42
- FIGURA 5.8 – Envoltória (normalizada pelo pico) dos sinais de eco no conjunto membrana/tarugo, em função do afastamento entre os alvos. A escala de cinza foi gerada com 64 níveis de cinza e o ponto de corte (fundo preto) foi de 6 dB em relação à amplitude do eco para cada afastamento entre os alvos. Excitação: PEC-MCF_C com faixa dinâmica de 9 dB..... 43
- FIGURA 5.9 – Envoltória (normalizada pelo pico) dos sinais de eco no conjunto membrana/tarugo, em função do afastamento entre os alvos. A escala de cinza foi gerada com 64 níveis de cinza e o ponto de corte (fundo preto) foi de 6 dB em relação à amplitude do eco para cada afastamento entre os alvos. Excitação: PEC-MCF_C com faixa dinâmica de 12 dB..... 43
- FIGURA 5.10 – Envoltória (normalizada pelo pico) dos sinais de eco no conjunto

membrana/tarugo, em função do afastamento entre os alvos. A escala de cinza foi gerada com 64 níveis de cinza e o ponto de corte (fundo preto) foi de 6 dB em relação à amplitude do eco para cada afastamento entre os alvos. Excitação: PEC-MLF.....	44
FIGURA 5.11 – Magnitude do espectro de potência (normalizada pelo pico) dos pulsos de eco comprimidos, originados na interface água/face do tarugo para ambos os tipos de excitação codificada e considerando faixa dinâmica de 6 dB para a síntese dos PEC-MCF, a linha de corte para medição da largura de banda corresponde a 6dB do pico de potência.....	45
FIGURA 5.12 – Magnitude do espectro de potência (normalizada pelo pico) dos pulsos de eco comprimidos, originados na interface água/face do tarugo para ambos os tipos de excitação codificada e considerando faixa dinâmica de 9 dB para a síntese dos PEC-MCF, a linha de corte para medição da largura de banda corresponde a 6dB do pico de potência.....	45
FIGURA 5.13 – Magnitude do espectro de potência (normalizada pelo pico) dos pulsos de eco comprimidos, originados na interface água/face do tarugo para ambos os tipos de excitação codificada e considerando faixa dinâmica de 12 dB para a síntese dos PEC-MCF, a linha de corte para medição da largura de banda corresponde a 6dB do pico de potência.....	46
FIGURA 6.1 – Pulsos simulados representando o sinal de eco de dois refletores à medida que o afastamento entre eles aumenta. Foi usado o próprio pulso do transdutor, na frequência central de 2.25 MHz. Há um efeito do <i>speckle</i> para afastamentos de até 0.7 mm. Corte para resolução: 6 dB.....	52
FIGURA A1– Painel de configuração das portas de comunicação entre os equipamentos e o computador.....	54
FIGURA A2 – Painel frontal principal onde são ajustados parâmetros do gerador e do osciloscópio, como: tensão da excitação; taxa de repetição do pulso; número de repetições do sinal para gerar a média; ajuste da escala, escolha dos canais; tipo de <i>trigger</i> ; frequência de amostragem, além de outros parâmetros como a temperatura da água.....	55
FIGURA A3 – Painel frontal relativo ao monitor do osciloscópio onde é ajustado o	

posicionamento dos pulsos direto e refletido em função do tempo que servirá como parâmetro para a decodificação dos sinais de eco.....	55
FIGURA A4 – Painel frontal relativo à configuração dos parâmetros do PEC empregado: tipo, MLF, MCF_C ou MCF_{RQ} ; número de pontos; frequência de amostragem; largura da excitação, frequência inicial e frequência final; e faixa dinâmica da compensação no caso das excitações compensadas.....	56
FIGURA A5 – Painel frontal relativo aos sinais decodificados e às envoltórias exibindo um sinal de eco decodificado segundo três técnicas de decodificação, acima: à esquerda a deconvolução plana, uma técnica ainda experimental, no centro a deconvolução completa e à direita correlação cruzada abaixo as envoltórias dos respectivos sinais decodificados. No na caixa acima a direita são exibidos os espectros dos sinais. Para este sinal foi utilizada uma excitação compensada.....	57

ÍNDICE DE TABELAS

TABELA 5.1 – Parâmetros usados para otimização da síntese do PEC.....	37
TABELA 5.2 – Largura do pulso de eco comprimido (6 dB) para cada tipo de codificação.....	40
TABELA 5.3 – Largura de banda do pulso de eco comprimido (6 dB) para cada tipo de codificação.....	46
TABELA 6.1 – Amplitude (dB) do lóbulo temporal do pulso de eco comprimido para cada tipo de codificação.....	49

LISTA DE SÍMBOLOS

$a(t)$	Amplitude da excitação em função do tempo.
B	Largura de banda de um pulso de ultra-som.
c	Velocidade de propagação do som num meio homogêneo.
$e(t)$	Excitação no domínio do tempo.
$E(f)$	Representação da excitação no domínio da frequência.
$e_{MCF}(t)$	Excitação com compensação em frequência no domínio do tempo.
$e_{MLF}(t)$	Excitação com modulação linear em frequência no domínio do tempo.
f_0	Frequência inicial da excitação com modulação linear em frequência.
$f_i(t)$	Frequência instantânea, em função do tempo, igual a derivada da fase em função da frequência.
$h(t)$	Representação da resposta impulsiva do sistema.
$h_r(t)$	Representação da resposta impulsiva de recepção do sistema.
$h_t(t)$	Representação da resposta impulsiva de transmissão do sistema
$H(k)$	Representação da resposta do sistema no espaço- k .
$H(f)$	Representação da função de transferência do sistema.
$H_R(f)$	Representação da função de transferência de recepção do sistema.
$H_T(f)$	Representação da função de transferência de transmissão do sistema.
H_{MCF}	Magnitude da excitação com compensação em frequência.
H_{MCF_C}	Magnitude da excitação com compensação em frequência gerada a partir do espectro invertido do sistema.
$H_{MCF_{RQ}}$	Magnitude da excitação com compensação em frequência gerada a partir da raiz quadrada do espectro invertido do sistema.

H_S	Função de transferência do sistema.
j	Número imaginário igual a $\sqrt{-1}$.
k	Constante de propagação da onda igual a $2\pi f_0/c$.
$p(t)$	Potência do sinal no domínio do tempo.
$P_{\text{sin al}}$	Representação da potência do sinal.
$\bar{P}_{\text{ruído}}$	Potência média do ruído de fundo.
R_{ax}	Resolução axial de um pulso de ultra-som.
$s(t)$	Sinal de eco no domínio do tempo t .
$\tilde{s}(t)$	Transformada de <i>Hilbert</i> do sinal de eco.
$s_{dec}(t)$	Sinal de eco decodificado.
$S(f)$	Correspondente ao sinal de eco no domínio da frequência f .
T	Duração de um pulso de ultra-som.
β_i	Fase instantânea do sinal com modulação linear em frequência.
$\delta(t-t_0)$	Delta de Dirac no instante t_0 .
$\phi(t)$	Fase temporal de um sinal em função do tempo t .
$\phi_{MLF}(t)$	Fase da excitação com modulação linear em frequência.
$\Phi(f)$	Fase espectral de um sinal em função da frequência f .
Φ_i	Fase instantânea da excitação com compensação em frequência.
$\tau(f)$	Atraso de grupo de um sinal em função da frequência f .
τ_i	Atraso de grupo instantâneo da excitação com compensação em frequência.

1. INTRODUÇÃO

No âmbito das ciências médicas o ultra-som ocupa uma posição de destaque entre os mais eficazes métodos de diagnóstico não-invasivos, por ser capaz de produzir imagens de qualidade e em tempo-real, além disso é bastante seguro, tem custo relativamente baixo e é de simples operação. No entanto a qualidade da imagem é limitada por diversos fatores que afetam a propagação da onda nos tecidos biológicos, por consequência a penetração e a resolução do sinal tem um relação de compromisso ficam limitadas.

Nas últimas décadas, o emprego do ultra-som para geração de imagens médicas teve um grande progresso graças aos avanços na instrumentação que utiliza transdutores do tipo *phased array* com elevado número de elementos, que realiza múltiplas zonas focais e também graças à evolução nas tecnologias computacionais que avançaram na velocidade de processamento digital dos sinais de eco e permite que excitações codificadas mais complexas sejam acessíveis. Estes avanços tecnológicos permitiram que o custo de equipamentos de geração e de aquisição de imagens de ultra-som esteja mais acessível, permitindo o uso de técnicas mais elaboradas para a excitação dos transdutores, o que repercute na qualidade da imagem por ultra-som.

Neste contexto, excitações codificadas têm sido desenvolvidas e aplicadas em sistemas de ultra-som, principalmente, para obter o aumento da relação sinal-ruído *SNR* (do inglês Signal to Noise Ratio) dos sinais de eco, que são muito atenuados pelos meios de propagação típicos do ultra-som em Medicina. As técnicas de codificação por modulação linear da frequência, ou *chirp*, propiciam uma boa resolução aliada ao aumento da *SNR*. Uma técnica inovadora de excitação codificada foi recentemente

proposta por COSTA-FÉLIX [1] para aplicações em ultra-som, esta técnica permite compensar a resposta em frequência do sistema pulso-eco e conseqüentemente alargar a banda de frequência do sinal de eco. Com isso espera-se obter, também, uma resolução axial otimizada.

As excitações codificadas são aplicadas com sucesso em áreas de engenharia, como radar e sistemas de comunicação entre outras, sendo o *chirp* o tipo de excitação mais difundido. O processo de codificação da excitação e de decodificação do eco favorece algum parâmetro de interesse, geralmente a relação sinal-ruído e/ou a largura de banda do sistema.

Em ultra-som na área médica, o uso de *chirps*, PEC-MLF (Modulação Linear em Frequência) para a geração de imagens está disponível, inclusive, em equipamentos comerciais. No entanto o uso de excitações codificadas ainda tem um imenso potencial a ser explorado em ultra-som e pode ser considerada pesquisa de ponta no cenário internacional. Há poucos anos vêm sendo desenvolvidas, no Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial (Inmetro), técnicas pioneiras para codificação e decodificação de sinais com sucesso para aplicações em acústica [2]. COSTA-FÉLIX [1] aplicou esta codificação em ultra-som e obteve como resultado um considerável aumento da largura de banda na resposta do sistema de ultra-som.

Partindo dos resultados obtidos por COSTA-FÉLIX [1] e considerando que uma ampla largura de banda do sinal de eco representa melhorar a resolução axial, a técnica que será denominada PEC-MCF (Modulação com Compensação em Frequência), foi aplicada para otimizar a resolução axial de um sistema de ultra-som.

1.1 Objetivo

O Objetivo deste trabalho é aplicar a técnica de codificação proposta por COSTA-FÉLIX [1] na excitação de um sistema de ultra-som e avaliar os resultados em termos de resolução axial. Outro objetivo é aperfeiçoar a técnica de codificação e decodificação para otimizar os resultados. Para isso foram propostos os seguintes objetivos específicos:

- Comparar os resultados da resolução axial de sinais de eco de um tarugo refletor de aço inoxidável usando as técnicas PEC-MLF e PEC-MCF.
- Explorar a capacidade separação entre dois refletores usando as técnicas PEC-MLF e PEC-MCF.

1.2 Organização do texto

O Capítulo 2 trata da Revisão Bibliográfica sobre excitações codificadas e suas aplicações em ultra-som em Medicina e situa o tema no contexto atual. Focaliza o estudo das excitações com modulação linear em frequência, MLF, pois as mesmas têm enorme aceitação e difusão devido às suas características de construção e aos resultados que obtêm. A revisão trata também de outros trabalhos relacionados à metodologia que usa a excitação codificada com modulação por compensação em frequência MCF empregada nesta dissertação.

Os Fundamentos Teóricos, Capítulo 3, são apresentados em seguida, priorizando: a resolução axial de sistemas pulso-eco; a importância da resposta em

freqüência para o sistema pulso-eco; uma breve apresentação das bases da excitação codificada usando modulação linear em freqüência, MLF; a formulação da excitação codificada usando modulação por compensação em freqüência, MCF; e as técnicas de compressão de sinais codificados. O embasamento teórico é apoiado principalmente na tese COSTA-FÉLIX [1] e nos trabalhos de MISARIDIS [3] e PEDERSEN [4].

A descrição dos Materiais e Métodos, Capítulo 4, considera: o sistema de medição; os ajustes iniciais; os ajustes dos parâmetros para geração das excitações codificadas; os procedimentos para obtenção da resposta em freqüência do sistema que serve de referência para criação da codificação da excitação MCF; os procedimentos para captura dos sinais de eco; e a formulação para gerar as envoltórias dos sinais.

O Capítulo 5 relata os Resultados obtidos em termos de resolução axial e dos espectros de potência dos sinais de eco. No Capítulo 6 é feita a Discussão, uma avaliação qualitativa dos resultados apresentados pelos pulsos MCF comparando-os com os resultados das excitações codificadas MLF, fazendo um breve relato dos resultados típicos com MCF. A Conclusão do trabalho tem por objetivo posicionar os PEC-MCF perante as excitações codificadas, sobretudo as PEC-MLF.

Finalizando a dissertação são apresentados como Apêndices os painéis frontais do *virtual instrument* (vi) criado em *LabView 7.0* (*National Instruments*, Austin, TX, EUA) empregado no controle da instrumentação usada nos experimentos.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Sistemas de prospecção baseados na emissão de ondas e que operam na forma pulso-eco, i.e. radar e ultra-som, são bastante utilizados para a detecção remota de alvos. À medida que os alvos se distanciam, os sinais de eco retornam com menos potência, o que impõe uma condição limite para a maior distância dos alvos que podem ser detectados pelo sistema. O fator limite está associado com a capacidade do sistema de reconhecer os sinais de eco frente ao ruído inerente. Em outras palavras, a limitação depende da relação sinal ruído SNR a qual depende da potência do sinal de eco e da potência do ruído gerado pelo sistema como também introduzido pelo meio externo. Uma proposta natural para aumentar a SNR , e portanto para detectar alvos mais distantes, consiste em elevar a amplitude da onda transmitida, o que não tem respaldo prático devido às limitações de faixa dinâmica dos instrumentos e dispositivos usados nos referidos sistemas de prospecção. Durante a Segunda Guerra Mundial, a utilização de sinais codificados de excitação dos sistemas de radar veio ao encontro do dilema apresentado; aumento da SNR por outros meios que não incluíssem o aumento da amplitude do pulso de onda emitido [5]. A motivação para o emprego de sinais de excitação codificada baseia-se no fato da SNR estar relacionada com a energia da onda emitida pelo sistema e com a densidade espectral de potência do ruído [5], no caso de ruídos gaussianos. Com isso, a proposta para o emprego de sinais codificados reside principalmente na possibilidade de se aumentar a energia do pulso de onda emitido através do aumento de sua duração, ao contrário do aumento de sua amplitude.

A emissão de sinais codificados é bem sucedida e largamente utilizada em outras disciplinas de Engenharia como radares e sistemas de comunicação móvel. Neste

contexto, diversas técnicas para excitação codificada foram desenvolvidas como códigos binários, códigos de *Barker*, código de *Golay* entre outros [6]

Em sistemas de radar, os alvos a serem detectados podem ser considerados isolados, se comparados com os de ultra-som para diagnóstico, o que permite melhor localização dos mesmos. Por outro lado, no caso do ultra-som em Medicina existe um número indefinido de espalhadores (alvos), as próprias características dos sistemas de transmissão e recepção, e a interação da onda com meio de propagação, no caso tecido biológico, tornam a implementação da excitação codificada um enorme desafio [7].

Além de melhorar a *SNR*, o uso da excitação codificada em ultra-som em Medicina traz outro benefício, que é a redução da intensidade da onda de ultra-som emitida pelo sistema. Por questões de prevenção de danos à saúde, a norma internacional IEC 60.601-2/37 [8] e anteriormente BARNETT *et al.* [9] tratam da segurança de equipamentos de diagnóstico por ultra-som e estabelecem limites para o pico de intensidade acústica que pode ser introduzido no corpo humano. Essa limitação é muito mais importante do que a da faixa dinâmica dos aparelhos de geração de imagens, e impede que sinais convencionais de grande intensidade sejam empregados *in vivo* [1]. Os equipamentos comerciais mantêm patamares de limitação da amplitude da onda emitida e conseqüentemente da penetração da onda [10].

Os sistemas convencionais de ultra-som usam como excitação uma portadora monofreqüencial com um ou dois ciclos de senóide geralmente na freqüência central do transdutor, nestes casos a largura do pulso e por conseqüência a resolução axial dependem da duração da excitação, a medida que se utilizem transdutores que operem em freqüências mais elevadas obtém-se como resultado pulsos mais estreitos.

No entanto, a atenuação do ultra-som nos tecidos biológicos aumenta com a frequência do pulso de onda emitido e a melhora na resolução, por meio da utilização de frequências mais elevadas, resulta num decréscimo na *SNR* dos ecos provenientes de regiões mais distantes, pois quanto maior a frequência, mais o sinal é atenuado. Para permitir maior *SNR* e conseqüentemente mais penetração, o que se faz normalmente é diminuir a frequência do ultra-som, baixando-se a atenuação e sacrificando a resolução [11]. Ou seja, há sempre uma relação de compromisso entre a penetração e a resolução. Outra forma de obter maior penetração é através do aumento da intensidade emitida, mas há razões de ordem prática para limitar os picos de intensidade, em função da propagação não linear no tecido e para atender aos requerimentos de segurança que garantem os níveis de intensidade para prevenir e evitar danos por calor e/ou cavitação resultantes do efeito do ultra-som no corpo humano [9].

Excitações codificadas têm sido usadas em sistemas de radar por oferecerem aumento da *SNR* e da resolução axial [12], se comparadas com as excitações convencionais [1]. Assim como no caso de radar, a alternativa que vem sendo proposta para o ultra-som em Medicina, de forma a contornar os problemas relacionados com a *SNR* e obter maior penetração, consiste em emitir um pulso codificado e com uma duração maior. Disto resulta um pulso com mais energia e um sinal de eco que pode ser decodificado e comprimido no tempo, de forma que grande parte de sua energia fica concentrada em torno de um único instante de tempo. Diversos trabalhos apontam que a grande vantagem em utilizar pulsos de excitação codificados em ultra-som para imagens médicas está na possibilidade de se obterem sinais de eco, após a decodificação, com muito mais intensidade do que se fossem utilizados pulsos convencionais [10, 13, 14, 15, 16, 17, 18].

O'DONNELL [13] comparou com pulsos convencionais e calculou que, para o ultra-som usado em Medicina, a energia acústica transmitida pode ser aumentada de 15 a 20 dB, por meio da utilização de excitações codificadas, sem atingir os limites de intensidade que colocam em risco a segurança dos tecidos irradiados,

Nos sistemas convencionais de ultra-som pulso-eco, a capacidade de resolução axial dos mesmos se degrada com o aumento da duração do pulso de onda emitido. Portanto, parece um paradoxo usar pulsos codificados e com duração aumentada, para garantir melhor *SNR*, sacrificando, no final, a resolução axial. No entanto, esta resolução não fica degradada desde que o pulso codificado possua uma largura de banda ampla, já que a resolução axial varia inversamente com a largura de banda do pulso emitido [7].

A utilização de pulsos de excitação codificada (PEC) em sistemas de ultra-som remonta ao final da década de 70, através do trabalho de TAKEUCHI [19]. Mais recentemente, as técnicas usadas para a implementação de PEC em ultra-som receberam uma enorme atenção [3, 4, 6, 10, 11, 13, 15, 16, 20], com a modulação linear em frequência (MLF) para PEC sendo o tipo de codificação mais explorado, principalmente pela maior simplicidade de ser implementado, se comparado com outras codificações. O PEC-MLF, ou *chirp*, consiste em um sinal modulado em frequência e com a energia distribuída uniformemente ao longo do tempo para todos os componentes espectrais [7].

As teses de MISARIDIS [3] e de PEDERSEN [4] compreendem estudos detalhados e aprofundados sobre o uso de excitações codificadas na geração de imagens por ultra-som. Além do detalhamento teórico sobre os princípios de processamento de sinais e geração do PEC, são apresentadas comparações entre diferentes técnicas de

codificação; incluindo códigos binários (*Barker code*), sequências-m e MLF [3]. Avaliadas por simulação, testes com *phantoms* e *in vivo*, a técnica usando os sinais modulados em frequência foi considerada a melhor e mais robusta entre as codificações avaliadas. Melhorias da relação *SNR* entre 10 e 20 dB foram observadas com a PEC-MLF [3, 4].

Com o aprimoramento dos microprocessadores digitais e desenvolvimento de equipamentos com maior capacidade de geração e armazenamento de dados, o uso de técnicas mais elaboradas para a excitação de transdutores usados em instrumentação de imagens ultra-sônicas de sistemas biológicos tem se mostrado viável, mesmo em tempo real [17]. FORSBERG [21] examinou o desempenho das tecnologias de equipamentos comerciais que permitem o uso de excitações codificadas, e demonstrou, com exames em *phantoms*, as vantagens das excitações codificadas frente às excitações convencionais, destacou ainda o aumento da sensibilidade do sistema de imagem, de forma a permitir a obtenção de imagens não perceptíveis com pulsos convencionais.

Para a decodificação e conseqüente compressão do eco é relatada, na literatura, a utilização de filtros casados, técnica que usa o complexo conjugado da excitação e aplica correlação cruzada ou deconvolução com o sinal de eco [3, 4, 7, 11]. RAO & AUBRY [14] realizaram a decodificação por correlação cruzada entre sinal de eco e a excitação codificada. Para otimizar a resposta do sistema na decodificação dos sinais de eco, a utilização de filtros casados no domínio da frequência corresponde a passar o sinal por um filtro cuja função de transferência é igual ao complexo conjugado da transformada de *Fourier* do próprio sinal. No domínio do tempo isto corresponde à autocorrelação do sinal de eco [22, 23]. Assim, a decodificação permite deslocar os componentes de frequência do eco recebido para um mesmo instante de tempo, com

isto, transformando-o num pulso comprimido no tempo, mas que mantém a largura de banda e a energia do sinal. Se, por um lado, esta técnica permite aumentar consideravelmente a SNR , por outro lado, durante o processamento para a decodificação ela apresenta uma característica indesejável que é a formação de lóbulos temporais [7]. HAIDER *et al.* [24] introduziram a deconvolução, no domínio da frequência, do espectro do sinal pelo espectro da excitação, o que permite minimizar os lóbulos se comparados com a decodificação no domínio do tempo.

A literatura relata uma crescente aplicação de excitações codificadas em ultra-som para diagnóstico médico, destacando-se as características ou resultados obtidos em cada caso. Alguns trabalhos relacionados com o assunto são apresentados a seguir.

BEHAR & ADAM [11] propuseram uma série de considerações que devem ser observadas para a implementação de um esquema de excitação/compressão que maximizem a SNR e minimizem os lóbulos temporais na saída do filtro de compressão. Já CHIAO & HAO [10] estudaram o desenvolvimento de uma excitação codificada para aplicação em sistemas de ultra-som clínico, cujo objetivo foi estudar o desempenho frente a resolução, penetração, frequência de repetição de quadros, e também ao custo de implementação do sistema. Pressupostos básicos como a escolha do tipo de excitação e da técnica de filtragem devem ser considerados para a aplicabilidade de excitações moduladas em ultra-som em Medicina, considerando as características do sistema e do meio de propagação [20].

A compressão do sinal de eco por filtro casado pressupõe que o meio de propagação não atenua a onda. Caso contrário, há que se compensar o filtro casado com o efeito da atenuação. Neste sentido, RAO [25] realizou simulações do uso de PEC-

MLF, em meios sem atenuação e com atenuação, simulando tecidos biológicos, demonstrando que as vantagens do aumento da relação SNR proporcionada pela excitação codificada é diminuída quanto mais atenuante for o meio de propagação, visto que a potência do sinal de eco depende da própria atenuação do meio. Como a atenuação é crescente com a frequência, quanto mais profunda for a propagação da onda no meio atenuante, tanto menor será a largura de banda do eco. Mas, se comparado com a excitação tradicional, a resposta à excitação codificada, depois de comprimida, sempre apresentará vantagens, com um limite máximo imposto pela atenuação.

NOWICK *et al.* [6] utilizaram diversas excitações codificadas para avaliar o comportamento da atenuação do ultra-som em exames de osso trabecular e o aumento da profundidade de penetração. Já no caso do uso de agentes de contraste para a geração de imagens por harmônicos, BORSBOOM *et al.* [26, 27] sugerem o uso de excitação codificada para aumentar a SNR . Os autores demonstraram por meio de simulações e de experimentos um aumento de 10-13 dB no aumento da SNR na resposta [28].

Outra particularidade no uso de excitação codificada está no aumento do tempo de processamento do sinal de eco para comprimi-lo. Isto acarreta limitações quanto à obtenção de imagens em tempo real. Para contornar essa situação, [18, 23] aplicaram a técnica da abertura sintética na transmissão (do inglês *STA*) para aumentar a taxa de repetição de quadros, juntamente com um esquema de codificação baseado em um pulso longo modulado em frequência em lugar de pulsos curtos. Este mecanismo gerou uma boa resolução axial e manteve a resolução lateral, além de permitir o aumento da velocidade de repetição de quadros, permitindo a geração de imagens em tempo quase real.

Outras técnicas para codificação foram sugeridas e empregadas em ultra-som para aplicações biomédicas [12, 29, 30]. COSTA-FÉLIX e MACHADO [1, 30] propuseram a utilização de uma excitação codificada gerada em função da resposta espectral do sistema com aplicações metrológicas e na medição da atenuação ultrassônica. A proposta de COSTA-FÉLIX [1] difere das demais técnicas relatadas para gerar o PEC, por utilizar o inverso da transformada de *Fourier* da resposta em frequência do sistema de ultra-som pulso-eco para gerar a codificação da excitação. Com isso, o sinal de eco tem a largura de banda aumentada, quando comparada com a obtida com excitações convencionais. A forma de codificação proposta compensa as faixas de frequência em que a resposta do sistema é mais fraca, excitando essas faixas por mais tempo e passando mais rápido pelas frequências centrais, nas quais o sistema responde com mais potência. O método proposto gera um PEC com modulação com compensação em frequência (MCF) com envelope plano e o sinal de eco apresenta um espectro mais largo. De forma que, esta técnica permite, em teoria, melhorias na resolução em profundidade superiores àquela obtida com o PEC-MLF.

Esta técnica de excitação do tipo PEC-MCF foi aplicada em trabalhos recentes para avaliação da resolução espacial, sendo comparada em termos de resolução axial com a que se obtém com o PEC-MLF. Apesar da maior complexidade para gerar a excitação codificada, há vantagens em utilizar esta codificação para melhorar a resolução espacial com uma elevada *SNR* dos ecos [31, 32].

3. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Uma particularidade do ultra-som clínico de imagem é o meio de propagação que tem uma enorme atenuação diretamente dependente da frequência causando os efeitos da propagação não linear nos tecidos biológicos, que distorcem o sinal de eco recebido e comprometem o desempenho da imagem [7, 10, 11].

A relação sinal ruído, parâmetro de grande interesse para detectar sinais de eco e gerar imagens de ultra-som é definida como a razão da potência do sinal, $P_{Sinal}(t)$, pela potência média do ruído de fundo, $\overline{P_{ruído}}(t)$, como segue:

$$SNR = \frac{P_{sinal}}{P_{ruído}} \quad (1)$$

A energia (E) emitida pelo sinal, $s(t)$, é a integral da potência no tempo, $p(t)$, podendo ser aumentada por meio da amplitude, da duração ou mudando a forma de onda empregada, descrita da seguinte forma:

$$E = \int_{-\infty}^{\infty} p(t).dt = \int_{-\infty}^{\infty} s^2(t).dt \quad (2)$$

Segundo TAKEUCHI [19], para se obter uma ampla largura de banda com os sistemas ultra-sônicos e conseqüentemente uma boa resolução, convencionalmente utiliza-se como excitação um pulso de curta duração, idealmente um impulso, matematicamente representado pelo delta de *Dirac* $\delta(t-t_0)$. Em função da inviabilidade prática de produzir uma excitação impulsiva ideal, a aproximação da resposta impulsiva de um sistema é obtida com uma excitação em que a largura de

banda é inversamente proporcional à duração desta excitação, ou seja, para obter sinais com banda larga, deve-se utilizar um pulso muito curto no tempo [1].

A duração do sinal no domínio do tempo e a largura de banda no domínio da frequência são formas de caracterizar sinais de ultra-som. Nos pulsos de curta duração utiliza-se uma portadora monofrequencial e neste caso há uma relação entre a duração do sinal (T) e a largura de banda (B) de forma que o produto $T \cdot B$ é aproximadamente dado por [4]:

$$T \cdot B \cong 1. \quad (3)$$

3.1. Resolução axial para sistemas pulso-eco

Para sistemas que atuam na forma pulso-eco e emitem um pulso do tipo portadora modulada em amplitude, a resolução axial, R_{ax} , é dada por [33]:

$$R_{ax} = \frac{cT}{2}, \quad (4)$$

onde c = velocidade de propagação da onda no meio e T = a duração do pulso de onda.

Outra forma de estimar R_{ax} é pela largura de banda do pulso de onda emitido. Para isso, é conveniente realizar uma abordagem do pulso emitido e do sinal que descreve a distribuição espacial dos alvos usando o espaço no domínio da constante de propagação, k . Para isto, e sem perda de generalização, a abordagem será realizada para uma dimensão, considerando-se dois alvos refletores planos, com coeficientes de

reflexão unitários, dispostos perpendicularmente à direção de propagação da onda e separados por uma distância Δx , conforme ilustra a Figura 3.1.

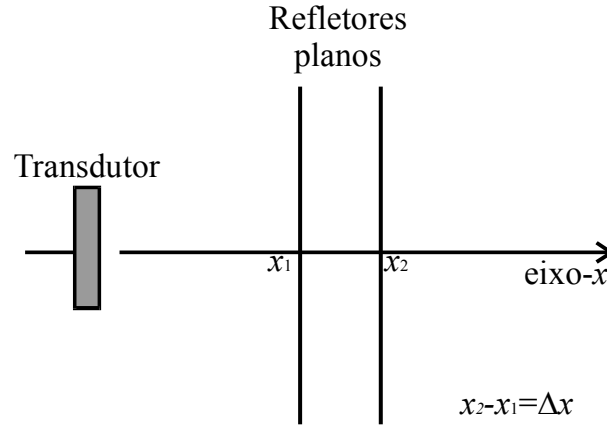


Figura 3.1 – Esquema mostrando um transdutor que emite uma onda na direção do eixo- x e incide em dois alvos planos, posicionados em x_1 e x_2 e separados de $\Delta x = x_2 - x_1$, e perpendiculares à direção de propagação da onda.

Para um pulso transmitido pelo transdutor com largura de banda Δf_0 , então no espaço- k este pulso possui uma banda Δk_0 dada por:

$$\Delta k_0 = \frac{2\pi\Delta f_0}{c}. \quad (5)$$

A transformada de *Fourier* espacial e unidimensional da configuração dos refletores no espaço resulta na função H cujo módulo é dado por:

$$|H(k)| = \left| \int_{-\infty}^{\infty} [\delta(x - x_1) + \delta(x - x_2)] e^{-jkx} dx \right| = \left| 2\cos\left(\frac{k\Delta x}{2}\right) \right|. \quad (6)$$

A função $|H|$ é do tipo multi-banda, sendo cada banda com uma largura Δk para 3dB da ordem de:

$$\Delta k = \frac{\pi}{\Delta x}. \quad (7)$$

A interação do pulso de onda emitido pelo transdutor com os alvos refletora gera um sinal de eco que, no espaço- k , pode ser interpretado como o resultado da multiplicação de H com a transformada de *Fourier* do pulso no espaço- k . Este produto equivale a uma filtragem de H no espectro correspondente ao do pulso. Para garantir a reprodução da localização dos alvos, ou seja, garantir a resolução dos alvos, através do sinal de eco, é necessário que:

$$\Delta k \leq \Delta k_0. \quad (8)$$

Das equações (5), (7) e da inequação (8) resulta uma expressão para a resolução axial em função da largura de banda do pulso de onda emitido, dada por:

$$R_{ax} = \Delta x_{min} = \frac{c}{2\Delta f_0}. \quad (9)$$

De (9) conclui-se que a resolução axial melhora com o aumento da largura de banda do pulso de ultra-som. Ainda de (9) se observa que, para pulsos do tipo portadora modulada em amplitude, onde $T\Delta f_0 \cong 1$, obtém-se (4).

3.2. Resposta em frequência para o sistema pulso-eco

Considerando o sistema de ultra-som pulso-eco linear, na presente sessão pretende-se equacionar a relação entre o sinal de entrada (ou excitação), $e(t)$, e o sinal

de saída (ou eco), $s(t)$, de um sistema de pulso-eco, considerando-se um alvo posicionado no percurso do pulso de onda emitido pelo sistema, conforme ilustra o diagrama da Figura 3.2. O sistema de pulso-eco é representado pelo bloco de transmissão (gerador de sinais, amplificador, transdutor operando na transmissão) e pelo bloco de recepção (transdutor operando na recepção, pré-amplificador, digitalizador). O alvo é considerado como tendo uma função de transferência $T(f)$.

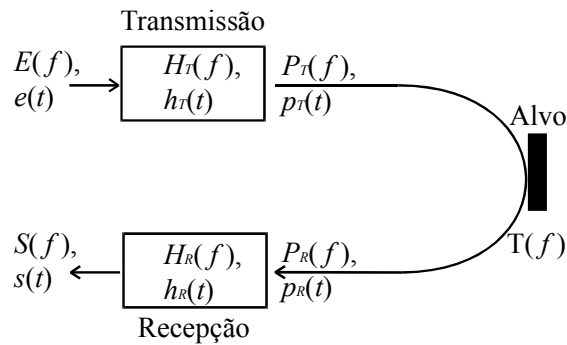


Figura 3.2 – Representação do sistema pulso-eco contendo o bloco de transmissão, com resposta impulsiva $h_T(t)$ e função de transferência $H_T(f)$, e o bloco de recepção com resposta impulsiva $h_R(t)$ e função de transferência $H_R(f)$. Os sinais no tempo $e(t)$ e $s(t)$, ou na frequência $E(f)$ e $S(f)$, representam a excitação e a resposta do sistema, respectivamente. As ondas transmitidas e recebidas são $p_T(t)$ e $p_R(t)$, no domínio do tempo, ou $P_T(f)$ e $P_R(f)$, no domínio da frequência, respectivamente. O alvo possui uma resposta em frequência dada por $T(f)$, a qual relaciona a onda refletida com a incidente.

O uso de excitações codificadas em ultra-som é um enorme desafio em função da complexidade da eletrônica requerida, da escassez e do alto custo dos equipamentos geradores e amplificadores que operam nesta faixa de frequência [4]. WANG *et al.* [29] pelas características comparam que o transdutor de ultra-som é um limitador de frequência, podendo ser considerado como um filtro passa-banda com uma curva

característica que depende da curva do transdutor. Portanto, a função de transferência dos sistemas de ultra-som pode ser considerada como limitada em banda.

As técnicas para codificar a excitação são empregadas para melhorar o desempenho do sistema, geralmente incluindo os parâmetros resolução axial e largura de banda [1]. A excitação deve ter banda larga coerente com o sistema, de forma que, após a apropriada filtragem e decodificação, o pulso é otimizado [10].

De acordo com o esquema apresentado na Figura 3.2 e considerando o sistema pulso-eco de ultra-som como linear e $T(f) = 1$, então tem-se:

$$S(f) = H_R(f) \cdot H_T(f) \cdot E(f), \quad (10)$$

considerando-se:

$$P_R(f) = P_T(f). \quad (11)$$

Levando-se em conta a equação (9), conclui-se que a resolução axial é otimizada com o aumento na largura de banda de $H_R \cdot H_T \cdot E$. Teoricamente, esta otimização será ideal para um sinal de excitação que satisfaça:

$$|E(f)| = |H_R(f) \cdot H_T(f)|^{-1}. \quad (12)$$

3.3. Excitação codificada usando modulação linear em frequência, MLF

Uma das formas comumente empregadas para pulsos de excitação codificados (PEC) envolve modulação linear em frequência (MLF) ou *Chirp*, definido matematicamente por:

$$e_{MLF}(t) = a(t)\cos[2\pi f_0 t + \phi_{MLF}(t)], \quad (13)$$

onde a é amplitude do sinal como função do tempo t , f_0 é frequência inicial e ϕ_{MLF} a função de fase. A amplitude a é constante durante um intervalo de tempo e nula fora deste intervalo.

A frequência instantânea, f_i , de e_{MLF} é definida a partir do argumento do termo co-seno na equação (13), sendo dada por:

$$f_i(t) = \frac{1}{2\pi} \frac{d[2\pi f_0 t + \phi_{MLF}(t)]}{dt}. \quad (14)$$

Para que f_i seja uma função linear do tempo, daí a denominação de modulação linear em frequência, basta que:

$$\phi_{MLF}(t) = bt^2, \quad (15)$$

sendo b uma constante. Com isso obtém-se:

$$f_i(t) = f_0 + \frac{b}{\pi} t. \quad (16)$$

Combinando-se as equações (15) e (16) obtém-se a fase ϕ_{MLF} de cada componente espectral como função da frequência instantânea dada por:

$$\phi_{MLF}(f_i) = \frac{\pi^2}{b}(f_i - f_0)^2. \quad (17)$$

Uma particularidade do *chirp* está no fato de cada componente espectral ocorrer em um particular instante de tempo, havendo uma correspondência biunívoca entre a frequência de cada componente espectral, f_i , como também a correspondente fase β_i , e o tempo t_i .

A transformada de *Fourier* do sinal *chirp* fornece a correspondente fase de cada componente espectral extrapolada para o instante $t = 0$. Entretanto, a fase de cada componente no instante $t = 0$ pode ser obtida, uma vez determinada a fase β_i para cada componente dado por $\cos(2\pi f_i t + \beta_i)$, desde que se satisfaça a seguinte equação:

$$\cos(2\pi f_i t_i + \beta_i) = \cos\left[\frac{\pi^2}{b}(f_i - f_0)^2\right]. \quad (18)$$

Para a equação anterior ser satisfeita, basta:

$$2\pi f_i t_i + \beta_i = \frac{\pi^2}{b}(f_i - f_0)^2. \quad (19)$$

Partindo-se da equação (16) e obtém-se $t_i = (\pi/b)(f_i - f_0)$. Substituindo a expressão de t_i na equação (19) chega-se a:

$$\beta_i = \frac{\pi^2}{b}(f_0^2 - f_i^2). \quad (20)$$

No *chirp*, os componentes espectrais não se apresentam em fase em nenhum instante de tempo. Isto implica uma distribuição da energia ao longo do intervalo de tempo correspondente à duração do *chirp*, sendo constante a amplitude de todos os componentes espectrais. Por outro lado, num pulso estreito convencional, todos os componentes de frequência ocorrem em fase no instante $t = 0$, produzindo neste instante um pico com concentração da energia do sinal.

Uma forma de concentrar a energia do *chirp* em um determinado instante de tempo consiste em realizar uma técnica de compressão do sinal, o que será discutido mais adiante.

3.4. Excitação codificada usando modulação por compensação em frequência, MCF

Um pulso do tipo PEC-MLF possui envelope constante e espectro plano. Ao ser usado para excitar um sistema de ultra-som na forma pulso-eco, o pulso de onda transmitido terá a largura de banda limitada por H_T , independentemente do quão mais ampla seja a largura de banda do PEC-MLF em relação à largura de banda de H_T . Portanto, excitação com sinais PEC-MLF limitam a resolução a um valor imposto pela largura de banda total do sistema pulso-eco. Para ultrapassar a limitação de resolução imposta pelo sistema, seria interessante excitá-lo com um pulso capaz de otimizar a duração e a largura de banda do pulso de onda emitido pelo sistema. Mais ainda, o sinal usado para esta excitação deveria preservar duas das vantagens dos sinais do tipo PEC-MLF, que são: a codificação, o que implica a possibilidade de pulso emitido com mais energia, e o envelope constante. O candidato para esse tipo de pulso de excitação é um

sinal do tipo PEC-MCF. O procedimento para obter este tipo de sinal, capaz de otimizar a largura de banda de toda a resposta do sistema de pulso-eco é descrito a seguir.

Para tanto, o procedimento inicia-se baseado num argumento que tem como ponto de partida uma condição imposta para o espectro do sinal PEC-MCF, H_{MCF} , dada por:

$$|H_{MCF}| = |H_S|^{-1}. \quad (21)$$

Onde $H_S = H_T \cdot H_R$.

Em situações práticas, para a determinação de $|H_{MCF}|$, $|H_S|^{-1}$ é considerado numa faixa de frequências que contém um nível de sinal acima do nível de ruído intrínseco ao sistema. A Figura 3.3 exemplifica a magnitude do espectro do PEC-MCF.

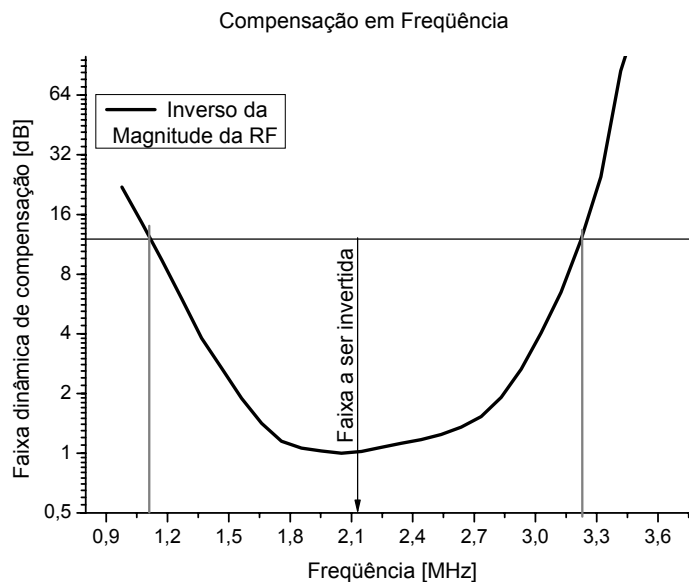


Figura 3.3 – Curva característica da magnitude do espectro de um PEC-MCF, criada a partir da resposta do sistema a um PEC-MLF, indicando a faixa dinâmica que deve ser compensada, e a largura de banda resultante da faixa escolhida.

Uma vez definida a magnitude do espectro de H_{MCF} , o sinal no tempo com envelope constante é obtido com os seguintes passos [1]:

Primeiramente, o atraso de grupo, τ , que pode ser definido como a distribuição das frequências em função do tempo, é determinado como sendo:

$$\tau(f) = \int_{f_{min}}^f C \cdot |H_{MCF}(f')|^2 df', \quad (22)$$

Com f_{min} = limite inferior de frequência da largura de banda útil para H_S e C = constante para o balanço de energia entre os domínios do tempo e da frequência. O limite superior da integral estende-se até f_{max} = limite superior de frequência da largura de banda útil para H_S

Uma vez encontrado o atraso de grupo, o passo seguinte consiste na criação da fase espectral, Φ_{MCF} , de H_{MCF} , obtida como segue:

$$\Phi_{MCF}(f) = -2\pi \int_{f_{min}}^f \tau(f') df'. \quad (23)$$

Uma vez conhecidas a magnitude e a fase de H_{MCF} , então o passo final para a obtenção do sinal PEC-MCF no domínio do tempo, e_{MCF} , consiste em resolver o seguinte equacionamento:

$$e_{MCF}(t) = FT^{-1} \{ |H_{MCF}(f)| \exp[j\Phi_{MCF}(f)] \}, \quad (24)$$

com $j = \sqrt{-1}$ e FT^{-1} = Transformada Inversa de *Fourier*.

3.5. Técnicas de compressão de sinais codificados

Os sinais codificados PEC-MLF e PEC-MCF possuem, como características, envelope constante e energia de cada componente espectral distribuída ao longo da duração do pulso. A transformada de *Fourier* de ambos os pulsos gera um sinal cuja fase espectral (no instante $t = 0$) é distinta para cada componente do espectro.

Quando usados para excitar um sistema pulso-eco de ultra-som, o eco terá uma duração compatível com a do pulso de excitação. Para conseguir a resolução dada pela equação (9) é necessário comprimir, ou decodificar, o sinal de eco. Esta compressão corresponde em subtrair a fase inerente de cada componente e como consequência, todos os componentes espectrais passam a ter fase nula no instante $t = 0$. Isso faz com que todos os componentes entrem em fase em $t = 0$ e com isso a energia total do sinal se concentra em $t = 0$. Com isso, após a compressão o pulso se estreita.

A literatura [5] adota o filtro casado como a forma otimizada de comprimir o pulso codificado no caso de haver interferência de ruído branco gaussiano no sinal. A operação de comprimir o pulso codificado com um filtro casado corresponde em correlacionar o sinal de eco, s , consigo mesmo para gerar o eco decodificado, s_{dec} . Esta operação no domínio do tempo corresponde a:

$$s_{dec}(t) = s(t) * s(-t), \quad (25)$$

onde o símbolo $*$ corresponde à operação de convolução.

A operação de decodificação pode também ser realizada no domínio da frequência de acordo com a seguinte expressão:

$$S_{dec}(f) = S(f) \cdot conj[S(f)], \quad (26)$$

sendo $conj[S(f)]$ o complexo conjugado de $S(f)$.

O processo de compressão do pulso codificado usando o filtro casado tem como desvantagem a geração de lóbulos temporais no pulso comprimido e no domínio do tempo. Esses lóbulos temporais interferem com os ecos de menor intensidade, distorcendo o sinal de eco, e também diminuem a faixa dinâmica do sistema de ultra-som. Para aplicações de ultra-som em Medicina, a faixa dinâmica deve ser da ordem de pelo menos 40 dB para a garantia de um bom contraste na imagem [34]. A literatura apresenta propostas do uso de filtro descasado para a redução dos lóbulos temporais [22]. Uma outra proposta para reduzir a presença dos lóbulos temporais, e explorada nesta dissertação, consiste de uma filtragem analógica no sinal de eco usando o próprio sistema pulso-eco. Para isso é usada uma parte da função de transferência total do sistema, a qual possui uma característica de um filtro passa banda.

Neste caso, o PEC-MCF é gerado a partir de H_T , em vez de $H_S = H_T \cdot H_R$, ou seja, toma-se:

$$|H_{MCF}| = |H_T|^{-1}. \quad (27)$$

Uma vez obtido o espectro para o PEC-MCF, a criação do sinal de excitação no domínio do tempo segue a formulação contida nas equações (22) a (24).

Admitindo-se a hipótese do sistema ser simétrico quanto à transmissão e à recepção, $H_T = H_R$, então pode-se substituir a equação (27) por:

$$|H_{MCF}| = \frac{1}{\sqrt{|H_S|}}. \quad (28)$$

Porém a duração não é pequena. Com esta proposta para a geração de H_{MCF} , o pulso transmitido p_T possui um espectro plano e uma largura de banda otimizada para a transmissão. O pulso de onda refletido passa, a seguir, por um filtro com largura de banda igual à de H_R . Conseqüentemente, o sinal de eco s possui um espectro dado por:

$$|S(f)| = \left| \frac{1}{H_T} \cdot H_T \cdot H_R \right| = |H_R| = |H_S|^{1/2}. \quad (29)$$

Por outro lado, para o sistema com uma excitação do tipo PEC-MLF então deve-se ter:

$$|S(f)| = |H_T \cdot H_R| = |H_S|. \quad (30)$$

Levando-se em conta as equações (29) e (30) há que se esperar que o sinal de eco s obtido com a presente proposta possua uma largura de banda maior do que aquela obtida para um sinal de eco gerado a partir de uma excitação do tipo PEC-MLF. Conseqüentemente, com a presente proposta deve-se obter uma melhor resolução axial para o sistema, se comparada com a obtida por meio de uma excitação com um *chirp*.

Para diferenciar o PEC-MCF gerado a partir de $|H_T|^{-1}$ daquele gerado a partir de $|H_T|^{-1/2}$, o primeiro é designado como PEC-MCF_C e o segundo como PEC-MCF_{RQ}.

Um gráfico do atraso de grupo dos PEC-MLF, PEC-MCF_C e PEC-MCF_{RQ} é mostrado na Figura 3.4.

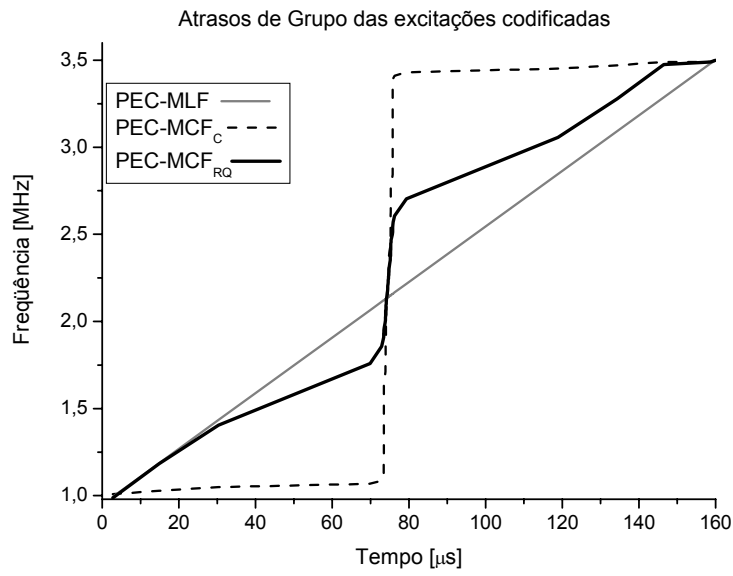


Figura 3.4 – Curva da Distribuição dos atrasos de grupo de frequências das excitações codificadas com modulação: linear em frequência e com compensação em frequência, em função do tempo.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

A parte experimental desta dissertação consistiu na utilização de excitação codificada do tipo MLF e MCF para a obtenção de sinais de eco gerados na interface plana de água e um tarugo de aço, assim como nas interfaces de água com uma membrana plana de PVC posicionada anteriormente ao tarugo e paralela à face do mesmo. Os experimentos foram realizados no Laboratório de Ultra-som (Labus) da Divisão de Acústica e Vibrações do Inmetro.

Um diagrama de blocos da montagem experimental é mostrado na figura 4.1. A instrumentação utilizada é composta por um tanque acústico de acrílico de 1000x250x250 mm, dois suportes com espaçadores micrométricos (precisão de 10 micrômetros) com cinco graus de liberdade (*Newport Corporation*, Irvine, CA, EUA), um transdutor de ultra-som com 25,4 mm de diâmetro, modelo A304S (*GE Panametrics*, Waltham, MA, EUA) e com frequência central de 2,25 MHz acoplado a um gerador de funções arbitrárias de 16 bits e 200 MS/s, modelo NI-PXI-5422 (*National Instruments*, Austin, TX, EUA) e um osciloscópio digital modelo NI-PXI-5112 (*National Instruments*, Austin, TX, EUA) com resposta até 100 MHz. O gerador de funções arbitrárias e o osciloscópio são embutidos num módulo principal modelo NI-PXI-1042 (*National Instruments*, Austin, TX, EUA). Como refletores foram utilizados um tarugo de aço inoxidável de 52 mm de diâmetro e 78 mm de comprimento e uma membrana de PVC com 0,2 mm de espessura.

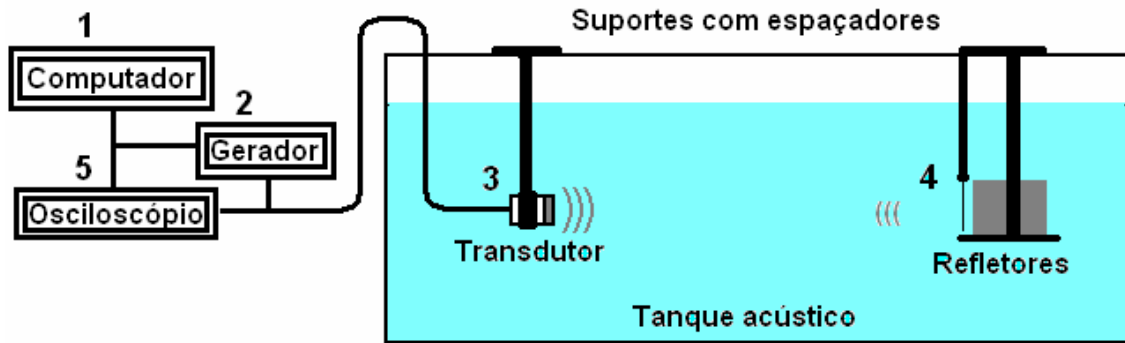


Figura 4.1 – Esquema da montagem experimental da instrumentação utilizada, constando (1) computador que cria as codificações, (2) gerador de sinais acoplado ao (3) transdutor que emite os pulsos codificados e recebe os ecos dos (4) refletores e o (5) osciloscópio acoplado ao transdutor, ao gerador por um *trigger* e ao computador responsável pelo controle dos equipamentos e processamento dos sinais.

O gerador e o osciloscópio foram controlados remotamente, através de uma porta de conexão serial do tipo RS-232, por um microcomputador com sistema operacional *Windows XP* e com uma plataforma de trabalho desenvolvida em *Labview 7.0* (*National Instruments, Austin, TX, EUA*) constituída pelo programa *Ctrl_Equip_Labus_v7.1_re00.vi*, responsável pela implementação das excitações codificadas, pelo controle dos equipamentos de geração e aquisição dos sinais e também pela decodificação dos sinais de eco.

As curvas características do transdutor e relativas à resposta impulsiva e à função de transferência são mostradas nos gráficos das figuras 4.2 e 4.3.

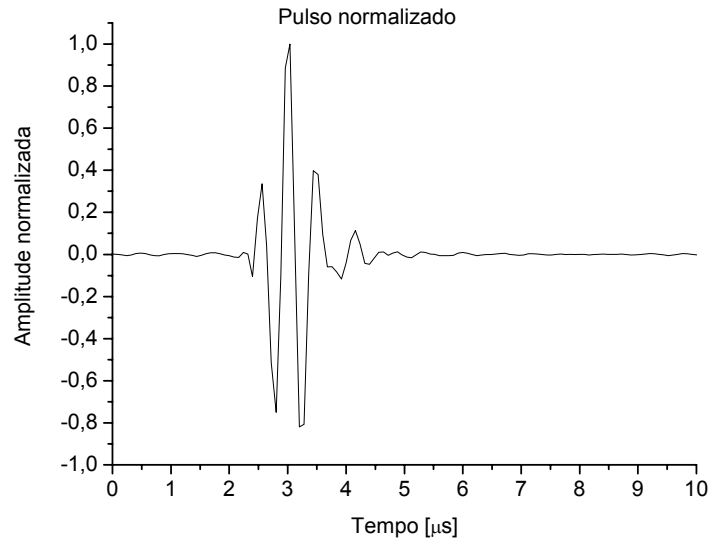


Figura 4.2 – Curva da resposta impulsiva espacial do transdutor (normalizada pelo pico de amplitude), obtida por uma excitação na forma de um pulso de um ciclo de seno na frequência central do transdutor, 2,25MHz.

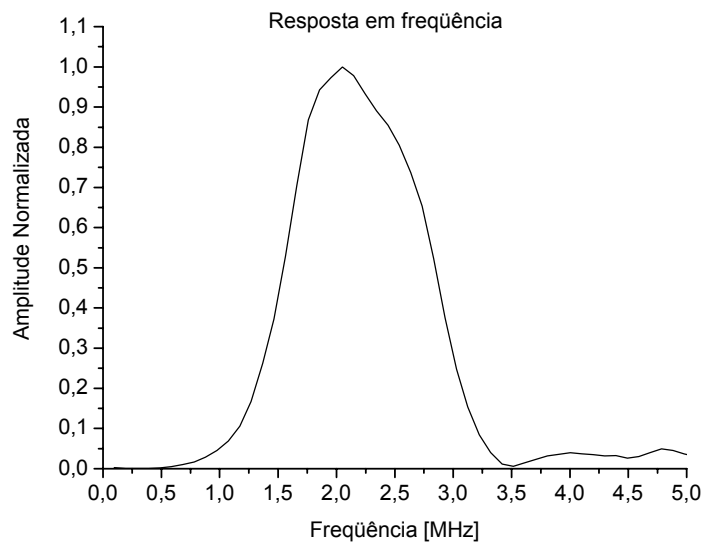


Figura 4.3 – Magnitude da função de transferência do transdutor (normalizada pelo pico), está resposta foi obtida com hidrofone, gentilmente fornecida por COSTA-FÉLIX [1].

4.1 Procedimento de ajuste e inicialização do sistema

O procedimento experimental inicia-se com a imersão e posicionamento do transdutor e do corpo de prova (tarugo de aço) fixados aos suportes móveis. O alinhamento foi determinado usando como excitação uma salva de senóides com 30 ciclos na frequência central do transdutor. O sistema foi considerado alinhado quando obtido um eco com amplitude máxima. Após a maximização do sinal de eco iniciaram-se as medições usando o programa para controlar o experimento.

4.2 Procedimentos para obtenção da resposta em frequência do sistema, usada para geração do PEC-MCF

Após o posicionamento e alinhamento do transdutor e do refletor de aço, a resposta impulsiva do sistema é obtida usando como excitação um PEC-MLF e coletando no osciloscópio o sinal de eco. A função de transferência do sistema, H_S , foi obtida pela deconvolução do sinal de eco com a excitação.

4.3 Procedimentos para a geração dos PEC-MCF

Para a geração do PEC-MCF_C, a magnitude de seu espectro, $|H_{MCF_C}|$, foi definida a partir da relação $|H_{MCF_C}| = |H_S|^{-1}$. Para a geração do PEC-MCF_{RQ} usou-se a relação $|H_{MCF_{RQ}}| = |H_S|^{-1/2}$, tal como descrito na fundamentação teórica. Por sua vez, o

atraso de grupo, τ , para ambos os casos foi criado em função da magnitude do espectro do PEC-MCF, conforme segue:

$$\tau_i = \tau_{i-1} + C \cdot |H_{MCF}(f_i)|^2, \quad (31)$$

para $1 \leq i \leq N$, sendo N o número total de pontos do PEC, $\tau_0 = \tau_{inicial}$ e C o inverso da potência total do PEC-MCF.

Uma vez gerado o atraso de grupo, a fase espectral do PEC-MCF, Φ , foi obtida da seguinte forma:

$$\Phi_i = \Phi_{i-1} - 2\pi\tau_i. \quad (32)$$

Com a magnitude e a fase do PEC-MCF, o sinal de excitação codificada no domínio do tempo foi obtido pela transformada inversa de *Fourier* do sinal no domínio da frequência. Depois de construído o PEC-MCF, o mesmo é utilizado para a excitação do sistema.

Para ambos os tipos de excitações foram utilizados pulsos codificados com 8000 pontos, o que equivale a uma duração de 160 μ s para a frequência de amostragem adotada em 50 MHz. A largura de banda da excitação codificada do tipo MLF situou-se entre 1,0 MHz e 3,5 MHz, o que corresponde à largura de banda da ordem de 22 dB da resposta em frequência do transdutor. A tensão de excitação foi de 10 V pico-a-pico e a frequência de repetição de pulsos foi de 100 Hz. Para as excitações PEC-MCF foi ajustada a faixa dinâmica de compensação do espectro invertido em três níveis: 6, 9 e 12 dB, apresentados a seguir nas Figuras 4.4-4.6 com dois tipos de compensação da excitação: a simples inversão da magnitude do espectro do eco obtido com o PEC-MLF

e a compensação que usou a raiz quadrada da magnitude do inverso do espectro do eco obtido também com a excitação PEC-MLF.

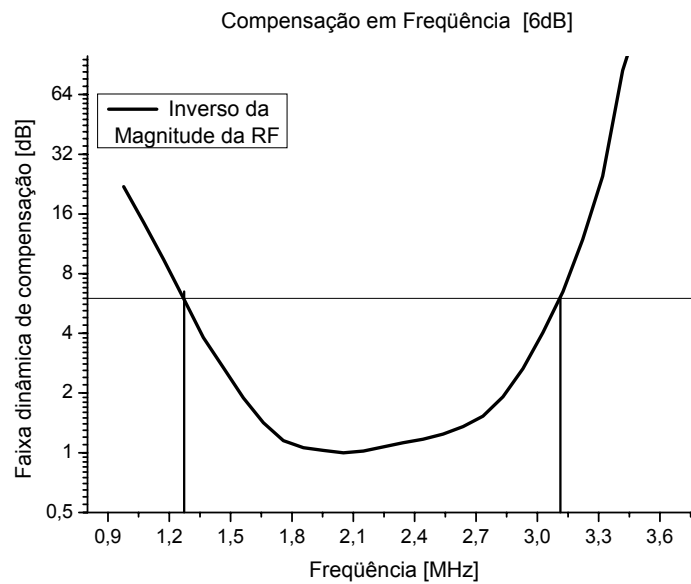


Figura 4.4 – Magnitude espectral invertida da função de transferência do sistema pulso-eco usada na construção do PEC-MCF, cortada pela faixa dinâmica e com as devidas limitações impostas na largura de banda em função da faixa de corte adotada, ou seja está e a Magintude espectral de uma excitação PEC-MCF com faixa dinâmica de 6dB.

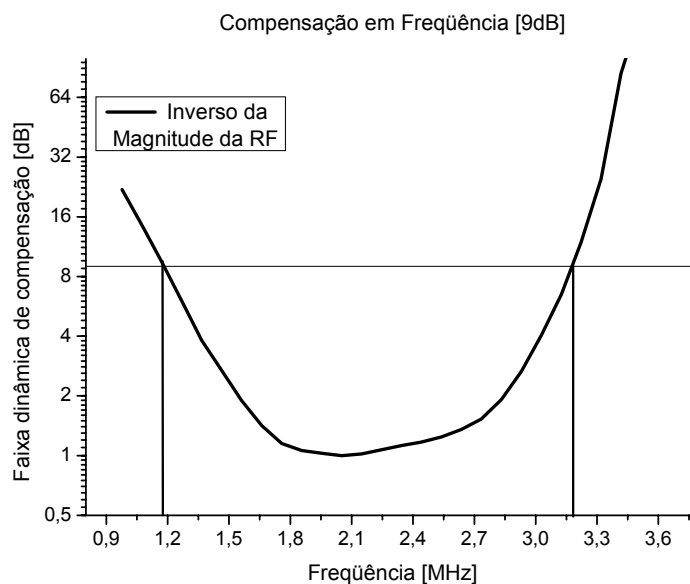


Figura 4.5 – Magnitude espectral invertida da função de transferência do sistema pulso-eco usada na construção do PEC-MCF, cortada pela faixa dinâmica e com as devidas limitações impostas na largura de banda em função da faixa de corte adotada, ou seja está e a Magintude espectral de uma excitação PEC-MCF com faixa dinâmica de 9dB.

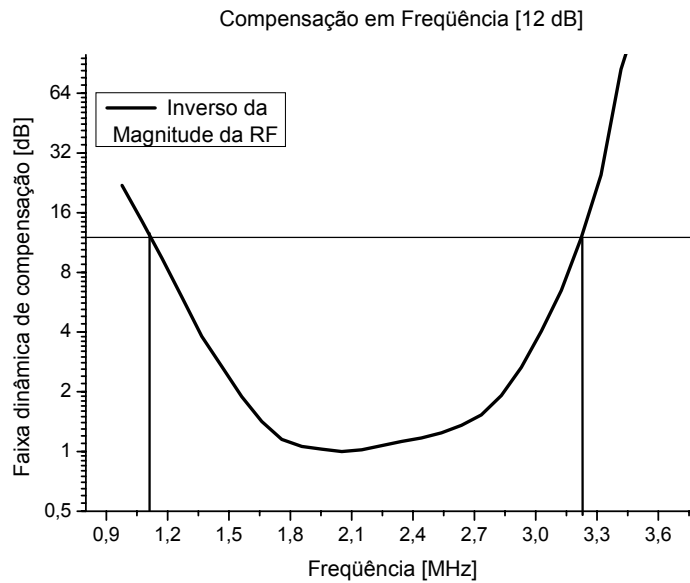


Figura 4.6 – Magnitude espectral invertida da função de transferência do sistema pulso-eco usada na construção do PEC-MCF, cortada pela faixa dinâmica e com as devidas limitações impostas na largura de banda em função da faixa de corte adotada, ou seja está a Magintude espectral de uma excitação PEC-MCF com faixa dinâmica de 12dB.

4.4 Procedimentos para a captura dos sinais de eco do tarugo

O eco capturado por meio do osciloscópio é decodificado pelo programa usando filtros casados, obtendo assim a resposta comprimida no tempo. Após a decodificação, o sinal foi enquadrado numa janela de 500 pontos, equivalente a 10 μ s. A distância entre o transdutor e o refletor manteve-se fixa durante a seqüência de medições e cada sinal capturado foi resultado da média de 10 sinais consecutivos.

4.5 Procedimentos para a captura dos sinais de eco do tarugo e da membrana de PVC

Depois de realizadas as medições apenas com o tarugo e obtida a resposta em freqüência do sistema, foi colocada membrana refletora à frente do tarugo e feito o

alinhamento da mesma pela maximização do eco de sua face. Em seguida a membrana foi aproximada do tarugo de aço, ajustando-se o posicionador micrométrico, até que se tocassem. Esta foi considerada a posição para distância zero entre a membrana e a face do tarugo. O sinal de eco foi coletado para excitações codificadas dos tipos MCF e MLF. A partir desta posição da membrana foram realizadas outras medições para afastamentos de: 0,2 mm a 1,0 mm, com passos de 0,1 mm, usando o posicionador micrométrico. Em cada uma dessas posições foram realizadas as sete medições correspondentes ao PEC-MLF, aos PEC-MCF_C e aos PEC-MCF_{RQ} com 6, 9 e 12 dB, nas condições de compensação simples do espectro e de compensação com a raiz quadrada da magnitude do espectro do eco obtido com a PEC-MLF.

Para cada tipo de excitação, os sinais de eco do conjunto membrana e tarugo foram decodificados pela correlação cruzada entre o sinal de eco obtido apenas com o tarugo com o sinal de eco do conjunto.

4.6 Envoltória dos sinais de eco

Os sinais de eco decodificados tiveram sua envoltória calculada usando transformada de *Hilbert* [4, 7]. Sendo $s(t)$ o sinal de eco no domínio do tempo e $\tilde{s}(t)$ a sua transformada *Hilbert*, a envoltória é determinada conforme a seguir:

$$Envoltória = |s(t) + \tilde{s}(t)| \quad (33)$$

4.7 Análise em frequência dos sinais de eco

Para analisar a largura de banda dos sinais de eco decodificados, foi calculada a magnitude do espectro de potência dos pulsos de eco originados na interface água/face do tarugo e medida a 6dB do pico de potência para ambos os tipos de PEC e considerando faixas dinâmicas de 6, 9 e 12 dB para a síntese dos PEC-MCF.

5. RESULTADOS

Foram realizados testes preliminares usando o PEC-MLF e coletado o eco proveniente da face do tarugo. Estes testes tiveram como objetivo a otimização do sistema em termos da excitação por PEC no que se refere a dois parâmetros: a duração, ou seja, o número de pontos e a largura de banda da excitação calculada em função do percentual da frequência central do transdutor. O resultado foi usado para servir de base, e analisando a largura do pulso (6 dB) do sinal de eco comprimido. A Tabela 5.1 apresenta estes resultados.

Tabela 5.1 – Parâmetros usados para otimização da síntese do PEC

Parâmetro	Duração do eco comprimido (6 dB) [μ s]
Largura de Banda	
[MHz] – (%)	
1,8-2,7 – (40)	1,45
1,6-2,9 – (60)	1,13
1,3-3,2 – (80)	1,02
1,1-3,4 – (100)	1,01
0,9-3,6 – (120)	1,02
Número de pontos	
2000	1,05
4000	1,04
6000	1,02
8000	1,03
16000	1,03

A seguir são apresentados os resultados dos sinais de eco, em função dos diferentes tipos de codificação para a excitação, considerando a reflexão na face do tarugo como também no conjunto membrana de PVC e tarugo. Água foi o meio de acoplamento entre o transdutor e os alvos para ambos os casos. Os resultados da tabela anterior foram observados e pela proximidade de valores os seguintes parâmetros foram

usados para a síntese das excitações codificadas: 1,0-3,5 MHz de largura de banda para o PEC-MCF e 8000 pontos tanto para PEC-MLF e PEC-MCF.

Os resultados referentes à envoltória (normalizada pelo pico), em função da distância, dos sinais de ecos originados na interface água/face do tarugo são apresentados nas Figuras 5.1-5.3 para ambos os tipos de PEC e considerando faixas dinâmicas de 6, 9 e 12 dB para a síntese dos PEC-MCF, respectivamente.

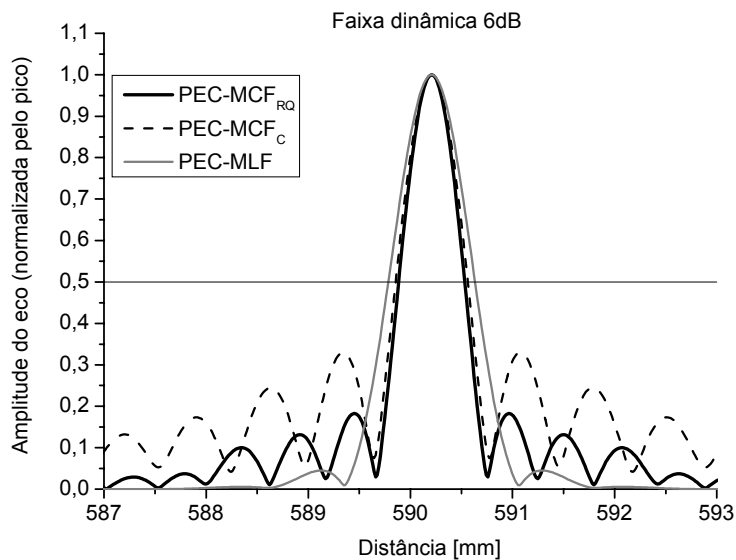


Figura 5.1 – Envoltória (normalizada pelo pico), em função da distância, dos sinais de ecos originados na interface água/face do tarugo para ambas as excitações e considerando faixa dinâmica de 6 dB para a síntese dos PEC-MCF.

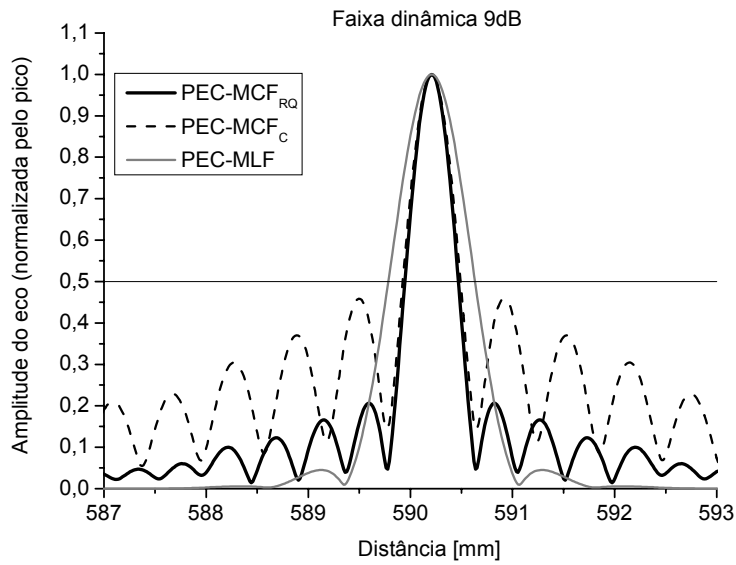


Figura 5.2 – Envoltória (normalizada pelo pico), em função da distância, dos sinais de ecos originados na interface água/face do tarugo para ambas as excitações e considerando faixa dinâmica de 9 dB para a síntese dos PEC-MCF.

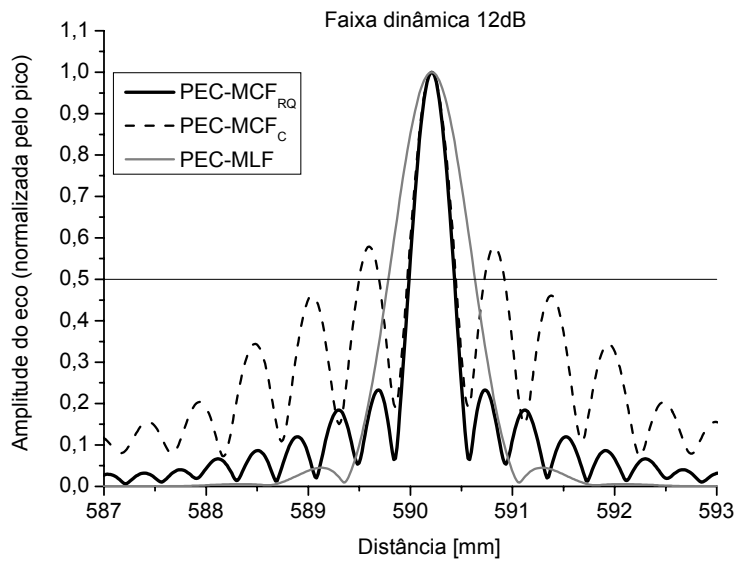


Figura 5.3 – Envoltória (normalizada pelo pico), em função da distância, dos sinais de ecos originados na interface água/face do tarugo para ambas as excitações e considerando faixa dinâmica de 12 dB para a síntese dos PEC-MCF.

A Tabela 5.2 apresenta os resultados para a largura da envoltória (6 dB) dos sinais de ecos apresentados nas Figuras 5.1-5.3.

Tabela 5.2 – Largura do pulso de eco comprimido (6 dB) para cada tipo de codificação

Tipo de codificação	Largura do pulso comprimido (6 dB) [mm]
PEC-MCF _{RQ}	
6 dB	0,62
9 dB	0,50
12 dB	0,42
PEC-MCF _C	
6 dB	0,68
9 dB	0,56
12 dB	1,39
PEC-MLF	0,83

Os resultados referentes à envoltória (normalizada pelo pico) dos sinais de ecos originados no conjunto membrana e tarugo em função da separação entre a membrana e a face do tarugo são apresentados nas Figuras 5.4-5.10 em escala de cinza, para ambos os tipos de PEC, considerando faixas dinâmicas de 6, 9 e 12 dB para a síntese dos PEC-MCF, respectivamente. Foram usados 64 níveis de cinza e o ponto de corte (fundo preto) foi de 6 dB em relação à amplitude do eco para cada afastamento entre membrana e tarugo. Os afastamentos considerados foram 0 (membrana em contato com a face do tarugo) e de 0,2 a 1,0 mm, com passos de 0,1 mm.

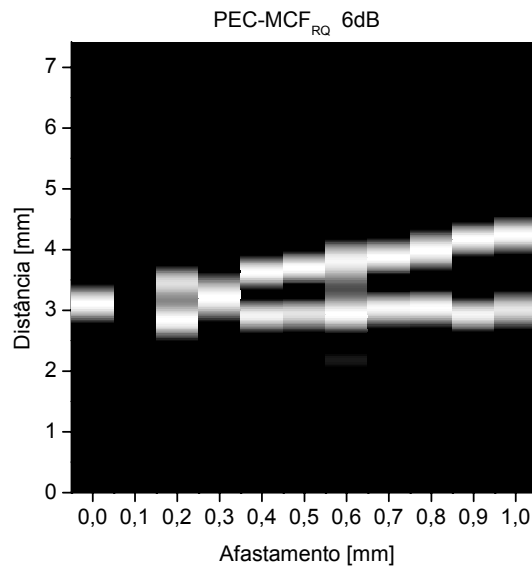


Figura 5.4 – Envoltória (normalizada pelo pico) dos sinais de eco no conjunto membrana/tarugo, em função do afastamento entre os alvos. A escala de cinza foi gerada com 64 níveis de cinza e o ponto de corte (fundo preto) foi de 6 dB em relação à amplitude do eco para cada afastamento entre os alvos. Excitação: PEC-MCF_{RQ} com faixa dinâmica de 6 dB.

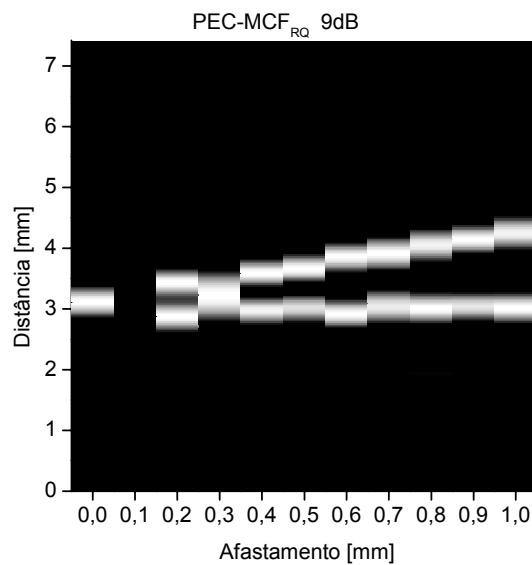


Figura 5.5 – Envoltória (normalizada pelo pico) dos sinais de eco no conjunto membrana/tarugo, em função do afastamento entre os alvos. A escala de cinza foi gerada com 64 níveis de cinza e o ponto de corte (fundo preto) foi de 6 dB em relação à amplitude do eco para cada afastamento entre os alvos. Excitação: PEC-MCF_{RQ} com faixa dinâmica de 9 dB.

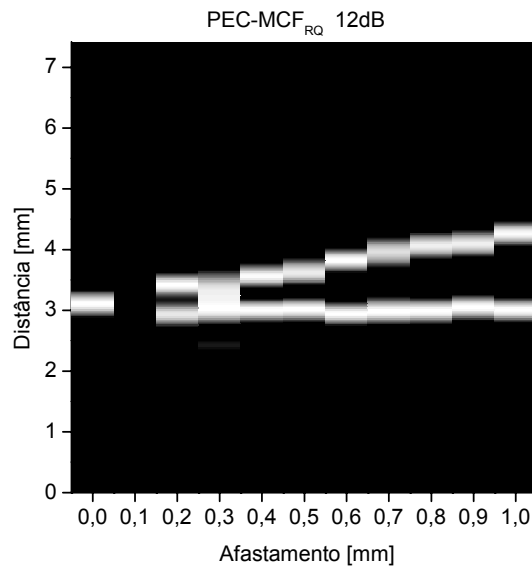


Figura 5.6 – Envoltória (normalizada pelo pico) dos sinais de eco no conjunto membrana/tarugo, em função do afastamento entre os alvos. A escala de cinza foi gerada com 64 níveis de cinza e o ponto de corte (fundo preto) foi de 6 dB em relação à amplitude do eco para cada afastamento entre os alvos. Excitação: PEC-MCF_{RQ} com faixa dinâmica de 12 dB.

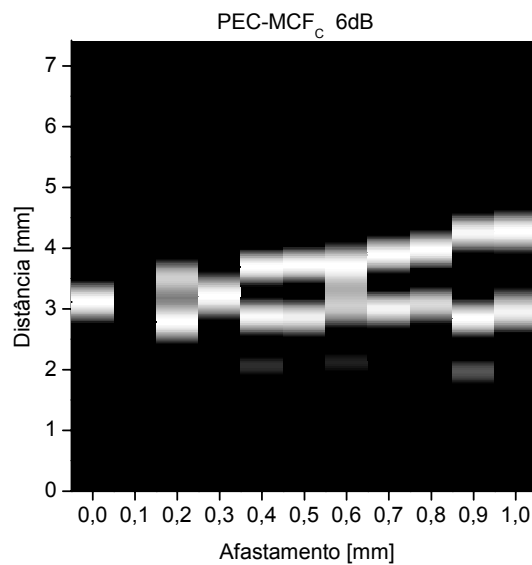


Figura 5.7 – Envoltória (normalizada pelo pico) dos sinais de eco no conjunto membrana/tarugo, em função do afastamento entre os alvos. A escala de cinza foi gerada com 64 níveis de cinza e o ponto de corte (fundo preto) foi de 6 dB em relação à amplitude do eco para cada afastamento entre os alvos. Excitação: PEC-MCF_C com faixa dinâmica de 6 dB.

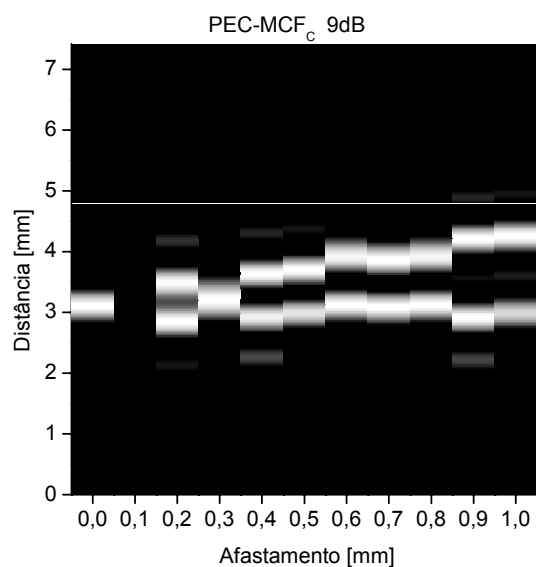


Figura 5.8 – Envoltória (normalizada pelo pico) dos sinais de eco no conjunto membrana/tarugo, em função do afastamento entre os alvos. A escala de cinza foi gerada com 64 níveis de cinza e o ponto de corte (fundo preto) foi de 6 dB em relação à amplitude do eco para cada afastamento entre os alvos. Excitação: PEC-MCF_C com faixa dinâmica de 9 dB.

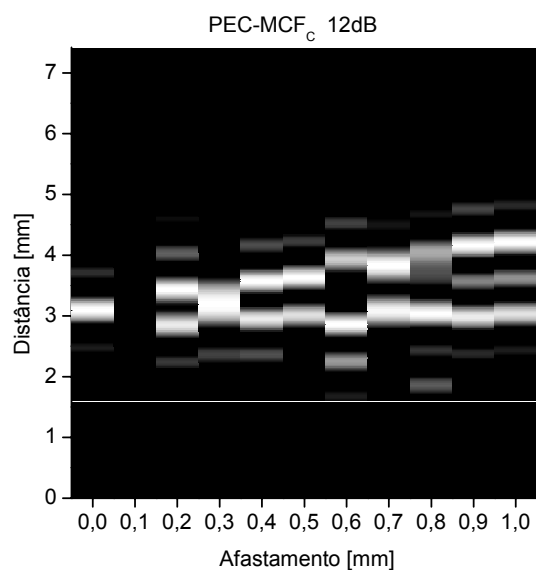


Figura 5.9 – Envoltória (normalizada pelo pico) dos sinais de eco no conjunto membrana/tarugo, em função do afastamento entre os alvos. A escala de cinza foi gerada com 64 níveis de cinza e o ponto de corte (fundo preto) foi de 6 dB em relação à amplitude do eco para cada afastamento entre os alvos. Excitação: PEC-MCF_C com faixa dinâmica de 12 dB.

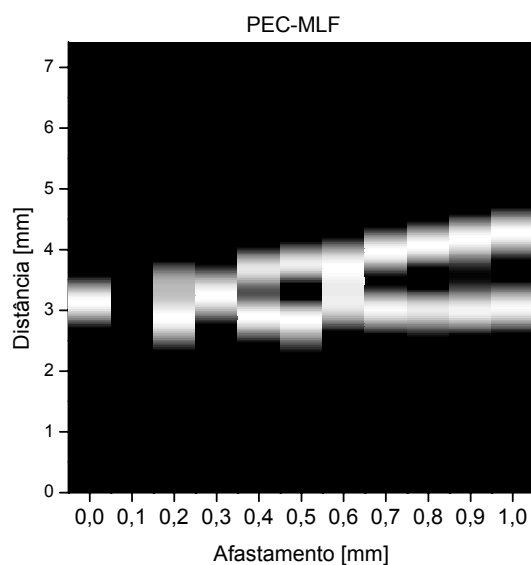


Figura 5.10 – Envoltória (normalizada pelo pico) dos sinais de eco no conjunto membrana/tarugo, em função do afastamento entre os alvos. A escala de cinza foi gerada com 64 níveis de cinza e o ponto de corte (fundo preto) foi de 6 dB em relação à amplitude do eco para cada afastamento entre os alvos. Excitação: PEC-MLF.

Os resultados referentes à magnitude do espectro de potência (normalizada pelo pico) dos pulsos de eco originados na interface água/face do tarugo são apresentados nas Figuras 5.11-5.13 para ambos os tipos de PEC e considerando faixas dinâmicas de 6, 9 e 12 dB para a síntese dos PEC-MCF, respectivamente.

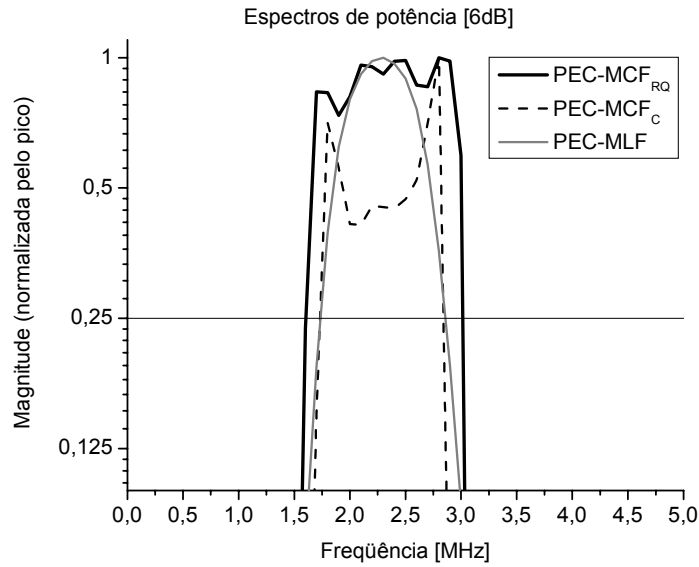


Figura 5.11 – Resposta em freqüência (normalizada pelo pico) dos pulsos de eco comprimidos originados na interface água/face do tarugo para ambos os tipos de excitação codificada e considerando faixa dinâmica de 6 dB para a síntese dos PEC-MCF.

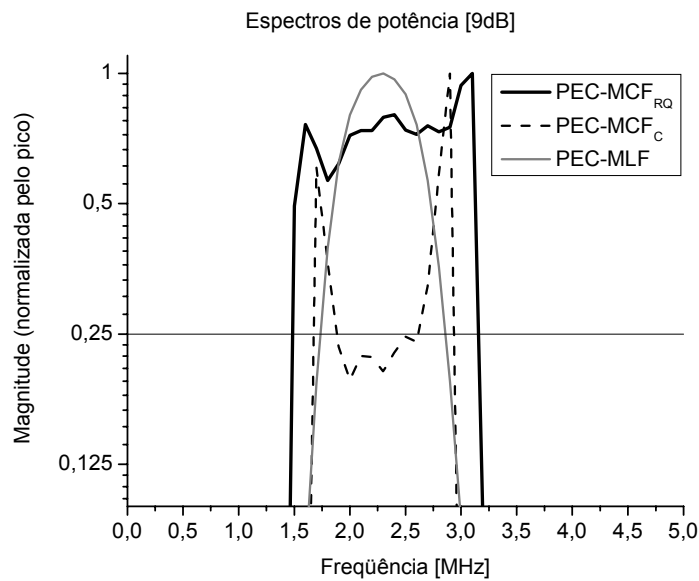


Figura 5.12 – Resposta em freqüência (normalizada pelo pico) dos pulsos de eco comprimidos originados na interface água/face do tarugo para ambos os tipos de excitação codificada e considerando faixa dinâmica de 9 dB para a síntese dos PEC-MCF.

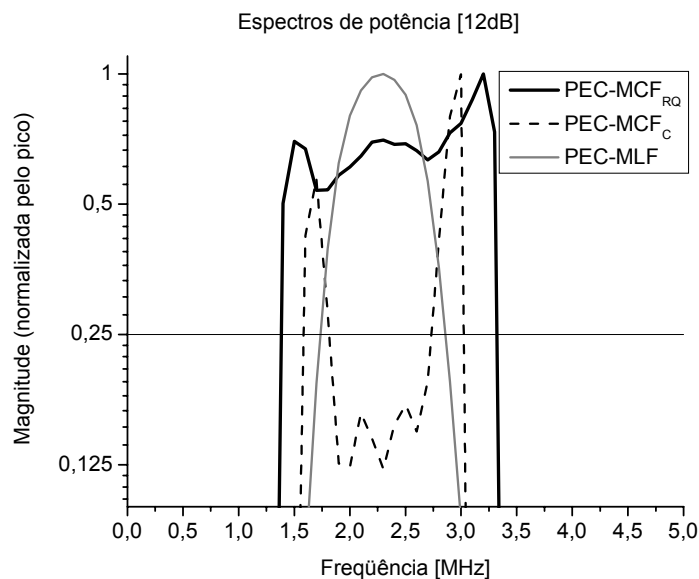


Figura 5.13 – Resposta em freqüência (normalizada pelo pico) dos pulsos de eco comprimidos originados na interface água/face do tarugo para ambos os tipos de excitação codificada e considerando faixa dinâmica de 12 dB para a síntese dos PEC-MCF.

A Tabela 5.3 apresenta os resultados para as larguras de banda do espectro de potência dos sinais de eco (6 dB) originados no tarugo para cada tipo de excitação e cujos gráficos foram apresentados nas Figuras 5.11-5.13.

Tabela 5.3 – Largura de banda do pulso de eco comprimido (6 dB) para cada tipo de codificação

Tipo de codificação	Largura de banda do pulso comprimido (6 dB) [MHz]
PEC-MCF _{RQ}	
6 dB	1,45
9 dB	1,73
12 dB	2,01
PEC-MCF _C	
6 dB	1,15
9 dB	**
12 dB	**
PEC-MLF	1,13

** os espectros ficaram muito irregulares, não foi possível uma mensuração da largura de banda (6 dB)

6. DISCUSSÃO

Os avanços tecnológicos na área de ultra-som e no desenvolvimento computacional propiciaram que novas técnicas mais sofisticadas se tornassem realidade. A literatura aponta que a vantagem de usar uma codificação para a excitação em sistemas de ultra-som está na possibilidade de aumentar a *SNR* se comparada com as situações em que se usam excitações convencionais [10, 11, 13, 22, 25, 26]. A melhoria da *SNR* é assegurada, uma vez que pulsos longos possuem mais energia que pulsos de curta duração de mesma amplitude [1]. O aumento da *SNR* representa maior penetração da onda no meio biológico, sem no entanto, atingir o limite proposto por normas e recomendações para evitar o surgimento de efeitos colaterais nos tecidos irradiados. Diversos autores indicam um ganho na *SNR* superior a 10 dB quando se usam excitações codificadas para a excitação de sistemas de ultra-som [2, 3, 13, 22, 26, 28].

Pela simplicidade de implementação, a PEC-MLF é a técnica de maior aceitação e difusão para aplicação do ultra-som em sistemas biológicos [1, 7, 22]. Por esta razão a PEC-MLF foi usada como referência para comparação com os resultados obtidos na presente dissertação.

Nos sistemas de ultra-som, o transdutor é um limitador de banda, ou seja, pode ser entendido como um filtro passa banda com uma função de filtragem que depende da sua resposta em frequência [29]. As excitações com PEC-MLF permitem obter um espectro do sinal de eco comparável à resposta de todo o sistema pulso-eco. A banda de frequência do sinal de eco é limitada, principalmente, em função da largura de banda do elemento transdutor. Isto impõe um limite superior para a resolução axial que pode ser obtida com excitação do tipo PEC-MLF.

Por outro lado, diversos estudos concluíram que as excitações codificadas permitiriam resultados comparáveis ao método convencional para a resolução axial [7, 13, 14, 16, 28].

COSTA-FÉLIX [1] estudou diversas técnicas de codificação e argumenta que a idéia principal em sua proposta é utilizar um pulso que varia a frequência no tempo de acordo com uma regra que permite a compensação em frequência da resposta de todo o sistema de pulso-eco. Em seu trabalho, demonstrou que a largura de banda do sinal de eco de sistemas ultra-sônicos pode ser otimizada usando PEC-MCF, pois o mesmo pode compensar o limitado espectro da resposta impulsiva do transdutor. BARROS *et al.* [31, 32] aplicaram as técnicas desenvolvidas por COSTA-FÉLIX obtendo resultados satisfatórios para o aumento da resolução axial de sistemas de ultra-som operando no modo pulso-eco.

A largura de banda do sinal de eco usando excitação PEC-MCF pode ser otimizada, uma vez que a excitação é construída de forma a compensar a resposta espectral do sistema. Levando em conta que, em sistemas de pulso-eco, a função de transferência total é resultado da convolução da função da transmissão com a da recepção, assim a limitação em frequência imposta pelo sistema, mais especificamente pelo transdutor como limitador de banda, deve considerar que a função de filtragem do transdutor no pulso e no eco.

Portanto, quando utilizada a compensação da resposta de transmissão do sistema, otimiza-se o pulso transmitido pelo transdutor, de forma que, teoricamente, o pulso sai com um espectro de banda larga praticamente plano na faixa de interesse. Quando o sinal de eco é recebido, a função de recepção do transdutor é convoluída com

o pulso longo, filtrando-o analogicamente, de forma que a resposta final tenha uma largura de banda otimizada.

A utilização de PEC requer alguma técnica de compressão no sinal de eco para decodificá-lo. Se por um lado a excitação por PEC melhora a *SNR*, por outro lado paga-se um preço pelo surgimento de lóbulos temporais inerentes ao processamento para a compressão do sinal de eco. Para efeitos de resolução, os lóbulos temporais devem ser inferiores a 6 dB e para efeitos de bom contraste na imagem os mesmos devem ser inferiores a -40 dB. Os resultados obtidos nesta dissertação com ambas as técnicas de PEC, Figuras 5.1-5.3, apresentam sinais de eco, após decodificação por correlação, cujas amplitudes relativas dos lóbulos temporais estão listados na Tabela 6.1.

Tabela 6.1 – Amplitude (dB) do lóbulo temporal do pulso de eco comprimido para cada tipo de codificação

Tipo de codificação	Amplitude do lóbulo temporal relativa ao pico do eco [dB]
PEC-MCF _{RQ}	
6 dB	-14,83
9 dB	-13,72
12 dB	-12,65
PEC-MCF _C	
6 dB	-9,65
9 dB	-6,77
12 dB	-4,74
PEC-MLF	-26,91

Pelos dados da tabela anterior, a excitação PEC-MLF é melhor quanto à magnitude do lóbulo temporal. A excitação PEC-MCF_{RQ} mantém-se aceitável quanto ao critério de resolução, frente à amplitude do lóbulo temporal, pois em ambos os casos a amplitude relativa do lóbulo temporal foi inferior a 6 dB. Por outro lado, a excitação

PEC- MCF_C compromete a capacidade de resolução axial do sistema quando se utiliza uma faixa dinâmica de 12 dB para a síntese do PEC. Em ambos os casos, não se atinge o critério de qualidade para com o contraste da imagem usando qualquer uma das técnicas usadas na presente dissertação. Para isto há que se considerar técnicas de decodificação por filtros descasados [22], que reduzem a magnitude dos lóbulos temporais. A penalidade por usar filtros descasados está no alargamento do pulso de eco. Mesmo assim, esse alargamento deve ainda manter a largura do pulso de eco gerado por excitação PEC-MCF menor do que aquela obtida com excitação PEC-MLF. Estudos futuros estão sendo propostos para otimizar a excitação PEC-MCF com vistas à resolução axial e também à redução da magnitude dos lóbulos temporais.

Considerando os resultados obtidos, ficou obtida a otimização da resolução axial do sistema de ultra-som operando no modo pulso-eco quando utilizando para a codificação da excitação a técnica de PEC- MCF_{RQ} comparada com PEC-MLF, tanto em relação a um único refletor, tarugo de aço, como também, quando usados dois refletores, tarugo e membrana.

As larguras de banda dos espectros de potência dos sinais de eco mostraram-se mais largas quando usados os PEC- MCF_{RQ} , conforme pode observado nas Figuras 5.11-5.13. Este aumento da largura de banda do espectro foi demonstrado anteriormente, usando o PEC MCF [1, 30]. O aumento da largura de banda manteve-se num nível de variação abaixo de 3 dB com os PEC- MCF_{RQ} , o que pode ser considerado estável numa banda larga em relação à curva da resposta em frequência do transdutor, lembrando a equação do produto TB (3), uma maior largura de banda representa um pulso mais estreito no tempo, e conseqüentemente, melhor a resolução axial, como pode ser verificado aplicando a equação (4).

Os resultados apresentados nas Figuras 5.6 e 5.9, relativos às excitações PEC-MCF_{RQ} e PEC-MCF_C, respectivamente, com 12 dB de faixa dinâmica dão a impressão de que há uma separação entre ambos os sinais de eco com um afastamento de 0,2 mm entre os refletores. Para a excitação PEC-MLF, Figura 5.10, este fato não é bem marcante como no caso das outras excitações, justamente pela pior capacidade de resolução quando se utiliza a excitação PEC-MLF. No entanto, para o afastamento de 0,2 mm entre os alvos o que ocorre é um fenômeno de interferência entre ambos os ecos, dando origem ao *speckle*, que na realidade, trata-se de um artefato de imagem.

Para demonstrar o surgimento do efeito de interferência entre os sinais de eco, foi realizada uma simulação que consiste na adição de dois sinais de eco, na forma do pulso transmitido pelo transdutor como mostrado na Figura 4.2, variando-se o afastamento entre os dois sinais desde 0 até 1,0 mm e com passos de 0,1 mm. O resultado está apresentado na Figura 6.1 em forma de escala de cinza com 64 níveis, considerando-se o corte (fundo preto) em 6 dB. Observa-se, nesta figura, o surgimento do efeito de *speckle* quando o afastamento entre os sinais de eco é de 0,2 mm. Para afastamentos de 0,3 e 0,4 mm não há separação entre os sinais de eco, ao passo que para 0,5 e 0,6 mm de afastamento há separação entre os sinais de eco. Já no afastamento de 0,7 mm surge uma nova interferência que destrói a separação entre os sinais de eco. Uma separação garantida ocorre apenas para afastamentos superiores a 0,8 mm. No entanto, para as excitações PEC-MCF_{RQ} e PEC-MCF_C com 9 e 12 dB de faixa dinâmica há uma nítida separação entre os ecos a partir de 0,4 mm de separação entre os alvos. É interessante notar que o efeito construtivo entre os sinais de eco se repete para afastamento em torno de 0,6 mm quando se utiliza excitações PEC-MLF e PEC-MCF_{RQ} ou PEC-MCF_C com 6 dB de faixa dinâmica. Para a excitação do tipo PEC-MLF, é

possível afirmar que a separação entre os sinais de eco está garantida apenas para afastamentos superiores a 0,7 mm entre os alvos.

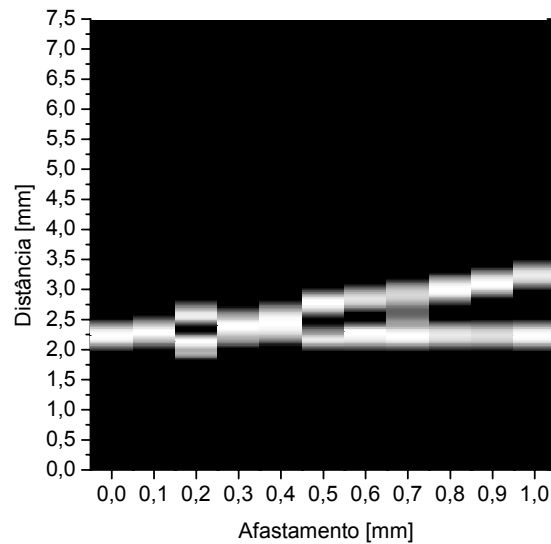


Figura 6.1 – Pulsos simulados representando o sinal de eco de dois refletores à medida que o afastamento entre eles aumenta. Foi usado o próprio pulso do transdutor, na frequência central de 2,25 MHz. Há um efeito do *speckle* para afastamentos de 0,2 mm. Corte para resolução: 6 dB.

É interessante observar que uma excitação do tipo PEC-MCF_{RQ} contribui a redução do efeito de interferência entre os sinais de eco, como pode ser observado através dos resultados apresentados nas figuras 5.5, 5.6, 5.8 e 5.9. Este fato demonstra a redução do surgimento do *speckle* à medida que se utiliza um pulso de onda transmitida com espectro mais amplo e portanto, com reduzido efeito de interferência, em função do afastamento entre os sinais de eco, por ser um pulso mais estreito.

7. CONCLUSÃO

A dissertação realizada teve como objetivo explorar a utilização de excitação codificada para sistemas ultra-sônicos do tipo pulso-eco com vistas à melhoria da resolução axial. Foi então proposta a utilização de uma excitação com modulação por compensação em frequência.

Os testes realizados com as excitações PEC-MCF geraram, após a decodificação dos sinais de eco, pulsos mais estreitos no tempo, se comparados com o PEC-MLF. Quanto à resolução axial, conseguiu-se reduzi-la a cerca da metade daquela obtida quando se utiliza excitação PEC-MLF. No entanto, foram gerados lóbulos temporais superiores àqueles gerados com a excitação PEC-MLF. Quando utilizada a excitação PEC-MCF_{RQ}, os pulsos de eco foram os mais estreitos e os lóbulos temporais não comprometeram a resolução dentro de um critério de 6 dB para ponto de corte.

Comparando-se os resultados obtidos com o PEC-MCF_{RQ} e com o PEC-MLF, observou-se uma melhora considerável na resolução da imagem e conseqüentemente uma minimização do efeito *speckle*.

O PEC-MCF_{RQ} mostrou-se uma técnica promissora para aplicação em sistemas de ultra-som, quando além do aumento da *SNR*, for desejada também a otimização da resolução axial.

APÊNDICES

O controle dos equipamentos usados para a geração das excitações e para a aquisição de sinais do sistema de medição, foi realizado por meio de uma plataforma em *Labview* criada para controlar remotamente os equipamentos do Labus/INMETRO. Os painéis frontais do programa *ctrl equip labus 7.1 re00.vi* são mostrados a seguir.

O Painel de configurações serve para selecionar as portas de comunicação das entradas de cada equipamento apresentado na figura A1.



Figura A1 – Painel de configuração das portas de comunicação entre os equipamentos e o computador.

No painel chamado de tela principal são ajustados os parâmetros para o controle final do gerador e do osciloscópio, figura A2. O monitor do osciloscópio exibe os pulsos de excitação e de eco é utilizado para o ajuste da localização do sinal de eco, no painel denominado tela do *scope*, figura A3.

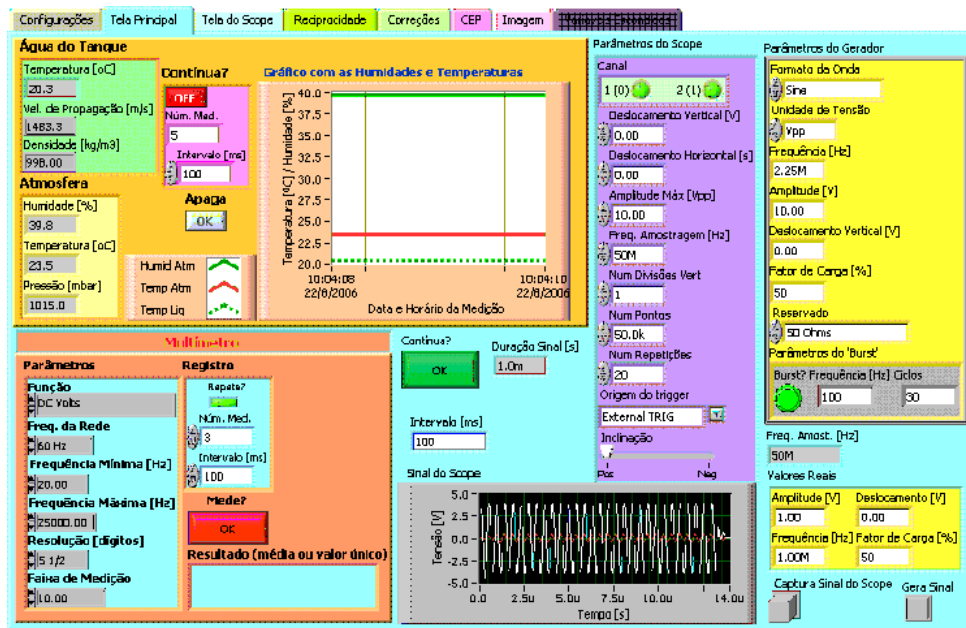


Figura A2 – Painel frontal principal onde são ajustados parâmetros do gerador e do osciloscópio, como: tensão da excitação; taxa de repetição do pulso; número de repetições do sinal para gerar a média; ajuste da escala, escolha dos canais; tipo de *trigger*; frequência de amostragem, além de outros parâmetros como a temperatura da água.

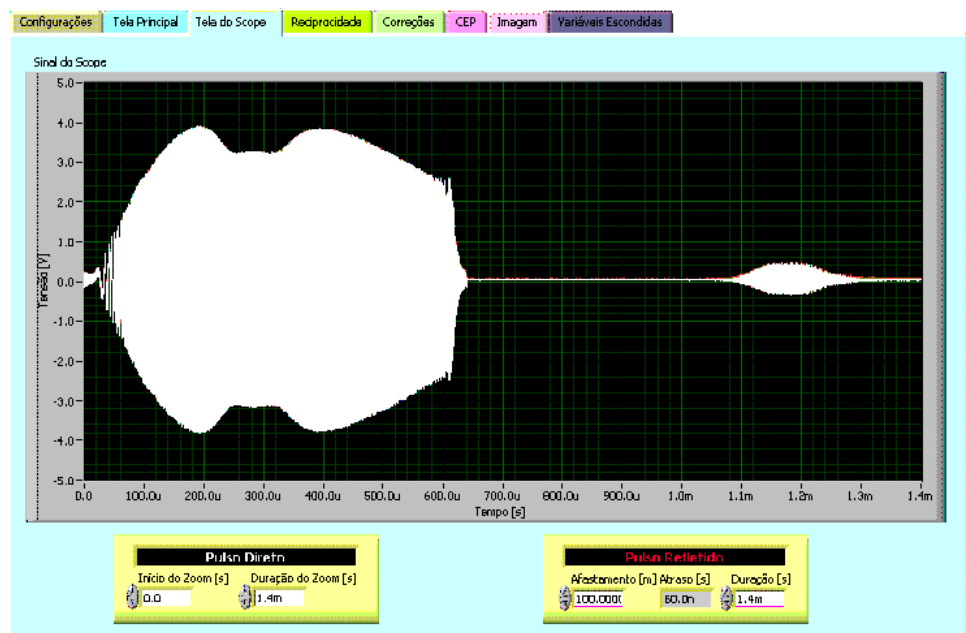


Figura A3 – Painel frontal relativo ao monitor do osciloscópio onde é ajustado o posicionamento dos pulsos direto e refletido em função do tempo que servirá como parâmetro para a decodificação dos sinais de eco.

O ajuste dos parâmetros dos pulsos de excitação codificada é realizado no painel CEP, figura A4.

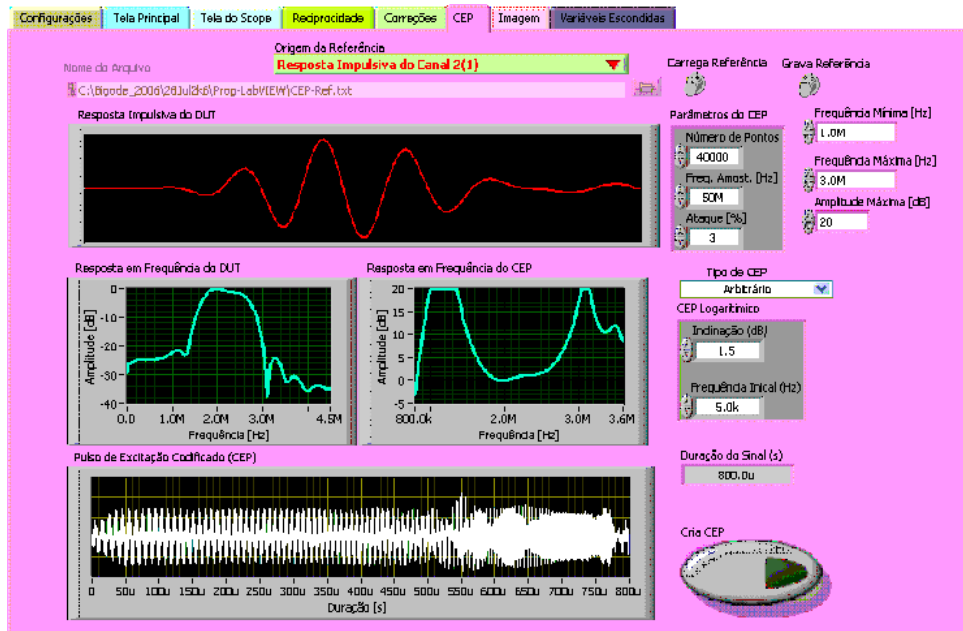


Figura A4 – Painel frontal relativo à configuração dos parâmetros do PEC empregado: tipo, MLF, MCF_C ou MCF_{RQ} ; número de pontos; frequência de amostragem; largura da excitação, frequência inicial e frequência final; e faixa dinâmica da compensação no caso das excitações compensadas.

O painel frontal chamado, imagem, mostra os sinais de eco após a decodificação para compressão de pulsos no tempo e também exibe as envoltórias, ajusta o fator corte em dB para o cálculo do comprimento do sinal medido na envoltória e exibe os valores da resolução axial. Além disso, é nesta tela que é ajustada a dimensão da janela que será armazenada nos resultados e exibe também as respostas em frequências dos sinais, figura A5.



Figura A5 – Painel frontal relativo aos sinais decodificados e às envoltórias exibindo um sinal de eco decodificado segundo três técnicas de decodificação, acima: a esquerda a deconvolução plana, uma técnica ainda experimental, no meio a deconvolução completa e à direita correlação cruzada abaixo as envoltórias dos respectivos sinais decodificados. No na caixa acima a direita são exibidos os espectros dos sinais. Para este sinal foi utilizada uma excitação compensada.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] COSTA-FÉLIX, R.P.B., *Aplicações metrológicas do Ultra-som empregado em Engenharia Biomédica utilizando varreduras de senos (Chirps)*. Tese de D.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 2005.
- [2] MÜLLER, S. e MASSARANI, P. M., "Transfer function measurement with sweeps", *Journal of Audio Engineering Society*, v. 49, n. 6, pp. 443-471, 2001.
- [3] MISARIDIS, T.X., *Ultrasound imaging using coded signals*. Ph.D. Dissertation, Technical University of Denmark, Lyngby, Denmark, 2001.
- [4] PEDERSEN, M.H., *New digital techniques in medical ultrasound scanning*. Ph.D. Thesis, Faculty of Health Sciences, University of Copenhagen, Herlev, Denmark, 2003.
- [5] COOK, C. E., BERNFELD, M., *Radar signals - An introduction to theory and application*. 1st ed. New York, Academic Press, 1967.
- [6] NOWICK, A., LIETNIEWSKI, J., SECOMSKI, W., LEWIN, P. A., TROTS, I., "Estimation of ultrasonic attenuation in bone using coded excitation", *Ultrasonics*, v. 41, pp. 615-621, 2003.
- [7] PEDERSEN, M. H., MISARIDIS, T. X., JENSEN, J. A., "Clinical evaluation of chirp-coded excitation in medical US", *Ultrasound in Medicine & Biology*, v. 29, n. 6, pp. 895-905, 2003.
- [8] IEC 60.601-2-37:2001, *Medical electrical equipment - Part 2-37: Particular requirements for the safety of ultrasonic medical diagnostic and monitoring equipment*, International Electrotechnical Commission, Genève, Switzerland.
- [9] BARNETT, S. B., TER HAAR, G. R., ZISKIN, M. C., ROTT, H. D., DUCK, F. A., MAEDA, K., "International recommendations and guidelines for the safe use of diagnostic ultrasound in medicine", *Ultrasound in Medicine & Biology*, v. 26, n. 3, pp. 355-366, 2000.

- [10] CHIAO, R. Y. e HAO, X., "Coded Excitation for diagnostic ultrasound: a system developer's perspective", *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, v. 52, n. 2, pp. 160-170, 2005.
- [11] BEHAR, V. e ADAM, D., "Parameter optimization of pulse compression in US imaging systems with coded excitation", *Ultrasonics*, v. 42, pp. 1101-1109, 2004.
- [12] BENNETT, J. M., MCLAUGHLIN, S., ANDERSON, T., MCDICKEN, N., "The use of the fractional Fourier transform with coded excitation in ultrasound imaging", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 53, n. 4, pp. 754-756, 2006.
- [13] O'DONNELL, M., "Coded excitation system for improving the penetration of real-time phased-array imaging systems", *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, v. 39, n. 3, pp. 341-351, 1992.
- [14] RAO, N. A. H. K. e AUBRY, M., "Evaluation of a coding technique for spatial structure characterization", *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, v. 41, n. 5, pp. 660-663, 1994.
- [15] MISARIDIS, T. X., GAMMELMARK, K., JORGENSEN, C. H., LINDBERG, N., THOMSEN, A. H., PEDERSEN, M. H., JENSEN, J. A., "Potential of coded excitation in medical ultrasound imaging", *Ultrasonics*, v. 38, pp. 183-189, 2000.
- [16] MISARIDIS, T. X., PEDERSEN, M. H., JENSEN, J. A. "Clinical use and evaluation of coded excitation in B-mode images". In: *Proceedings do 2000 IEEE/International Ultrasonics Symposium*, pp. 1689-1693, San Juan, Porto Rico, 10/2000.
- [17] MISARIDIS, T. X. e JENSEN, J. A., "Space-time encoding for high frame rate ultrasound imaging", *Ultrasonics*, v. 40, pp. 593-597, 2002.

- [18] O'DONNELL, M. e WANG, Y., "Coded excitation for synthetic aperture ultrasound imaging", *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, v. 52, n. 2, pp. 171-176, 2005.
- [19] TAKEUCHI, Y., "An Investigation of a spread energy method for medical ultrasound systems - Part one: theory and investigation", *Ultrasonics*, v. 17, pp. 219-224, 1979.
- [20] MISARIDIS, T. X. e JENSEN, J. A., "Use of modulated excitation signals medical ultrasound. Part I: Basic concepts and expected benefits", *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, v. 52, n. 2, pp. 177-191, 2005.
- [21] FORSBERG, F., "Ultrasonic biomedical technology; marketing versus clinical reality", *Ultrasonics*, v. 42, pp. 17-27, 2004.
- [22] MISARIDIS, T. X. e JENSEN, J. A., "Use of modulated excitation signals medical ultrasound. Part II: Design and performance for medical imaging applications", *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, v. 52, n. 2, pp. 192-207, 2005.
- [23] MISARIDIS, T. X. e JENSEN, J. A., "Use of modulated excitation signals medical ultrasound. Part III: High frame rate imaging", *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, v. 52, n. 2, pp. 208-219, 2005.
- [24] HAIDER, B., LEWIN, P. A., THOMENIUS, K. E., "Pulse elongation and deconvolution filtering for medical ultrasound imaging", *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, v. 45, n. 1, pp. 98-113, 1998.
- [25] RAO, N. A. H. K., "Investigation of pulse compression technique for medical ultrasound: A simulation study", *Medical Physics and Imaging*, pp. 181-188, 1994.

- [26] BORSBOOM, J., CHIN, C. T., JONG, N., "Nonlinear coded excitation method for ultrasound contrast imaging", *Ultrasound in Medicine & Biology*, v. 29, n. 2, pp. 277-284, 2003.
- [27] BORSBOOM, J., CHIN C.T., BOUAKAZ, A., VERSLUIS, M., JONG, N., "Harmonic chirp imaging method for ultrasound contrast agent", *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, v. 52, n. 2, pp. 241-249, 2005.
- [28] BORSBOOM, J., CHIN, C. T., JONG, N., "Experimental evaluation of a non-linear coded excitation method for contrast imaging", *Ultrasonics*, v. 42, pp. 671-675, 2004.
- [29] WANG, Y., METZGER, K., STEPHENS, D. N., WILLIAMS, G., BROWNLIE, S., O'DONNELL, M., "Coded excitation with spectrum inversion (CEXSI) for ultrasound array imaging", *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, v. 50, n. 7, pp. 805-823, 2003.
- [30] COSTA-FÉLIX, R. P. B. e MACHADO, J. C., "Medição de atenuação ultra-sônica utilizando pulso de excitação codificado". In: *Proceedings do III International Federation for Medical and Biological Engineering*, pp. 1559-1562, João Pessoa, PA, Brasil, 9/2004.
- [31] BARROS, A. L. P., MACHADO, J. C., COSTA-FÉLIX, R. P. B., "Codificação arbitrária para a excitação de transdutores de ultra-som operando na forma pulso-eco". In: *Anais do XX Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, pp. 792-795, São Pedro, SP, Brasil, 10/2006.
- [32] BARROS, A. L. P., COSTA-FÉLIX, R. P. B., MACHADO, J. C., "A frequency-compensated coded-excitation pulse to improve axial resolution of ultrasonic system". In: *2006 IEEE Ultrasonics Symposium*, pp. 1651-1654, Vancouver, BC, Canadá, 10/2006.
- [33] FISH, P., *Diagnostic medical ultrasound*. 1st ed. New York, John Wiley & Sons, 1990.

- [34] FOSTER, F. S., PAVLIN, C. J., LOCKWOOD, G. R., RYAN, L. K., HARASIEWICZ, K. A., BERUBE, L., RAUTH, A. M., "Principles and applications of ultrasound backscatter microscopy", *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, v. 40, n. 5, pp. 608-617, 1993.