

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS**

**Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação (FEEC)  
Departamento de Engenharia Biomédica (DEB)**

**SISTEMA MULTICANAL DE GERAÇÃO E RECEPÇÃO  
DE ONDAS ULTRA-SÔNICAS PARA TRANSDUTOR  
MATRICIAL LINEAR**

Autor: Eng. Fábio Pieroni Zanella

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Tavares Costa

Banca Examinadora:

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

Prof. Dr. Ricardo Grossi Dantas (FEEC/UNICAMP)

Prof. Dr. Ricardo Tokio Higuti (FE-IS/UNESP)

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

Dissertação de mestrado apresentada à Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica. Área de concentração: Engenharia Biomédica.

Campinas, S.P.  
Julho de 2006

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

Z16s Zanella, Fábio Pieroni  
Sistema multicanal de geração e recepção de ondas ultra-  
sônicas para transdutor matricial linear / Fábio Pieroni Zanella.  
--Campinas, SP: [s.n.], 2006.

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

1. Ultra-som na medicina. 2. Transdutores piezelétricos. 3.  
Imagem ultra-sônica. 4. Circuitos eletrônicos. 5. Engenharia  
Biomédica. I. Costa, Eduardo Tavares. II. Universidade  
Estadual de Campinas. Faculdade de Engenharia Elétrica e de  
Computação. III. Título.

Título em Inglês: Multichannel system for generation and detection of ultrasonic  
waves with a linear array transducer

Palavras-chave em Inglês: Ultrasound in Medicine, Piezoelectric transducers,  
Ultrasound Imaging, Electronic Circuitry, Biomedical  
Engineering

Área de concentração: Engenharia Biomédica

Titulação: Mestre em Engenharia Elétrica

Banca examinadora: Ricardo Grossi Dantas, Ricardo Tokio Higuti e Vera Lúcia da  
Silveira Nantes Button

Data da defesa: 19/07/2006

Programa de Pós-Graduação: Engenharia Elétrica

## RESUMO

O ultra-som na medicina tem passado por enorme evolução nas últimas décadas e ocupado posição de destaque cada vez maior como ferramenta para terapia e diagnóstico. Isso é devido principalmente ao fato de que os equipamentos de diagnóstico por ultra-som são de relativo baixo custo, o ultra-som é uma radiação não-ionizante e permite realização de exame por método não-invasivo e as imagens são geradas e visualizadas em tempo real. Na geração de imagens deste tipo, é comum a utilização de transdutores matriciais. Entretanto, o Brasil apresenta defasagem tecnológica com respeito à construção destes transdutores e à eletrônica envolvida em sua operação. O objetivo deste trabalho consistiu no desenvolvimento de circuitos eletrônicos com 12 canais de geração e de recepção de ondas ultra-sônicas para operação com transdutor matricial linear. O sistema é capaz de excitar transdutores piezoelétricos e receber ecos ultra-sônicos na faixa de 0,5 a 30 MHz e tem seus circuitos de recepção protegidos contra a alta tensão dos pulsos gerados para a excitação do transdutor. Os disparos dos elementos do transdutor e o tempo de corte dos sinais nos circuitos de recepção, para evitar receber sinais indesejáveis referentes ao período inicial de oscilação do transdutor, são controlados via circuito com microcontrolador PIC 16F877 que, juntamente com o programa de controle, foram desenvolvidos para conectar o sistema a um microcomputador. Os 12 canais foram caracterizados eletricamente e verificou-se seu funcionamento utilizando um transdutor piezoelétrico linear de 12 elementos com 1 MHz de frequência central, especialmente desenvolvido para este trabalho. Os resultados mostraram que o sistema funciona adequadamente, gerando imagem de um *phantom* construído em nosso laboratório.

## ABSTRACT

Ultrasound in medicine has gone through great evolution in the last few decades and has occupied important position as a tool for therapy and diagnosis. This is due to the ultrasound equipment be of relatively low-cost, ultrasound is a non-ionizing radiation, is a non-invasive imaging method, and the images are created and seen in real time. It is common the use of transducer arrays in order to generate this kind of image. There is a lack of know how in Brazil relative to the construction of these transducers and the involved electronics in their operation. The objective of this work was the development of a multi-purpose 12 channel pulser/receiver electronic circuitry to operate with linear transducer arrays. The system is able to fire ultrasound piezoelectric transducers and to receive ultrasound echo signals in the range 0.5-30 MHz. The system has reception circuits with protection against high voltage pulses. The firing of transducer elements and cutting time of the reception circuits, to avoid unwanted signals of natural initial transducer oscillations, can be controlled via PIC 16F877 hardware and software designed to connect the system to a microcomputer. The electrical characteristics of the 12 channel pulser/receiver and its use in firing a specially constructed 1 MHz 12 element PZT transducer array has been carried out and the images of a specially constructed phantom showed that it can be used in laboratory conditions.

*"Pior que o simples desconhecido é a ignorância potenciada de uma falsa certeza, o acreditar convicto de quem está seguro de que sabe o que desconhece (...). Abrir-se à dúvida radical, é abrir-se à oportunidade de rever e avançar."*

*Eduardo Gianetti*

*Aos meus pais Antonio e Rosa, meu irmão  
Fabrício e minha namorada Sandra.*

# AGRADECIMENTOS

A Deus, nosso criador.

Ao meu orientador Prof. Eduardo Tavares Costa pela oportunidade, ensinamentos e paciência.

Ao Prof. Flávio Buiochi e ao Mestre Marco Aurélio, da EPUSP, pela ajuda na construção do transdutor, na realização do mapeamento do campo acústico e pelas diversas explicações e sugestões.

Aos colegas e amigos do DEB, Gustavo, Eiti, Maurício, Valéria, Jonas, Diego, Diogo, Aldo, Leandro, Alex, Elaine, Pedro, Rafael e Ricardo pela disponibilidade em ajudar sempre e pelos momentos de descontração e alegria.

Ao Eng. Sérgio Moura e ao técnico em eletrônica Eugênio Carrara, do Laboratório de Apoio ao Desenvolvimento do CEB e ao Prof. Quevedo pelo apoio e dicas no projeto, implementação dos circuitos e placa de circuito impresso.

A todos os funcionários e professores do DEB/FEEC e CEB que direta ou indiretamente contribuíram para este trabalho.

Aos amigos do LADIME/DSCE/FEEC, Márcio, Lazarini, Leandro, Jonas, Milton, Massakiti e Marcelo, pelo companheirismo, pelo apoio, pelo empréstimo da estação de solda SMD e, não menos importante, pelas proveitosas discussões que aconteceram na maioria das vezes no bandeijão da UNICAMP.

Aos amigos de graduação Marcelão (Buffer), Guilherme, Batoré e Gabarrão pela amizade, apoio e momentos de felicidade.

Ao pessoal da CASAZUL pela receptividade e amizade.

À CAPES e ao CNPq pelo apoio financeiro.

A todos vocês, serei eternamente grato!

# Sumário

<b>Lista de Figuras</b>	<b>xiii</b>
<b>Lista de Tabelas</b>	<b>xix</b>
<b>Lista de Símbolos</b>	<b>xxi</b>
<b>Capítulo 1 – Introdução</b>	<b>1</b>
1.1    Objetivos.....	4
<b>Capítulo 2 – Fundamentos Teóricos</b>	<b>5</b>
2.1    Transdutores para operação em tempo real.....	10
2.2    Arrays lineares.....	13
2.3    Desenvolvimento de arrays lineares.....	16
2.3.1    Campo acústico.....	16
2.3.2    Lóbulos secundários.....	19
2.3.3    Resolução e sensibilidade.....	20
2.3.4    Modos de vibração.....	21
2.3.5    Considerações sobre as dimensões dos elementos.....	22
2.4    Geração e recepção de ondas ultra-sônicas.....	23
<b>Capítulo 3 – Materiais e Métodos</b>	<b>25</b>
3.1    Unidade de controle.....	27
3.1.1    Interface com o usuário.....	27
3.1.2    Microcontrolador.....	30
3.1.3    Lógica de apoio.....	34
3.1.4 <i>Software</i> de controle.....	35
3.2    Geração e recepção de ondas ultra-sônicas.....	37
3.2.1    Conversor de nível lógico e <i>driver</i> de corrente.....	40
3.2.2    Gerador de pulsos.....	41
3.2.3    Proteção.....	42
3.2.4    Amplificação.....	43
3.2.5    Circuito de corte.....	44
3.2.6 <i>Lay-out</i> e placa de circuito impresso.....	45
3.3    Desenvolvimento do transdutor.....	48

3.3.1	Conexão das trilhas condutivas e terra na cerâmica.....	49
3.3.2	Preparação da camada de retaguarda ( <i>backing</i> ).....	49
3.3.3	Corte dos elementos.....	51
3.3.4	Fixação de fios nos contatos elétricos.....	53
3.3.5	Encapsulamento e camada de acoplamento.....	53
<b>Capítulo 4 – Resultados</b>		<b>55</b>
4.1	Caracterização da unidade de controle.....	55
4.2	Caracterização dos circuitos de geração e recepção de ondas ultra-sônicas.....	58
4.2.1	Resposta em frequência dos amplificadores.....	61
4.2.2	Teste de funcionamento do circuito de corte.....	64
4.3	Resposta impulsiva do transdutor em modo pulso-eco.....	66
4.3.1	Excitação em elementos individuais.....	68
4.3.2	Excitação em grupos de 2 elementos.....	72
4.3.3	Excitação em grupos de 3 elementos.....	74
4.3.4	Excitação em grupos de 4 elementos.....	75
4.3.5	Excitação em grupos de 6 elementos.....	77
4.3.6	Excitação de todos os elementos simultaneamente.....	78
4.3.7	Resposta impulsiva em modo pulso-eco de um transdutor comercial.....	80
4.3.8	Verificação de acoplamento entre os elementos.....	84
4.4	Mapeamento do campo acústico.....	89
4.5	Formação de imagem.....	96
<b>Capítulo 5 – Discussão e Conclusões</b>		<b>101</b>
<b>Referências Bibliográficas</b>		<b>103</b>
<b>Apêndice</b>		<b>107</b>



## Lista de Figuras

1.1	Diagrama em blocos simplificado de um sistema de ultra-som.....	3
2.1	A interação de um pulso de ultra-som com diferentes estruturas (A, B, C, D e E) gera reflexões acústicas que se espalham em todas as direções, inclusive para o próprio transdutor emissor.....	7
2.2	Onda acústica incidente sobre a interface entre dois meios de impedâncias acústicas diferentes.....	7
2.3	Interação da onda ultra-sônica com o tecido e sinais de reflexão sendo exibidos em Modo-A e Modo-B. A linha que corta o tecido ao meio contém reflexões de quatro interfaces. Têm-se as informações das amplitudes, que no Modo-B estão convertidas em escala de cinza, e das profundidades de cada ponto de reflexão.....	10
2.4	Corte transversal de um transdutor cerâmico circular monoelemento.....	11
2.5	a) <i>Tilt</i> com transdutor transretal utilizado para gerar imagens tridimensionais (3D) da próstata. b) Rotacional, com transdutor endocavitário, utilizado para imagens ginecológicas e urológicas.....	12
2.6	Transdutor tipo <i>array</i> 1D ou matricial 1D.....	12
2.7	<i>Array</i> linear com os elementos sendo excitados seqüencialmente por um pulsador, em grupos de 3 elementos, gerando um campo perpendicular à face do transdutor. Os sinais elétricos das reflexões acústicas que retornam ao transdutor são captados pelo circuito receptor.....	13
2.8	Esquemático de uma varredura linear e a correspondente imagem retangular apresentada em display.....	15
2.9	Por meio de defasagens adequadas dos pulsos de excitação dos elementos do transdutor, o feixe ultra-sônico pode ser a) defletido ou b) focalizado.....	15
2.10	Geometria do transdutor e do lóbulo principal.....	16
2.11	Simulação do perfil transversal do lóbulo principal para uma relação $W/\lambda$ de 0,25/1,5.....	17
2.12	Simulação do perfil transversal do lóbulo principal para uma relação $W/\lambda$ de 0,5/1,5.....	18
2.13	Simulação do perfil transversal do lóbulo principal para uma relação $W/\lambda$ de 1,0/1,5.....	18
2.14	Simulação do perfil transversal do lóbulo principal para uma relação $W/\lambda$ de	

2,0/1,5.....	18
2.15 Esquema básico do circuito responsável pela geração e recepção de ondas ultra-sônicas, em um sistema operando em modo pulso-eco.....	23
3.1 Sistema de geração e recepção de ondas ultra-sônicas para transdutor matricial linear.....	26
3.2 Interface para entrada dos dados referente ao controle dos parâmetros de excitação e tempo de corte.....	27
3.3 Esquemático da unidade de controle implementada.....	29
3.4 Diagrama em blocos da estrutura interna do PIC 16F877.....	31
3.5 Fluxograma do <i>software</i> responsável pelo controle do sistema.....	36
3.6 Diagrama em blocos de um dos doze canais montados.....	38
3.7 Circuitos de geração e recepção de ondas ultra-sônicas que compõem cada canal.....	39
3.8 Esquemático do <i>buffer</i> e <i>driver</i> de corrente utilizados.....	40
3.9 Circuito de potência utilizado como gerador de pulsos.....	41
3.10 Diodos em paralelo e anti-paralelo utilizados como circuito de proteção.....	42
3.11 Amplificador utilizado em cada um dos canais para amplificação dos ecos.....	43
3.12 Circuito de corte montado em cada um dos canais.....	44
3.13 <i>Lay-out</i> da placa de circuito impresso com os doze circuitos de geração e recepção de ondas ultra-sônicas.....	46
3.14 Placa de circuito impresso com os componentes dos 12 canais montados.....	47
3.15 a) Conexão das trilhas condutivas no eletrodo negativo da cerâmica. b) Conexão da folha de cobre (terra) no eletrodo positivo da cerâmica.....	49
3.16 Aparato utilizado para moldar a camada de retaguarda.....	50
3.17 Posição da cerâmica dentro do molde, antes da colocação da camada de retaguarda.	50
3.18 Mistura da camada de retaguarda em processo de secagem.....	51
3.19 Dimensões da cerâmica após os cortes para a formação dos elementos.....	52
3.20 Transdutor, em processo de construção, já com os elementos e terra constituídos. Os valores de comprimento estão em escala milimetrada.....	52
3.21 Transdutor após a fixação dos fios nas trilhas condutivas e ao fio terra.....	53
3.22 Transdutor finalizado.....	54
4.1 Pulso de saída da unidade de controle, responsável pelo controle de geração de pulsos de excitação do canal 1 da PCI.....	56
4.2 Pulsos de saída da unidade de controle, com disparos de 1 em 1 e tempo de 102,5 $\mu$ s entre eles.....	56
4.3 Pulsos de saída da unidade de controle, com disparos em grupos de 4 e tempo de 410 $\mu$ s entre eles.....	57
4.4 Pulsos de saída da unidade de controle, disparando todos simultaneamente e tempo de 820 $\mu$ s entre eles.....	57
4.5 Pulso no canal 1 na saída do conversor de nível lógico.....	58
4.6 Pulso no canal 1 na saída do <i>driver</i> de corrente.....	58
4.7 Pulso gerado pelo circuito de excitação do canal 1, sem a conexão do transdutor à placa, com tensão da fonte variável em 28V.....	59
4.8 Pulso gerado pelo circuito de excitação do canal 1, sem a conexão do transdutor à placa, com tensão da fonte variável em 90V.....	59
4.9 Pulso gerado pelo circuito de excitação do canal 1, com o transdutor ligado à placa,	

com tensão da fonte variável em 28 V.....	60
4.10 Verificação da atuação do circuito de proteção.....	61
4.11 Resposta em frequência dos amplificadores para um ganho nominal de 10 dB.....	62
4.12 Resposta em frequência dos amplificadores para um ganho nominal de 20 dB.....	63
4.13 Resposta em frequência dos amplificadores para um ganho nominal de 30 dB.....	64
4.14 Esquema experimental montado para teste do circuito de corte e obtenção da resposta pulso-eco do transdutor.....	65
4.15 Sinal de eco do canal 1, adquirido sem a atuação do circuito de corte.....	65
4.16 Sinal de eco do canal 1, adquirido com a atuação do circuito de corte.....	66
4.17 Resposta pulso-eco do elemento 1 do transdutor e seu respectivo espectro.....	68
4.18 Resposta pulso-eco do elemento 2 do transdutor e seu respectivo espectro.....	68
4.19 Resposta pulso-eco do elemento 3 do transdutor e seu respectivo espectro.....	69
4.20 Resposta pulso-eco do elemento 4 do transdutor e seu respectivo espectro.....	69
4.21 Resposta pulso-eco do elemento 5 do transdutor e seu respectivo espectro.....	69
4.22 Resposta pulso-eco do elemento 6 do transdutor e seu respectivo espectro.....	70
4.23 Resposta pulso-eco do elemento 7 do transdutor e seu respectivo espectro.....	70
4.24 Resposta pulso-eco do elemento 8 do transdutor e seu respectivo espectro.....	70
4.25 Resposta pulso-eco do elemento 9 do transdutor e seu respectivo espectro.....	71
4.26 Resposta pulso-eco do elemento 11 do transdutor e seu respectivo espectro.....	71
4.27 Resposta pulso-eco do elemento 12 do transdutor e seu respectivo espectro.....	71
4.28 Média das respostas pulso-eco dos elementos 1 e 2 do transdutor e seu espectro.....	72
4.29 Média das respostas pulso-eco dos elementos 3 e 4 do transdutor e seu espectro.....	72
4.30 Média das respostas pulso-eco dos elementos 5 e 6 do transdutor e seu espectro.....	73
4.31 Média das respostas pulso-eco dos elementos 7 e 8 do transdutor e seu espectro.....	73
4.32 Média das respostas pulso-eco dos elementos 8 e 9 do transdutor e seu espectro.....	73
4.33 Média das respostas pulso-eco dos elementos 11 e 12 do transdutor e seu espectro....	74
4.34 Média das respostas pulso-eco dos elementos 1, 2 e 3 do transdutor e seu espectro....	74
4.35 Média das respostas pulso-eco dos elementos 4, 5 e 6 do transdutor e seu espectro....	75
4.36 Média das respostas pulso-eco dos elementos 7, 8 e 9 do transdutor e seu espectro....	75
4.37 Média das respostas pulso-eco dos elementos 1, 2, 3 e 4 do transdutor e seu espectro.....	76
4.38 Média das respostas pulso-eco dos elementos 5, 6, 7 e 8 do transdutor e seu espectro.....	76
4.39 Média das respostas pulso-eco dos elementos 8, 9, 11 e 12 do transdutor e seu espectro.....	76
4.40 Média das respostas pulso-eco dos elementos 1, 2, 3, 4, 5 e 6 do transdutor e seu espectro.....	77
4.41 Média das respostas pulso-eco dos elementos 6, 7, 8, 9, 11 e 12 do transdutor e seu espectro.....	77
4.42 Média das respostas pulso-eco de todos os elementos do transdutor e seu espectro....	78
4.43 Resposta pulso-eco e espectro de um transdutor circular de elemento único conectado no canal 1 da placa.....	80
4.44 Resposta pulso-eco e espectro de um transdutor circular de elemento único conectado no canal 2 da placa.....	80
4.45 Resposta pulso-eco e espectro de um transdutor circular de elemento único	

	conectado no canal 3 da placa.....	81
4.46	Resposta pulso-eco e espectro de um transdutor circular de elemento único conectado no canal 4 da placa.....	81
4.47	Resposta pulso-eco e espectro de um transdutor circular de elemento único conectado no canal 5 da placa.....	81
4.48	Resposta pulso-eco e espectro de um transdutor circular de elemento único conectado no canal 6 da placa.....	82
4.49	Resposta pulso-eco e espectro de um transdutor circular de elemento único conectado no canal 7 da placa.....	82
4.50	Resposta pulso-eco e espectro de um transdutor circular de elemento único conectado no canal 8 da placa.....	82
4.51	Resposta pulso-eco e espectro de um transdutor circular de elemento único conectado no canal 9 da placa.....	83
4.52	Resposta pulso-eco e espectro de um transdutor circular de elemento único conectado no canal 10 da placa.....	83
4.53	Resposta pulso-eco e espectro de um transdutor circular de elemento único conectado no canal 11 da placa.....	83
4.54	Resposta pulso-eco e espectro de um transdutor circular de elemento único conectado no canal 12 da placa.....	84
4.55	Excitando-se somente o elemento 1 do transdutor, observa-se a existência de acoplamento nos elementos (a) 2 e (b) 3.....	84
4.56	Excitando-se somente o elemento 1 do transdutor, observa-se a existência de acoplamento nos elementos (a) 4 e (b) 5.....	85
4.57	Excitando-se somente o elemento 1 do transdutor, observa-se a existência de vibrações nos elementos (a) 6 e (b) 7.....	85
4.58	Excitando-se somente o elemento 1 do transdutor, observa-se a existência de acoplamento nos elementos (a) 8 e (b) 9.....	85
4.59	Excitando-se somente o elemento 1 do transdutor, observa-se a existência de acoplamento nos elementos (a) 10 e (b) 11.....	86
4.60	Excitando-se somente o elemento 1 do transdutor, observa-se a existência de acoplamento no elemento 12.....	86
4.61	Excitando-se somente o elemento 7 do transdutor, observa-se a existência de acoplamento nos elementos (a) 1 e (b) 2.....	87
4.62	Excitando-se somente o elemento 7 do transdutor, observa-se a existência de acoplamento nos elementos (a) 3 e (b) 4.....	87
4.63	Excitando-se somente o elemento 7 do transdutor, observa-se a existência de acoplamento nos elementos (a) 5 e (b) 6.....	87
4.64	Excitando-se somente o elemento 7 do transdutor, observa-se a existência de acoplamento nos elementos (a) 8 e (b) 9.....	88
4.65	Excitando-se somente o elemento 7 do transdutor, observa-se a existência de acoplamento nos elementos (a) 10 e (b) 11.....	88
4.66	Excitando-se somente o elemento 7 do transdutor, observa-se a existência de acoplamento no elemento 12.....	88
4.67	Excitando-se somente o elemento 7 do transdutor, observa-se a existência de acoplamento nos elementos (a) 6 e (b) 8, mesmo quando aplicada manualmente pressão na superfície cerâmica referente a estes elementos.....	89

4.68	Esquema da montagem utilizada para realização do mapeamento acústico.....	90
4.69	Campo acústico no plano xy, incluindo eixo de amplitudes, para um elemento excitado.....	91
4.70	Campo acústico no plano xy, incluindo eixo de amplitudes, para dois elementos excitados simultaneamente.....	91
4.71	Campo acústico no plano xy, incluindo eixo de amplitudes, para seis elementos excitados simultaneamente.....	92
4.72	Campo acústico de um elemento único (elemento 6).....	92
4.73	Campo acústico de dois elementos excitados (elementos 6 e 7).....	93
4.74	Campo acústico com todos os elementos excitados simultaneamente.....	93
4.75	Representação em 2D dos contornos de intensidade do campo de -3 dB, -6 dB e -20 dB, através da excitação de um elemento.....	94
4.76	Representação em 2D dos contornos de intensidade do campo de -3 dB, -6 dB e -20 dB, através da excitação de dois elementos.....	94
4.77	Representação em 2D dos contornos de intensidade do campo de -3 dB, -6 dB e -20 dB, através da excitação dos 12 elementos.....	95
4.78	Feixe defletido proporcionado por atrasos de 400 ns entre os disparos, iniciando os disparos pelo elemento 1.....	95
4.79	a) Foto do <i>phantom</i> utilizado para geração de imagem e b) disposição dos fios de <i>nylon</i> no <i>phantom</i> .....	96
4.80	Esquema montado para aquisição de sinais e geração de uma imagem em modo-B..	97
4.81	Imagem em Modo-B formada a partir do <i>phantom</i> da Figura 4.79.....	98
4.82	Imagem em Modo-B formada a partir do <i>phantom</i> da Figura 4.79, processada através da técnica da focalização na recepção.....	99

## Lista de Tabelas

3.1	Resumo da utilização da pinagem do microcontrolador.....	33
4.1	Elementos que compõem os grupos para determinada excitação.....	67
4.2	Resumo das frequências centrais e largura de banda para cada configuração testada..	79

## Lista de Símbolos

T <sub>x</sub>	Transmissor (sinais);
R <sub>x</sub>	Receptor (sinais);
$\lambda$	Comprimento de onda;
c	Velocidade de propagação;
t	Período;
f	Frequência;
Z	Impedância acústica;
$\rho$	Densidade do meio;
R	Coefficiente de reflexão;
$\Gamma$	Coefficiente de transmissão;
a	Amplitude de onda de pressão;
US	Ultra-som;
d	Distância;
$\mu$	Coefficiente de atenuação;
$\alpha$	Parâmetro acústico correspondente ao coeficiente de atenuação para 1 MHz;
$\beta$	Parâmetro correspondente à dependência da atenuação com a frequência;
L	Comprimento do transdutor;
W	Largura de cada elemento que compõe o transdutor;
$\Delta r$	Resolução axial;
T <sub>p</sub>	Largura do pulso transmitido;
B <sub>w</sub>	Largura de banda do transdutor;
$\Delta l$	Resolução lateral;
G	Ganho (decibel);
f <sub>c</sub>	Frequência central;
p	Passo entre os elementos que compõem o transdutor;

# Capítulo 1

## Introdução

“Ver” com ultra-som (US) tem motivado engenheiros e cientistas por décadas. Morcegos, baleias e golfinhos fazem isso naturalmente, enquanto que os seres humanos não possuem esta habilidade. Entretanto, a história da engenharia e a ciência vêm demonstrando que soluções tecnológicas podem compensar esta deficiência.

O ultra-som é uma tecnologia de baixo custo largamente utilizada para geração de imagens. Nas últimas duas décadas, esta técnica foi beneficiada por grandes avanços na tecnologia e tem se tornada uma das principais modalidades de geração de imagens devido à sua flexibilidade e à sua característica não-invasiva (FENSTER *et al*, 2001). O fato de ser largamente utilizado evidencia as vantagens únicas oferecidas pelo ultra-som, que complementa outras importantes ferramentas de diagnóstico por imagem como MRI (*Magnetic Resonance Imaging*), PET (*Positron Emission Tomography*), e tomografia computadorizada por raios-X (*Computed Tomography*). Comparado com a maioria destes, um equipamento de ultra-som é relativamente pequeno, leve, barato e mais fácil de usar. A radiação acústica é não-ionizante, e produz pouco ou nenhum efeito colateral (WELLS, 1977; WEBSTER, 1992; HAUN, 2004).

Um equipamento básico de ultra-som é formado pelo transdutor, por uma unidade de geração e transmissão dos pulsos elétricos para excitação do transdutor, uma unidade de recepção e amplificação dos sinais captados, uma unidade de controle e processamento, que é utilizada para configurar os parâmetros das unidades de transmissão e recepção, e uma



unidade para visualização dos resultados do processamento (WELLS, 1977; WEBSTER, 1992).

O transdutor é uma das partes mais importantes do sistema e é o responsável pela geração e recepção do som. No início da utilização do ultra-som como ferramenta de auxílio ao diagnóstico médico, era comum o uso de transdutor mono-elemento para gerar imagem com varredura manual em uma direção de uma área de interesse. Posteriormente surgiram os transdutores mono-elemento com varredura eletro-mecânica e transdutores matriciais (multi-elementos) que permitem a produção de imagens com acionamento eletrônico dos seus vários elementos. Nas últimas décadas, tem-se buscado um aprimoramento na formação de imagens quase em tempo real.

No diagnóstico por US, a visualização da imagem em tempo real possui três principais vantagens. Primeiro, ela permite que eventos fisiológicos sejam estudados. Segundo, movimentos fisiológicos, como aqueles devidos aos batimentos cardíacos ou à respiração, não distorcem a imagem. Terceiro, ela permite que o operador interprete mais rapidamente as relações anatômicas dentro do paciente (WELLS, 1977).

Um transdutor de varredura manual não pode ser utilizado para geração de imagens deste tipo. Assim, desenvolveram-se meios de se deslocar rapidamente o feixe ultra-sônico através da região de interesse, utilizando para isso métodos de varredura eletro-mecânica e eletrônica.

Na maioria dos sistemas de varredura eletro-mecânica, um aparato controlado por motores de passo é utilizado para deslocar, inclinar e rotacionar o transdutor, sendo que as coordenadas são registradas pelo computador. Embora ofereça imagens de alta qualidade, em geral os transdutores utilizados nesta técnica requerem equipamentos de ultra-som específicos (MCDICKEN, 1981; FENSTER & DOWNEY, 2000). A varredura eletrônica é geralmente produzida com a utilização de transdutores tipo *array* que são transdutores constituídos por mais de um elemento cerâmico ativo com pequenas dimensões separados entre si (transdutores matriciais). Os elementos ou grupos de elementos são disparados em seqüência de forma que a varredura seja realizada, produzindo um campo acústico em diversas direções, gerando uma imagem semelhante à obtida pela varredura manual com um transdutor mono-elemento. As principais características oferecidas pelos *arrays* são a precisão e a estabilidade da localização

do transdutor e a possibilidade de gerar imagens dinâmicas (MAGINNES *et al*, 1976; BAMBER & TRISTAN, 1988).

A Figura 1.1 apresenta um diagrama simplificado de um sistema de ultra-som operando com varredura eletrônica. Na maioria dos sistemas semelhantes, diversos tipos de transdutores estão disponíveis para serem conectados ao equipamento, permitindo ao operador selecionar o transdutor apropriado ao tipo de imagem desejada. Um circuito multiplexador/demultiplexador de alta tensão é utilizado em alguns equipamentos para reduzir a complexidade do *hardware* de transmissão e recepção. Na parte de geração de ondas ultra-sônicas, um gerador de sinal Tx gera pulsos com padrão adequado à excitação do transdutor. As saídas deste gerador são então amplificadas por amplificadores de alto ganho e então levadas aos elementos do transdutor.

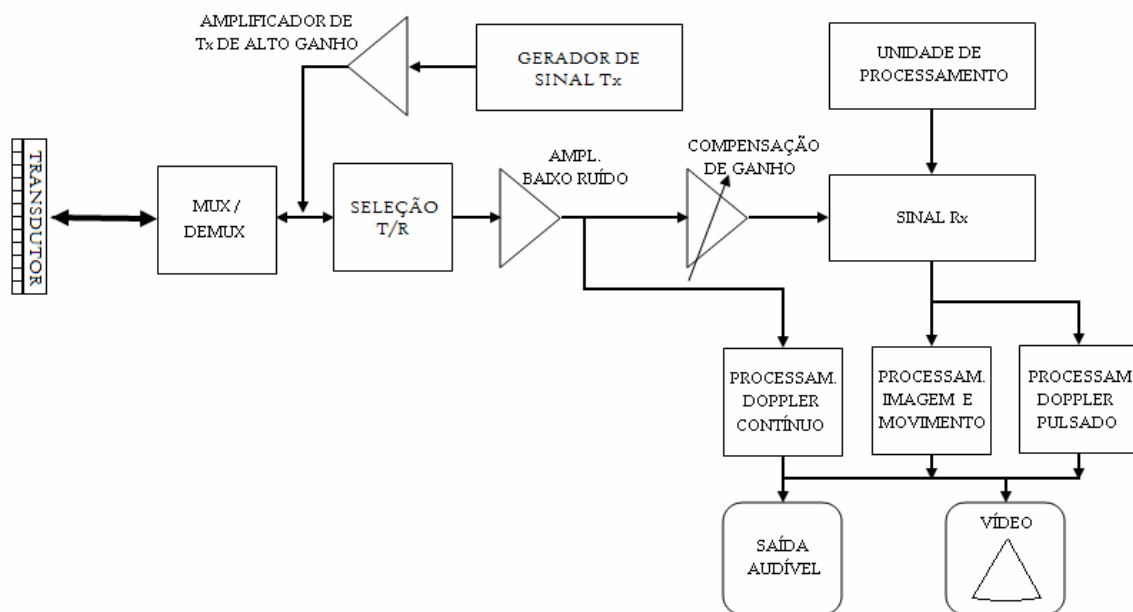


Figura 1.1: Diagrama em blocos simplificado de um sistema de ultra-som.

Na parte de recepção, uma chave de seleção T/R deve ser implementada para permitir que passem para o estágio de recepção somente os sinais captados pelo transdutor (sinais de reflexões acústicas\*). Estes são amplificados por amplificadores de baixo ruído e então passam por um ou mais amplificadores de ganho variável, que são responsáveis pela compensação de

\* Reflexões acústicas também são denominadas por muitos autores como ecos ultra-sônicos.

ganho devido à atenuação gradual das ondas em regiões mais profundas dos tecidos. Este sistema de ganho variável com o tempo, frequentemente mencionado na literatura como TGC (*Time Gain Compensation*) ou DGC (*Depth Gain Compensation*), proporciona uma maior uniformidade na imagem gerada pelo equipamento. Após a amplificação, os sinais são processados na forma analógica ou digital. Na maioria dos equipamentos modernos, o processamento se dá na forma digital, exceto para o processamento em modo Doppler contínuo, que é geralmente processado na forma analógica. Finalmente, os sinais recebidos (Rx) são tratados para serem visualizados em escala de cinza (Modo-B ou Modo-M) e imagem Doppler que permite determinar a direção e quantificar o fluxo sanguíneo.

O LUS (Laboratório de Ultra-Som) do CEB (Centro de Engenharia Biomédica), que é utilizado pelos docentes, alunos e pesquisadores do DEB/FEEC (Departamento de Engenharia Biomédica da Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação) da UNICAMP, realiza pesquisas relacionadas à utilização do ultra-som na área médica. Dentre elas estão as relacionadas com a construção de transdutores e circuitos eletrônicos para geração e recepção de ultra-som, aplicações em diagnóstico e terapia e processamento de imagens médicas.

O tema deste trabalho foi escolhido com o intuito de equipar o laboratório com um instrumento que possibilitasse o estudo prático de fenômenos envolvendo a aplicação de transdutores matriciais. Apesar de ser um assunto amplamente conhecido em publicações científicas da área, as principais dificuldades encontradas foram a escassez de detalhes técnicos relacionados tanto à construção do transdutor quanto a componentes eletrônicos específicos utilizados na operação com ultra-som.

## **1.1 Objetivos**

O objetivo deste trabalho consistiu no desenvolvimento de circuitos de geração e de recepção de ondas ultra-sônicas para um transdutor matricial linear de 12 elementos e de uma unidade microcontrolada responsável pelo controle do funcionamento destes circuitos, proporcionando uma excitação linear seqüencial ao transdutor. Adicionalmente, como objetivo secundário, foi proposta a construção de um transdutor tipo *array* linear de doze elementos com frequência central de 1 MHz.

## Capítulo 2

### Fundamentos Teóricos

Este capítulo aborda aspectos relacionados à teoria básica de ultra-som, a transdutores lineares tipo *array* e ao desenvolvimento destes transdutores.

Ultra-som (US) é definido como uma onda mecânica com frequência acima de 20 kHz, imperceptível aos ouvidos humanos. Estas são ondas de pressão geradas por um distúrbio mecânico de meios elásticos como líquidos ou sólidos. A energia mecânica é convertida na forma de ondas que irradiam energia ao redor do distúrbio, transferindo energia para o meio e objetos que fazem contato com a onda. Como todas as ondas, as de US também estão sujeitas a efeitos como reflexão, difração, reverberação, atenuação, dentre outros. Em um meio sem dispersão, ou seja, com densidade média e compressibilidade constantes, o comprimento de onda, que é a distância propagada durante um período temporal, é dado por:

$$\lambda = ct = \frac{c}{f} \quad (2.1)$$

onde  $c$  e  $t$  são a velocidade de propagação e o período temporal, respectivamente e  $f$  é a frequência.

O US utilizado na área médica para obtenção de imagens e para caracterização de tecidos tem frequência geralmente na faixa de 300 kHz a 20 MHz, podendo chegar a 100 MHz, e tem normalmente baixa intensidade, entre 10 mW/cm<sup>2</sup> e 1 W/cm<sup>2</sup>, podendo chegar a 10 W/cm<sup>2</sup> para curtos períodos de exposição da ordem de milésimos de segundos. Na

fisioterapia são utilizadas frequências na faixa entre 1 MHz e 3 MHz, com intensidades entre  $0,25 \text{ W/cm}^2$  e  $3 \text{ W/cm}^2$  (WELLS, 1977). O ultra-som de alta intensidade, na faixa entre  $10 \text{ W/cm}^2$  e  $50 \text{ W/cm}^2$ , com frequências entre 20 kHz e 50 kHz, é utilizado em procedimentos terapêuticos como raspagem, corte, fragmentação e emulsificação, etc (MAIA, 2001).

Uma das partes mais importantes que compõem um sistema de US é, sem dúvida, o transdutor. Para aplicações biomédicas, o transdutor é colocado diretamente na pele do paciente, à qual um gel é aplicado para acoplamento acústico. A maioria dos transdutores encontrados nos equipamentos comerciais de US é baseada em cerâmicas piezoelétricas e pode ser de elemento único, geralmente em forma de disco, ou na forma de matrizes, denominados de transdutores tipo *array*. O transdutor é o responsável pela conversão eletromecânica de energia. Pulsos elétricos de alta amplitude aplicados na cerâmica piezoelétrica são convertidos em energia mecânica sob a forma de vibração, produzindo as ondas ultra-sônicas, geralmente na frequência de ressonância da cerâmica.

Quando um transdutor ultra-sônico emite energia sonora, por exemplo, dentro de um corpo, esta se propaga pelo tecido até que encontre um descasamento de impedância acústica em interfaces de diferentes tipos de tecidos. Cada tecido possui uma impedância acústica definida como:

$$Z = \rho.c \quad (2.2)$$

onde  $\rho$  é a densidade do meio e  $c$  é a velocidade de propagação do ultra-som neste meio.

Ao encontrar um descasamento de impedância, parte da onda é retro-espalhada e retorna ao transdutor que produz um sinal elétrico proporcional à amplitude da onda refletida e que é processado para que as informações de interesse sejam extraídas. A parcela não refletida continua a se propagar até que encontre um outro refletor e assim por diante, conforme ilustrado na Figura 2.1 (WELLS, 1977; WEBSTER, 1992).

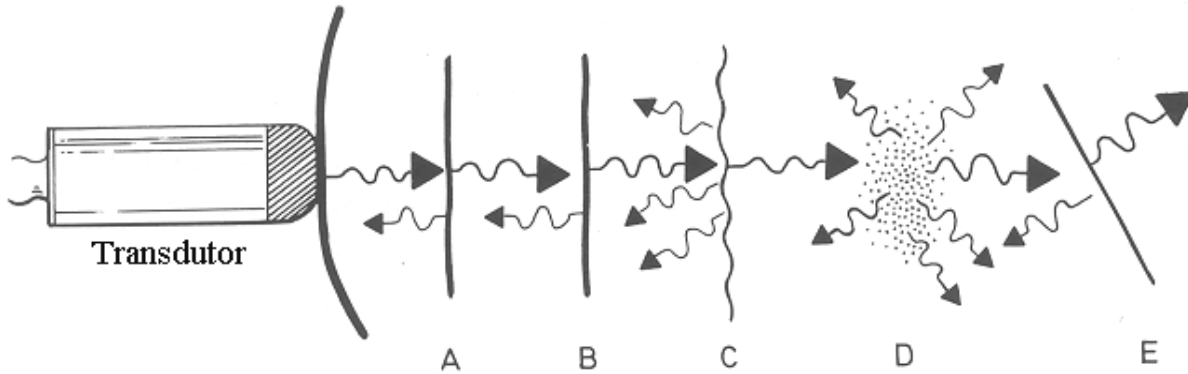


Figura 2.1: A interação de um pulso de ultra-som com diferentes estruturas (A, B, C, D e E) gera reflexões acústicas que se espalham em todas as direções, inclusive na do próprio transdutor emissor (Modificado de MCDICKEN, 1981).

A interação da onda com os tecidos resulta em reflexões (Equação 2.3.a) e transmissões (Equação 2.3.b) cujos ângulos são dados pela lei de Snell (Equação 2.3.c), originalmente aplicadas a sistemas ópticos, conforme ilustrado na Figura 2.2 (WELLS, 1977).

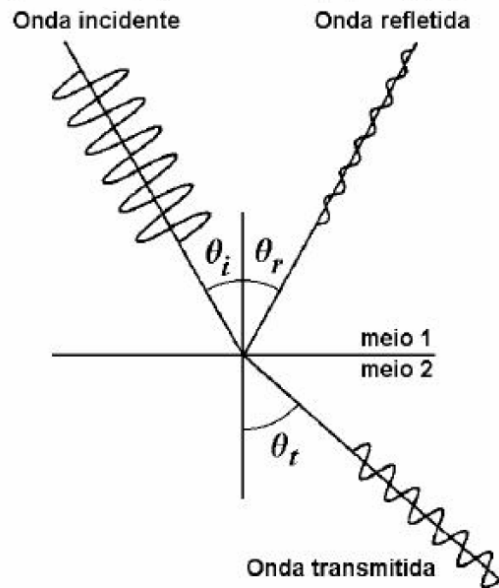


Figura 2.2: Onda acústica incidente sobre a interface entre dois meios de impedâncias acústicas diferentes.

$$R = \frac{p_r}{p_i} = \frac{(Z_2 / \cos \theta_t) - (Z_1 / \cos \theta_i)}{(Z_2 / \cos \theta_t) + (Z_1 / \cos \theta_i)} \quad (2.3.a)$$

## Capítulo 2 – Fundamentos Teóricos

$$\Gamma = \frac{p_t}{p_i} = \frac{2Z_2 \cos \theta_i}{Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t} \quad (2.3.b)$$

$$\frac{\sin \theta_i}{\sin \theta_t} = \frac{\lambda_1}{\lambda_2} = \frac{c_1}{c_2} \quad (2.3.c)$$

onde:  $R$  é o coeficiente de reflexão;

$\Gamma$  é o coeficiente de transmissão;

$p_i$ ,  $p_r$  e  $p_t$  são as amplitudes das ondas de pressão incidente, refletida e transmitida, respectivamente;

$\theta_i$  e  $\theta_t$  são os ângulos das ondas incidente e transmitida;

$\lambda_1$  e  $\lambda_2$  são os comprimentos das ondas nos meios 1 e 2 respectivamente;

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

Conhecendo-se a velocidade de propagação do ultra-som nos tecidos, é possível interpretar os sinais recebidos em diferentes profundidades. Em tecidos moles humanos a velocidade média de propagação do US é de aproximadamente 1540 m/s e, na água, em condições ambientes de temperatura e pressão, aproximadamente 1500 m/s (WELLS, 1977). Sabendo-se a velocidade de propagação do US no meio ( $c$ ) e o tempo decorrido desde a aplicação do pulso no transdutor até a recepção do eco ( $t$ ), pode-se calcular a distância da face do transdutor à interface ( $d$ ) por meio da seguinte relação:

$$d = c.t/2 \quad (2.4)$$

O US é atenuado à medida que se propaga em um meio, limitando a profundidade da imagem formada. Esta atenuação deve ser compensada pelo equipamento e é causada principalmente pela absorção local de energia, reflexão e espalhamento. O coeficiente de atenuação é dado por (BRONZINO, 1986):

$$\mu(f) = \alpha.f^\beta \quad (2.5)$$

onde  $\alpha$  é o coeficiente de atenuação para 1 MHz,  $\beta$  é o parâmetro correspondente à dependência da atenuação com a frequência, e  $f$  a frequência central do transdutor. Em tecido humano, valores típicos para  $\alpha$  e  $\beta$  são  $\alpha = 1$  dB/cm/MHz e  $\beta = 1$ . Em alguns materiais,  $\beta$  pode ter valor maior como, por exemplo, o sangue (1,3), osso (1,5) e água (2,0). A Equação 2.5 mostra que, para um mesmo meio, quanto maior a frequência, maior a atenuação.

As características do feixe ultra-sônico estão intimamente relacionadas com a construção do transdutor. A frequência de operação é função da espessura do elemento piezoelétrico. A duração do pulso, importante para a resolução axial, depende do amortecimento, controlado pelo uso de materiais de retaguarda. Por outro lado, a introdução do amortecimento reduz a sensibilidade do transdutor, existindo portanto uma solução de compromisso.

Os equipamentos de ultra-som medem a amplitude das reflexões acústicas, o tempo entre elas e a direção dos mesmos (COSTA & MAIA, 2002). As reflexões recebidas em um dado instante de tempo, ou seja, de uma certa profundidade, podem ser exibidas em diferentes modos: A, B, C e M, em que o Modo-B é o mais comum. Essas letras significam, respectivamente, Amplitude, Brilho, Constante (relacionado à profundidade) e Movimento. A exibição da imagem ainda pode ser realizada em modo Doppler, o que permite a visualização do fluxo sanguíneo.

Equipamentos operando no Modo-A mostram apenas informações unidimensionais da amplitude e do eco produzido pelo descasamento de impedância nas interfaces dos tecidos. Neste caso, o operador assume que a onda ultra-sônica viaja em uma linha na direção da qual o transdutor está apontando. Assim, sempre que houver mudanças de impedância acústica no meio, parcelas de energia serão refletidas e captadas pelo transdutor e o tempo decorrido desde a transmissão até a recepção do pulso ultra-sônico, será proporcional à profundidade da interface. Equipamentos operando em Modo-B produzem imagens bidimensionais que são formadas a partir da concatenação de várias linhas em Modo-A, em várias direções, a partir da varredura do transdutor. As amplitudes relativas às diferentes impedâncias acústicas nas interfaces são convertidas em escala de cinza, em que a cor branca representa a maior amplitude e a cor preta amplitude zero (ausência de reflexão) conforme ilustrado na Figura 2.3.



Após a aquisição do Modo-B, obtida a partir da varredura espacial do transdutor, torna-se possível a exibição da imagem em Modo-C. Para isso, o operador define uma profundidade específica, a partir da face do transdutor, e apenas reflexões vistas na imagem em Modo-B provenientes desta região serão mostradas no monitor.

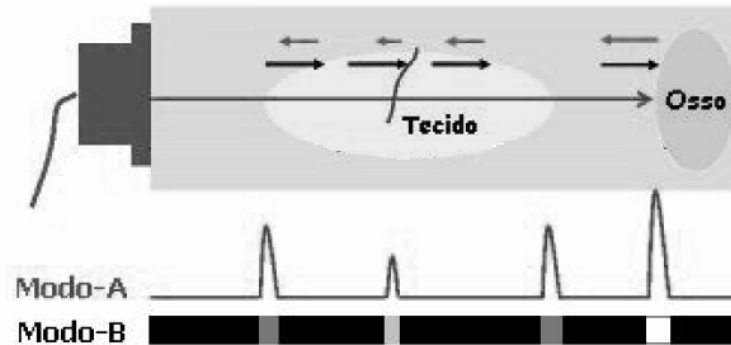


Figura 2.3: Interação da onda ultra-sônica com o tecido e sinais de reflexão sendo exibidos em Modo-A e Modo-B. A linha que corta o tecido ao meio contém reflexões de quatro interfaces. Têm-se as informações das amplitudes, que no Modo-B estão convertidas em escala de cinza, e das profundidades de cada ponto de reflexão.

A utilização do Modo-C permite ao especialista a melhor visualização de regiões em uma determinada profundidade de interesse para poder auxiliá-lo no diagnóstico clínico.

A configuração em Modo-M apresenta características do Modo-A e do Modo-B e é utilizada para analisar qualitativamente e quantitativamente o movimento de estruturas como válvulas cardíacas. Como no Modo-B, o brilho da linha é modulado de acordo com a amplitude do sinal recebido e, como no Modo-A, os ecos são adquiridos em apenas uma direção e mostrados ao longo do tempo com um tempo de varredura baixo, suficiente para se mostrar o sinal durante vários ciclos cardíacos.

## 2.1 Transdutores para operação em tempo-real

No início da utilização do ultra-som como ferramenta de auxílio ao diagnóstico médico, era comum o uso de transdutores circulares monoelemento, cuja varredura era feita manualmente na direção de uma área de interesse. Um transdutor monoelemento é apresentado na Figura 2.4.

Este tipo de transdutor é mais simples de se construir e sua utilização requer uma eletrônica menos complexa (somente um circuito transmissor e um circuito receptor) quando comparados com um transdutor tipo *array*.

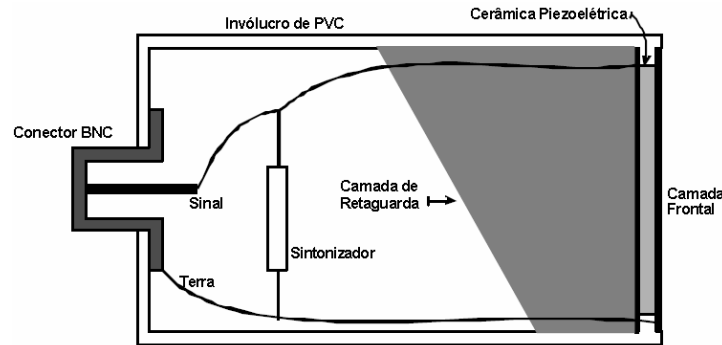


Figura 2.4: Corte transversal de um transdutor cerâmico circular monoelemento (BUTTON, 1998).

Diversos trabalhos envolvendo a construção de transdutores deste tipo foram desenvolvidos no LUS/CEB (BUTTON, 1998; NASCIMENTO, 2003; DUARTE, 2003). Varreduras com estes transdutores não permitem a geração de imagens em tempo real.

Para a formação da imagem de um objeto, é necessário que o feixe ultra-sônico se desloque varrendo a seção transversal do mesmo. Para que esta imagem seja em tempo real, uma frequência de quadro em torno de 25 a 30 Hz é suficiente (BAMBER & TRISTAN, 1988; PEREIRA, 1993). Em diagnóstico por US, é necessário um compromisso entre a frequência de quadro e o número de linhas em um quadro, já que um tempo finito, dependente da profundidade de penetração, é requerido para cada linha. Por exemplo, a penetração do US em 50 mm de profundidade em tecido mole (1540 m/s) está associado a um tempo de aproximadamente 65  $\mu$ s. Portanto, um tempo maior que este valor deve ser decorrido entre os pulsos, já que os ecos referentes ao último pulso que retornam ao transdutor chegam com baixa amplitude e devem retornar ao transdutor antes da transmissão de outro pulso. No exemplo dado, digamos que 200  $\mu$ s sejam transcorridos entre a transmissão de pulsos. Neste caso, a máxima taxa de repetição é de 5000 transmissões por segundo. Para construir um quadro de imagem com, por exemplo, 200 linhas, será despendido um tempo de 40 ms, o que permite formar quadros a uma frequência de 25 Hz, suficiente para animação da imagem.

Em imagens médicas, são utilizados dois métodos de varredura: eletro-mecânica e eletrônica. Para cada método, existem duas formas de apresentação da imagem: linear e setorial (PEREIRA, 1993; ANGELSEN *et al*, 1995; FENSTER & DOWNEY, 2000; FENSTER *et al*, 2001).

A varredura eletro-mecânica não requer uma eletrônica complexa. O feixe ultra-sônico desloca-se pelo movimento ou inclinação do transdutor, geralmente com o auxílio de um motor de passo, para efetuar a varredura linear ou setorial. A setorial geralmente requer uma menor janela acústica para investigação. Como exemplo de transdutores utilizados para realização de varredura eletro-mecânica, apresenta-se, na Figura 2.5, dois tipos deles.

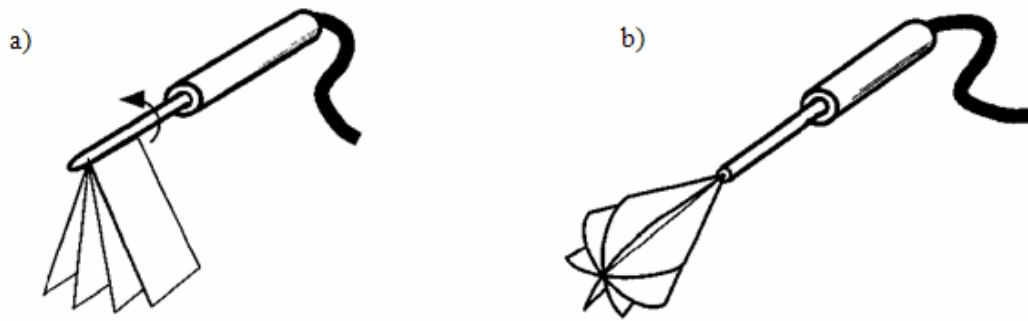


Figura 2.5: a) *Tilt* com transdutor transretal utilizado para gerar imagens tridimensionais (3D) da próstata. b) Rotacional, com transdutor endocavitário, utilizado para imagens ginecológicas e urológicas (Modificado de FENSTER *et al*, 2001).

A varredura eletrônica é realizada geralmente com transdutores de ultra-som tipo *array*. Também chamados de transdutores matriciais, são constituídos por vários elementos diminutos, separados entre si, como apresentado na Figura 2.6.

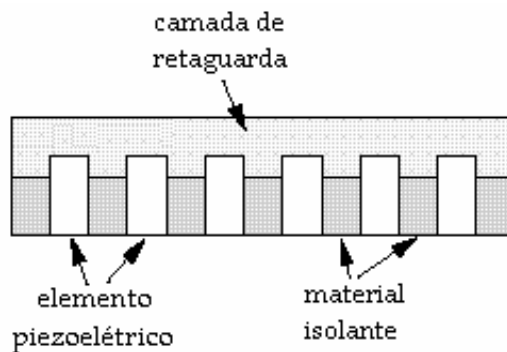


Figura 2.6: Transdutor tipo *array* 1D ou matricial 1D.

Em transdutores tipo *array*, cada elemento pode transmitir e receber sinais de US independentemente ou atuando em grupos. Existem diversos tipos de *arrays*, como os lineares ou unidimensionais (1D), *array* anular, *array* 1,5-D e *array* 2-D, cada um com suas aplicações, vantagens e desvantagens (WELLS, 1977; BAMBER & TRISTAN, 1988; ANGELSEN *et al*, 1995; SHUNG & ZIPPARO, 1996; SMITH *et al*, 1991; SMITH, *et al*, 2002). Como este trabalho envolve a construção de uma *array* linear, este tipo de transdutor será abordado com maior profundidade nas seções seguintes.

## 2.2 Arrays lineares

*Arrays* lineares são compostos por diversos elementos dispostos em uma linha e espaçados regularmente como ilustrado na Figura 2.7.

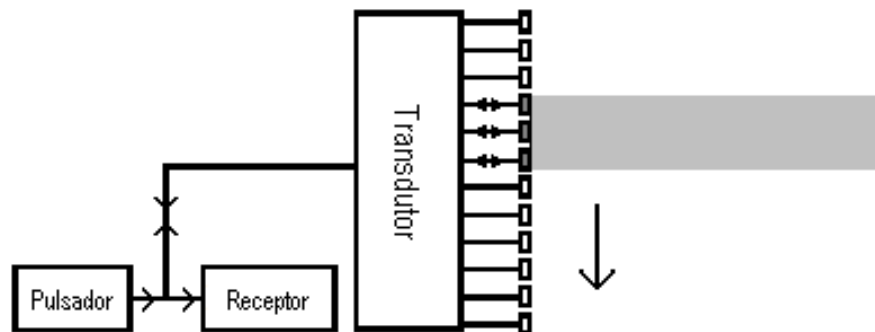


Figura 2.7: *Array* linear com os elementos sendo excitados seqüencialmente por um pulsador, em grupos de 3 elementos, gerando um campo perpendicular à face do transdutor. Os sinais elétricos das reflexões acústicas que retornam ao transdutor são captados pelo circuito receptor.

Um *array* linear é excitado pela aplicação de pulsos de tensão, gerados por um pulsador, em elementos individuais ou grupos de elementos, de forma seqüencial. O pulsador pode conter um canal de excitação para cada elemento piezoelétrico do transdutor, ou um número reduzido, para reduzir a complexidade do circuito. Neste caso, um ou mais multiplexadores são utilizados para transmitir os pulsos elétricos aos elementos. No exemplo da Figura 2.7, o pulsador excita o transdutor em grupos de 3 elementos simultaneamente, gerando um campo acústico indicado pela área sombreada. Em seqüência, é excitado outro

grupo, movendo o campo acústico perpendicularmente à face do transdutor, na direção indicada pela seta. As reflexões acústicas originadas pelas diferenças de impedância acústica das estruturas alcançadas pelo campo retornam aos elementos do transdutor, que geram sinais elétricos de baixa amplitude. Estes sinais são captados pelo circuito receptor e processados com a finalidade de produzir uma imagem semelhante à obtida pela varredura manual ou eletro-mecânica com transdutor simples com as vantagens de:

- Realizar varreduras em um tempo menor;
- Não requerer movimento mecânico, proporcionando maior estabilidade da localização do transdutor e, portanto, maior precisão;
- Possibilidade de combinação com focalização eletrônica e deflexão do feixe ultrassônico;
- Possibilidade de construção de vários transdutores (*probes*) para interfacearem com o mesmo equipamento eletrônico.

E desvantagem de:

- Dificuldade de construção do transdutor;
- Requer uma eletrônica mais complexa;
- Pode apresentar o problema do chamado *cross-talk*.

Utilizando um grande número de pequenos elementos piezoelétricos alinhados é possível obter uma visualização em tempo real de um corte transversal do objeto a ser examinado, como ilustrado na Figura 2.8.

No diagnóstico por US, a visualização da imagem em tempo real possui três principais vantagens. Primeiro, ela permite que eventos fisiológicos sejam estudados rapidamente. Segundo, imagens com movimentos fisiológicos, como aqueles devidos aos batimentos cardíacos ou à respiração fetal, podem ser geradas sem distorção\*. Terceiro, ela permite que o operador interprete mais rapidamente as relações anatômicas dentro do paciente (WELLS, 1977).

---

\* Dependerá da taxa de frequência de quadro do equipamento que deve ser suficiente para eliminar os artefatos de movimento.

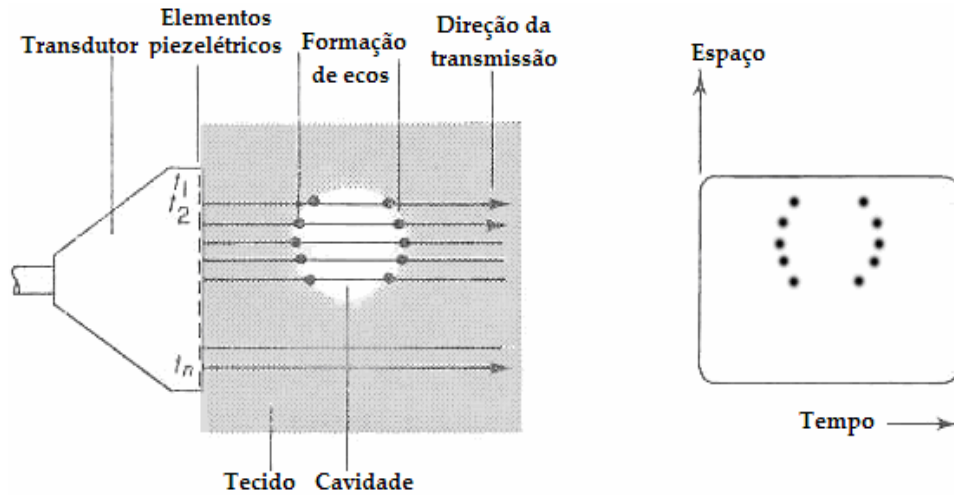


Figura 2.8: Esquemático de uma varredura linear e a correspondente imagem retangular apresentada em *display* (Modificado de WELLS, 1977).

O *array* linear produz uma frente de onda plana, formando uma imagem retangular. Utilizando defasagens adequadas nos sinais de excitação dos elementos do transdutor (transmissão), ou nos sinais gerados pela chegada de ecos nos elementos do transdutor (recepção), o feixe ultra-sônico gerado pelo transdutor pode ser focalizado ou defletido, tratando-se assim de um arranjo denominado *phased array* (ANGELSEN *et al*, 1995). A Figura 2.9 ilustra feixes de onda produzidos por um *array*, um sendo defletido e outro sendo focalizado, através de defasagens dos pulsos de excitação dos elementos do *array*.

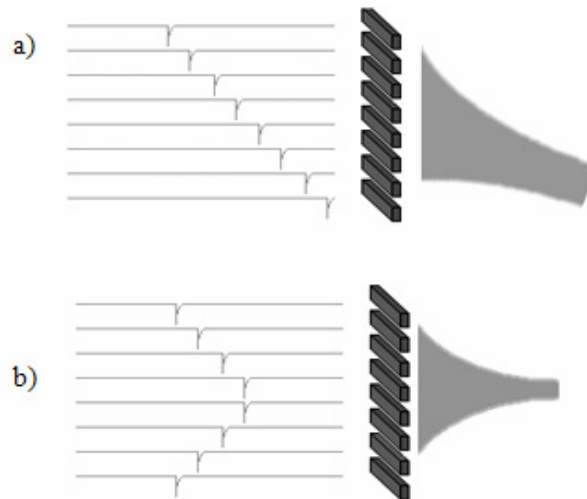


Figura 2.9: Por meio de defasagens adequadas dos pulsos de excitação dos elementos do transdutor, o feixe ultra-sônico pode ser a) defletido ou b) focalizado.

## 2.3 Desenvolvimento de arrays lineares

Inúmeras pesquisas com transdutores matriciais têm sido realizadas. No Brasil alguns grupos de pesquisa como, por exemplo, o Laboratório de Ultra-som da COPPE/UFRJ, o Laboratório de Sensores e Atuadores da Escola Politécnica da USP e o Grupo de Cerâmicas Ferroelétricas do Departamento de Física da UFSCar já realizaram ou realizam pesquisas com este tipo de transdutor. Entretanto o Brasil apresenta defasagem tecnológica nesta área e, especificamente no LUS/CEB da UNICAMP, este trabalho é o primeiro com transdutores deste tipo. Extensa é a teoria que envolve o assunto, devido à sua natureza multidisciplinar, sendo impossível abordar todos os aspectos que envolvem a construção deste tipo de transdutor durante este trabalho. Embora o enfoque principal do trabalho tenha sido a parte eletrônica do sistema, buscou-se abordar pelo menos os aspectos básicos para a construção e entendimento do princípio básico de funcionamento deste tipo de transdutor.

### 2.3.1 Campo acústico

De maneira semelhante aos transdutores monoelemento, para um transdutor do tipo *array* divide-se o campo da radiação da onda acústica em duas regiões, campo próximo e campo distante, onde o campo distante é definido como a região afastada da face do transdutor de  $L^2 / 4\lambda$ , onde  $L$  é o comprimento total do transdutor e  $\lambda$  o comprimento de onda.

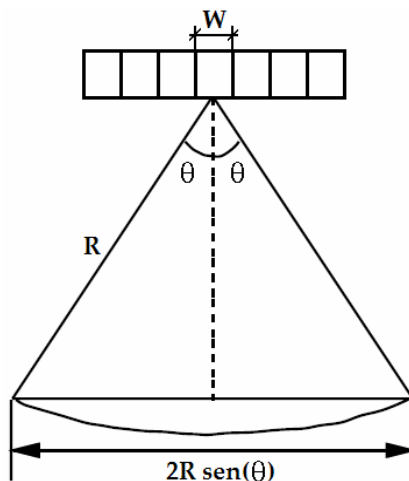


Figura 2.10: Geometria do transdutor e do lóbulo principal.

## Capítulo 2 – Fundamentos Teóricos

Considere a ilustração da Figura 2.10, onde  $W$  é a largura de um elemento do transdutor,  $2\theta$  é o ângulo de abertura do lóbulo principal e  $R$  é a distância da superfície do elemento até a extremidade da abertura do lóbulo. A configuração retangular de um elemento do transdutor gera um padrão de radiação acústica para o campo distante um tanto diferente do produzido por um transdutor circular. A radiação do lóbulo principal no campo distante para um elemento individual de um elemento retangular pode ser descrita matematicamente pela seguinte Equação (SELFRIDGE, 1983; REZENDE, 1993):

$$F(\theta) = \frac{\text{sen}(x)}{x}; \quad x = \frac{\pi \cdot W \cdot \text{sen}(\theta)}{\lambda} \quad (2.6)$$

onde  $F(\theta)$  é a amplitude acústica em um ângulo  $\theta$  do eixo axial,  $W$  é a largura do elemento e  $\lambda$  é o comprimento de onda.

A Equação 2.6 mostra que a amplitude do lóbulo principal do campo ultra-sônico, num ângulo  $\theta$  do eixo axial, está relacionada à largura do elemento e ao comprimento de onda. Para facilitar a compreensão dessas relações e observar o efeito da largura do elemento no lóbulo principal, foram realizadas quatro simulações utilizando o programa Matlab<sup>®</sup>, da amplitude em função do ângulo, considerando o comprimento de onda de um transdutor de 1 MHz de frequência central, operando em água ( $\lambda = 1,5$  mm) e variando o valor da largura  $W$ . As simulações estão apresentadas nas Figuras 2.11 a 2.14.

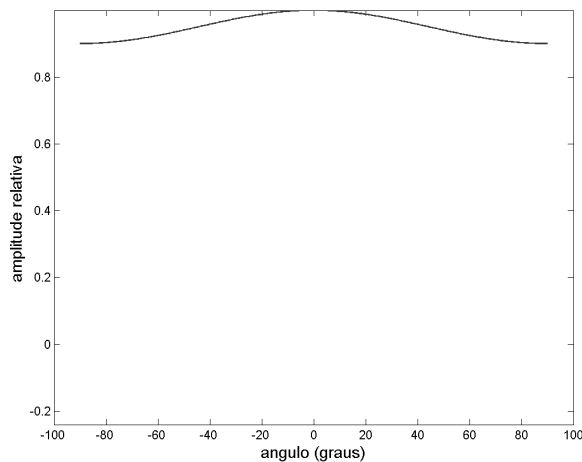


Figura 2.11: Simulação do perfil transversal do lóbulo principal para uma relação  $W/\lambda$  de 0,25/1,5.



## Capítulo 2 – Fundamentos Teóricos

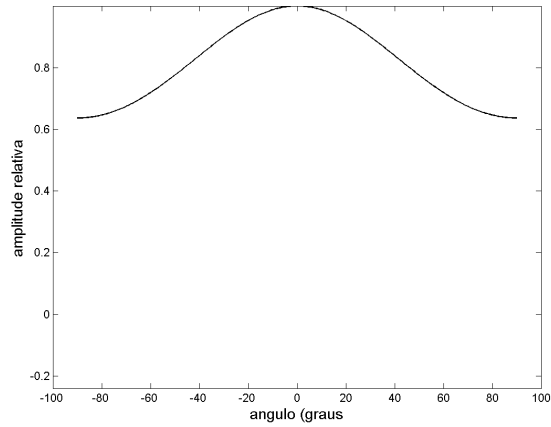


Figura 2.12: Simulação do perfil transversal do lóbulo principal para uma relação  $W/\lambda$  de 0,5/1,5.

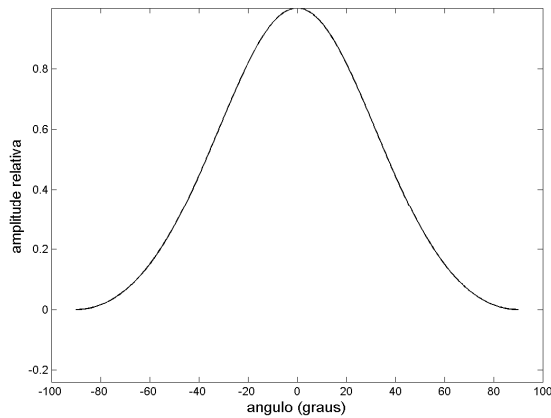


Figura 2.13: Simulação do perfil transversal do lóbulo principal para uma relação  $W/\lambda$  de 1,0/1,5.

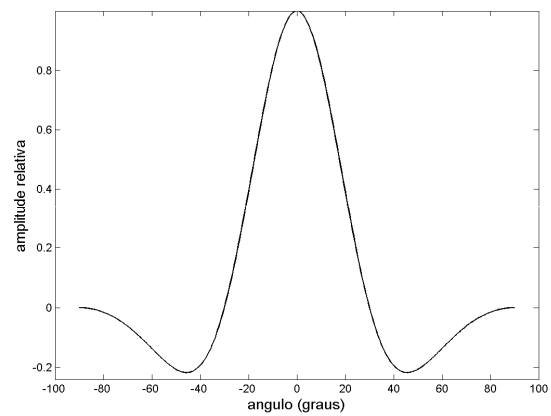


Figura 2.14: Simulação do perfil transversal do lóbulo principal para uma relação  $W/\lambda$  de 2,0/1,5.

Analisando as Figuras 2.11 a 2.14, pode-se afirmar que à medida que se aumenta a largura  $W$  do elemento do transdutor, a forma do campo torna-se mais estreita, ou seja, quanto maior a largura  $W$ , mais diretivo é o transdutor.

### 2.3.2 Lóbulos secundários

Em transdutores de ultra-som com aplicações médicas, é interessante que o lóbulo principal seja único e estreito. Transdutores lineares podem apresentar dois tipos de lóbulos: lóbulos laterais e de espaçamento. O efeito destes lóbulos secundários, e mais especificamente, dos lóbulos de espaçamento, é a formação de artefatos na imagem (REZENDE, 1993).

Os lóbulos laterais ocorrem em todo tipo de transdutor e podem ser reduzidos por apodização, isto é, empregando-se uma distribuição não uniforme na amplitude de vibração dos diferentes elementos do transdutor (BRITTAIN & WEIGHT, 1987) ou curando elementos cerâmicos apodizados (BUTTON, 1998).

Mais problemáticos são os lóbulos de espaçamento, pois possuem intensidade comparável à do lóbulo principal. Eles constituem picos de pressão na função resposta espacial do transdutor em ângulos diferentes da orientação principal do feixe. São causados pelo espaçamento regular e periódico dos elementos do transdutor, cujo passo (distância entre os centros de elementos adjacentes) é maior que  $\lambda/2$ . Esta regra é relevante para os *phased arrays*, cujos elementos são pequenos o suficiente para radiar energia em diversos ângulos. Nos transdutores lineares de varredura seqüencial, o passo entre os elementos pode exceder de  $\lambda/2$ , podendo chegar até  $2\lambda$ . Por possuírem feixe unidirecional, transmitem energia reduzida na direção dos lóbulos de espaçamento (TURNBULL & FOSTER; 1991, ANGELSEN *et al*, 1995). Isto possibilita que sejam construídos transdutores lineares de alta frequência, caso não sejam utilizados para defletirem e/ou focalizarem o feixe.

### 2.3.3 Resolução e sensibilidade

No diagnóstico por ultra-som, a imagem deve ter qualidade suficiente para dar garantias de uma boa interpretação pelo clínico. Na avaliação da qualidade de uma imagem, é comum a utilização dos conceitos de resolução axial e lateral.

A resolução axial diz respeito à capacidade do sistema em distinguir objetos localizados ao longo do eixo de propagação do feixe ultra-sônico. Em outras palavras, a resolução axial determina quão próximas duas interfaces podem estar para que sejam reconhecidas distintamente. Este parâmetro, representado na Equação 2.7 por  $\Delta r$ , é função da velocidade de propagação do US no meio e da largura do pulso transmitido ( $T_p$ ), que é inversamente proporcional à largura de banda do transdutor ( $B_w$ ) (ANGELSEN *et al*, 1995):

$$\Delta r = c \cdot \frac{T_p}{2} = \frac{c}{2B_w} \quad (2.7)$$

onde  $T_p$  é medido a -6 dB do pico relativo do envelope do pulso.

Consequentemente, um transdutor de alta frequência produzindo pulsos de curta duração proporcionará uma boa resolução axial. Por outro lado, como indica a Equação 2.5, altas frequências resultam numa maior atenuação no meio de propagação.

A resolução lateral diz respeito à capacidade do sistema de separar objetos localizados perpendicularmente ao eixo de propagação do feixe ultra-sônico. É determinado pela largura do feixe e pela distância R (Figura 2.10) da face do transdutor ao anteparo. Pode ser definida como:

$$\Delta l = 2R \text{sen}(\theta) \quad (2.8)$$

onde  $\Delta l$  é a resolução lateral,  $\theta$  é metade do ângulo de abertura do lóbulo principal e R é a distância da superfície do elemento até a extremidade da abertura do lóbulo.

O aumento da frequência resulta numa largura do feixe menor (Equação 2.6), proporcionando uma melhor resolução lateral. Logo, tanto a resolução axial quanto a lateral melhoram com o aumento da frequência. Medidas no sentido de melhorar a resolução pelo

incremento da frequência irão diminuir a máxima penetração no tecido. Portanto, um compromisso deve ser obtido entre a penetração desejada e a resolução axial.

A largura do pulso gerado pelo transdutor depende do quanto a onda acústica é transmitida para fora da cerâmica. Este parâmetro é controlado pelo material de retaguarda e pela camada frontal do transdutor.

A camada de retaguarda é utilizada para dar suporte mecânico ao transdutor, para garantir máxima eficiência no acoplamento eletromecânico e para impedir que haja reverberação. A reverberação é a vibração da cerâmica devido às reflexões entre a cerâmica e os meios que fazem contato com ela, geradas pelo descasamento de impedância. Se a impedância do material de retaguarda é próxima da impedância da cerâmica, a maior parte da energia da onda acústica será transferida para a retaguarda. Assim, o transdutor terá um pulso estreito em duração mas, por outro lado, a sensibilidade será reduzida. Com a impedância da retaguarda menor, consegue-se um ganho na sensibilidade, entretanto o pulso já não será mais tão estreito. Por um lado é interessante maior transferência de energia, por outro, um pulso estreito melhora a resolução axial (REZENDE, 1993; NASCIMENTO, 2003).

A camada frontal tem a função de proporcionar melhor transferência de energia entre a cerâmica e o meio de propagação, para tal é necessário que a impedância acústica da camada frontal esteja num valor intermediário entre a impedância da cerâmica e a impedância do meio de propagação. A camada frontal é geralmente implementada com espessura igual a  $\lambda/4$  da frequência de vibração do modo principal ou de um valor próximo a ela (REZENDE, 1993; NASCIMENTO, 2003).

Estabelece-se então um compromisso entre a eficiência e a resposta impulsiva do transdutor. A camada de retaguarda melhora a resolução do pulso mas faz com que a sensibilidade diminua, pois parte da energia perde-se nesse meio. A camada frontal, por sua vez, facilita a transmissão de energia da cerâmica para o meio de propagação fazendo com que a sensibilidade aumente.

### **2.3.4 Modos de vibração**

A conversão eletromecânica de energia do transdutor produz vibrações mecânicas cuja frequência está relacionada à forma geométrica do elemento. As dimensões geométricas do

elemento definem o modo de vibração do mesmo. O elemento deve ter apenas um modo de vibração preferencial e as vibrações espúrias em outras direções devem ser evitadas por causarem perda de energia e gerarem artefatos na imagem (REZENDE, 1993).

Para que o transdutor vibre no modo desejado, no caso deste trabalho, modo espessura, a relação largura/espessura do elemento deve ser respeitada. Entretanto, juntamente com o modo espessura, pode surgir outro modo de vibração indesejável, conhecido como modo de vibração lateral.

Segundo REZENDE (1993), se a relação largura/espessura for igual a 1, o elemento tem os modos de vibração em espessura e lateral oscilando em frequências muito próximas e competindo em amplitude, enquanto que se esta relação for menor que 0,7, a oscilação em modo espessura se acentua em relação ao modo lateral.

Já no trabalho de BELASSIANO (2004) consta que, de maneira a minimizar a contribuição no modo lateral de vibração, a relação largura/espessura deve ser 0,5. Além disso, o acoplamento entre os modos lateral e principal de vibração pode reduzir a sensibilidade pulso-eco, assim como causar diferenças nas respostas em frequência das regiões da matriz.

### **2.3.5 Consideração sobre as dimensões dos elementos**

Com as informações apresentadas até aqui, é possível discutir como se dá a escolha das dimensões dos elementos no desenvolvimento de transdutores matriciais.

Na seção Campo Acústico, abordou-se a forma do campo acústico e a influência da largura dos elementos do transdutor sobre ele. A Equação 2.6 mostra que quanto maior a largura do elemento, mais diretiva é a radiação do campo, portanto, melhor é a resolução lateral.

No caso de *phased arrays*, para evitar problemas com lóbulos de espaçamento, é necessário que o passo entre os elementos seja menor que  $\lambda/2$ . Caso o *array* não seja utilizado para defletir ou focalizar o feixe, este requisito não é tão crítico.

Para que o modo de vibração preferencial seja o modo espessura, a relação largura/espessura do elemento deve ser igual a 0,5.

Chega-se, portanto a uma situação de compromisso face aos requisitos anteriormente abordados. Na prática os elementos dos arranjos lineares necessitam ser largos para que a resolução lateral seja satisfatória mas, devido às imposições dos lóbulos de espaçamento e do modo de vibração, devem ser estreitos. É por isso que geralmente, não são ativados individualmente, mas em grupos, satisfazendo assim às condições impostas.

## 2.4 Geração e recepção de ondas ultra-sônicas

No método pulso-eco, o mesmo transdutor opera como transmissor e receptor de ondas ultra-sônicas. Neste caso, para gerar uma onda ultra-sônica, um circuito aplica um pulso de curta duração (da ordem de 10 a 500 ns) e alta amplitude (da ordem de unidades a centenas de Volts) ao transdutor. Um circuito de proteção, geralmente composto por diodos, deve isolar os circuitos de recepção durante a aplicação do pulso de alta energia para evitar saturação, sobrecarga e danos aos mesmos e, durante a recepção, deixa passar os ecos de baixa amplitude (da ordem de 1 a 200 mV, dependendo da atenuação do meio e da energia inicial aplicada ao transdutor) para serem amplificados. A Figura 2.15 ilustra melhor este processo.

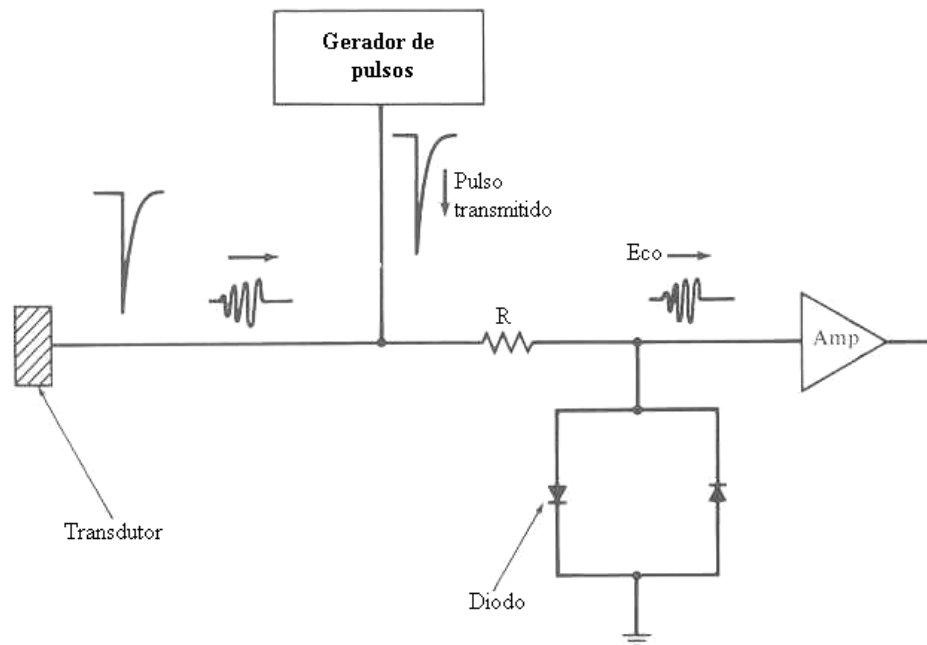


Figura 2.15: Esquema básico do circuito responsável pela geração e recepção de ondas ultra-sônicas, em um sistema operando em modo pulso-eco.

Na recepção de ondas, os ecos oriundos de reflexões nas interfaces entre os meios incidentes são amplificados, condicionados nos circuitos de recepção e apresentados na forma desejada.

Não é comum encontrar referências bibliográficas descrevendo toda a eletrônica envolvida no processo de geração e detecção de ondas ultra-sônicas, embora a parte de geração já seja bem conhecida.

A parte de recepção de ecos é mais complexa, já que os sinais elétricos gerados por estes são de baixa amplitude e requerem alta amplificação e ganho variável para serem processados. Em artigos científicos dificilmente os autores abordam em detalhes os componentes e instrumentação utilizados, descrevendo a técnica basicamente com diagramas em blocos. Em dissertações com experiências bem sucedidas encontram-se mais facilmente detalhes da instrumentação utilizada para gerar e receber ondas ultra-sônicas. É o caso de PEREIRA (1993) que adequou um microcomputador pessoal, um PC tipo 386, para geração de imagens ultra-sônicas em tempo real. O protótipo desenvolvido utilizou a técnica da varredura linear. Neste trabalho são mostrados todos os circuitos analógicos necessários ao condicionamento do sinal ultra-sônico. Embora tenha servido para demonstrar as potencialidades do sistema, o amplificador de ganho variável revelou-se muito ruidoso e o circuito de disparo de pulsos de alta tensão não permitiu a aplicação de pulsos maiores que 100 V. Outro trabalho, desenvolvido no LUS/CEB, é o de MAIA (1995), que desenvolveu um sistema pulso-eco microcontrolado para geração e recepção de sinais de US, operando com transdutor de elemento único. Este sistema é capaz de, entre outras funcionalidades, gerar pulsos com larguras de 200 ns a 700 ns (dependendo da amplitude do pulso) e amplitude de 15 V a 200 V, e seus circuitos de recepção podem amplificar sinais de US com frequências entre 10 kHz e 10 MHz, com ganhos que variam de -4,4 dB a 71,5 dB. O trabalho mais recente encontrado na literatura foi o de SINHORI *et al* (2004), que é uma versão similar à de MAIA (1995), com bem menos funcionalidades. Entretanto, esse trabalho utiliza alguns circuitos integrados que possibilitaram a redução do número de componentes no circuito, tornando-o mais simples e de menor custo. O trabalho de MAIA (1995) e SINHORI *et al* (2004) foram as referências mais importantes utilizadas no desenvolvimento dos circuitos de geração e recepção de ondas ultra-sônicas neste trabalho.

## Capítulo 3

### Materiais e Métodos

Neste capítulo apresenta-se uma descrição completa do sistema desenvolvido. Abordam-se as etapas envolvendo o desenvolvimento do transdutor e o projeto e desenvolvimento dos circuitos eletrônicos, bem como o *software* responsável pelo controle do sistema.

O “cérebro” do sistema é a unidade de controle, que engloba microcomputador, microcontrolador, *software* e lógica de apoio. O computador contém a interface com o usuário e opera enviando ao microcontrolador, por meio da porta serial, dados referentes ao padrão de excitação desejado do transdutor. O microcontrolador interpreta os dados recebidos do computador e gera sinais que sincronizam a geração de pulsos de excitação do transdutor, controlando a taxa de repetição e o número de elementos excitados simultaneamente. O microcontrolador também é responsável pela geração de sinais para o circuito de corte, que é responsável pela eliminação, durante a recepção, da parte referente ao tempo morto do sistema. Este tempo refere-se ao período de tempo imediatamente após a excitação do transdutor por um pulso. Neste tempo o sistema permanece numa zona de turbulência devido principalmente às oscilações naturais do transdutor. Devido ao fato das amostragens dentro desta zona não fornecerem nenhuma informação significativa, padronizou-se neste trabalho chamar este período de tempo morto do sistema.

A parte de geração e recepção de ondas ultra-sônicas é composta por circuitos geradores de pulsos adequados à excitação do *array*, circuitos de recepção e amplificação de sinais, juntamente com circuitos de proteção destes amplificadores, e circuito de corte e



controle de ganho dos amplificadores de sinais. Todos estes circuitos estão alojados numa PCI (placa de circuito impresso) e ficam separados da unidade de controle, sendo unidos apenas por um único ponto de terra para evitar o surgimento de laços de corrente.

Finalmente, tem-se o transdutor, um *array* linear de 12 elementos e frequência central de 1 MHz, desenvolvido como objetivo complementar deste trabalho, para validar o sistema e possibilitar o estudo do princípio básico de funcionamento de transdutores deste tipo.

Na Figura 3.1 é apresentado um diagrama em blocos permitindo uma visão geral do sistema desenvolvido. É um sistema que permite a geração e recepção de ondas ultra-sônicas para um transdutor matricial linear de 12 elementos, operando em modo pulso-eco.

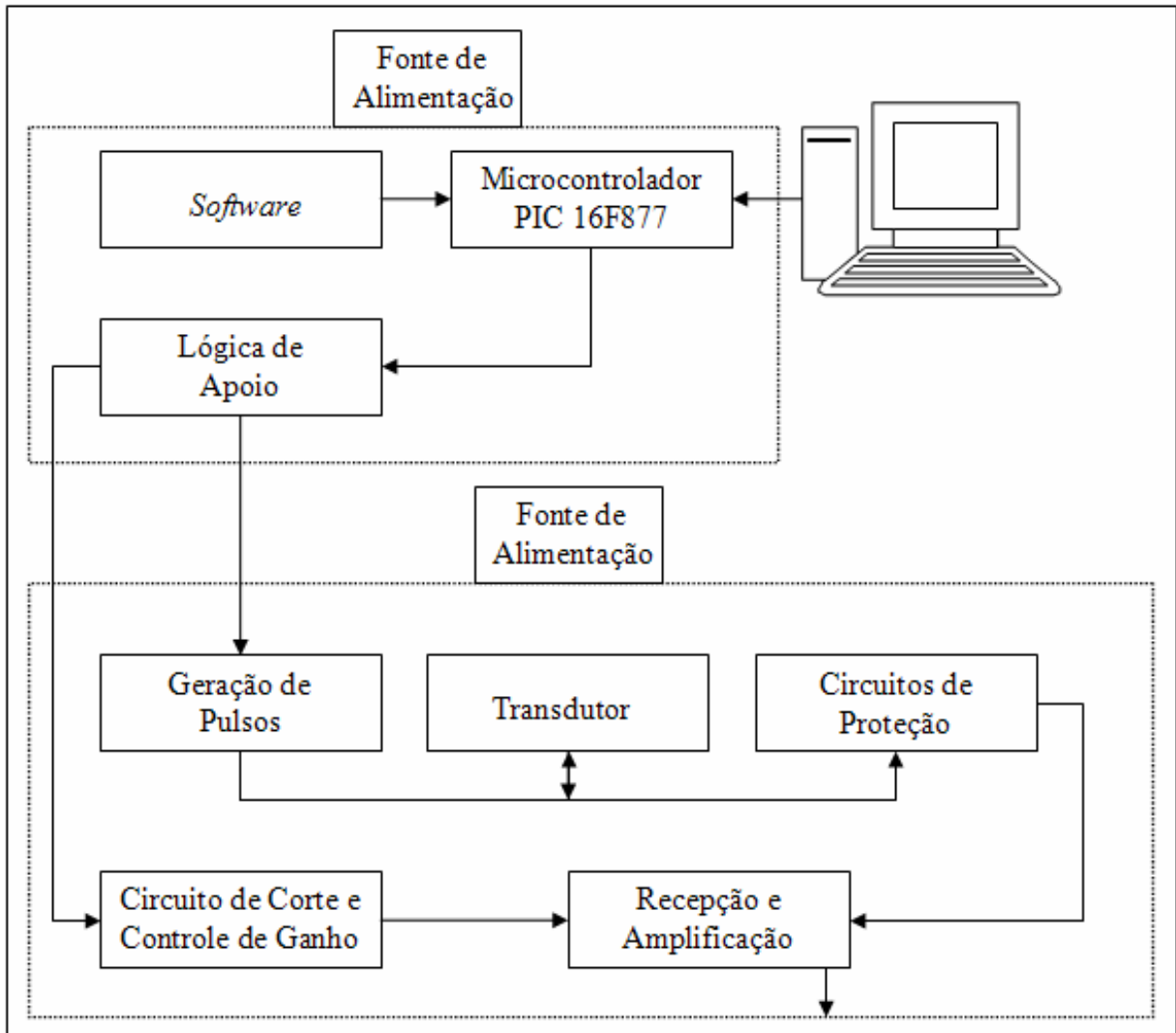


Figura 3.1: Sistema de geração e recepção de ondas ultra-sônicas para transdutor matricial linear.

Nas seções posteriores, são descritas mais detalhadamente as unidades que compõem o sistema, bem como as etapas de desenvolvimento do projeto.

### 3.1 Unidade de controle

A unidade de controle é composta por um microcomputador padrão IBM-PC® com porta de comunicação serial RS-232, um microcontrolador PIC 16F877, *software* e lógica de apoio. Ela é responsável pela transmissão e recepção dos dados enviados pelo computador, ou seja, pelo padrão de excitação desejado pelo usuário. É responsável também pela geração de sinais digitais para sincronização da excitação do transdutor e do circuito de corte.

#### 3.1.1 Interface com o usuário

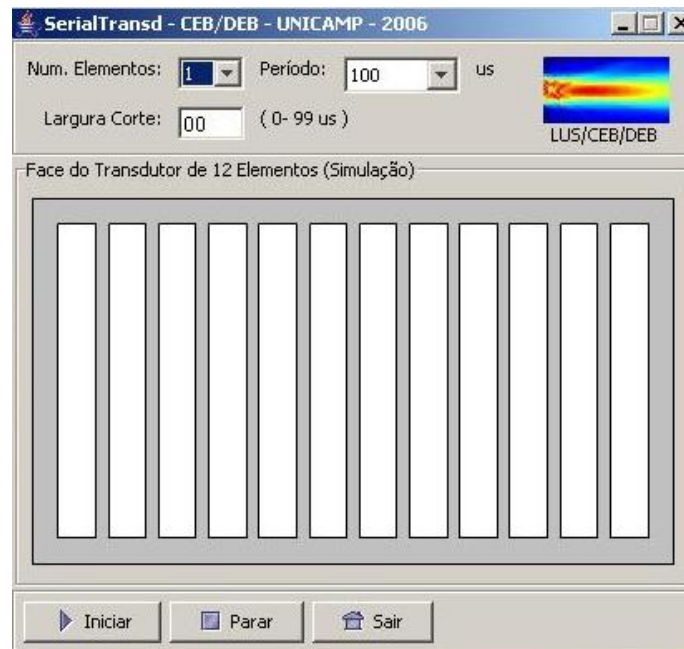


Figura 3.2: Interface para entrada dos dados referentes ao controle dos parâmetros de excitação e tempo de corte.

Para facilitar a utilização por parte do usuário, foi desenvolvida uma interface bastante amigável em linguagem de programação JAVA™, por meio da qual os parâmetros de controle

possíveis são definidos pelo usuário. A tela desta interface acessada pelo usuário está apresentada na Figura 3.2.

A comunicação entre o circuito de controle e o microcomputador foi estabelecida através da interface RS-232 utilizando um componente de comunicação serial da *Sun Microsystems, INC* (Sun Developer Network), o *JAVA™ Communications API*, versão 2.0, para plataformas *MS-Windows®*. O *Java™* é uma tecnologia multiplataforma, portanto pode operar também em outros sistemas operacionais como, por exemplo, o *Linux*.

O sistema de controle gera pulsos de forma que o sistema permite que sejam feitas varreduras com o transdutor de forma seqüencial, em elementos individuais ou em grupos. Assim, como pode ser observado pela Figura 3.2, há três campos de entrada de dados pelos quais o usuário pode definir os seguintes parâmetros:

- **Número de elementos:** refere-se ao número de elementos que se deseja excitar simultaneamente. As possibilidades são 1, 2, 4, 6 e 12. Assim, por exemplo, se for selecionado o valor 4, a varredura será realizada com excitações ocorrendo em grupos de 4, ou seja, primeira excitação ocorre com os elementos 1, 2, 3 e 4 disparados simultaneamente, depois o 5, 6, 7 e 8, depois o 9, 10, 11 e 12 e então retorna para o primeiro grupo e assim segue indefinidamente;
- **Período de tempo:** refere-se ao tempo de atraso de disparo entre um grupo e outro. Existem 8 possibilidades de ajustes: 102,5, 205, 410, 820, 1640, 3280, 6560 e 13120  $\mu\text{s}$ . O porquê desses valores é explicado mais adiante. Assim, por exemplo, caso se desejar realizar a varredura excitando-se os elementos individualmente, com período de 1640  $\mu\text{s}$ , uma varredura completa no transdutor de 12 elementos levará aproximadamente 19,7 ms, ou seja, aproximadamente 50 varreduras por segundo. Este tempo deve ser ajustado em função da distância da face do transdutor até o anteparo. Ocorrido um disparo, um tempo suficiente à chegada da onda no anteparo e o retorno das reflexões ultra-sônicas à face deve ter decorrido antes do próximo disparo.
- **Largura corte:** refere-se ao tempo de atuação dos circuitos de corte. Em outras palavras, é o tempo, a partir do momento de ocorrência da excitação, que os amplificadores do circuito de recepção atenuam ao máximo o sinal de sua entrada. Pode ser ajustado para o corte um tempo de 1 a 99  $\mu\text{s}$ , com passos de 1  $\mu\text{s}$ , ou optar por não cortar nada, colocando-se o valor 0 (zero) no campo '**Largura corte**'.

O esquemático completo da unidade de controle montada é apresentado na Figura 3.3.

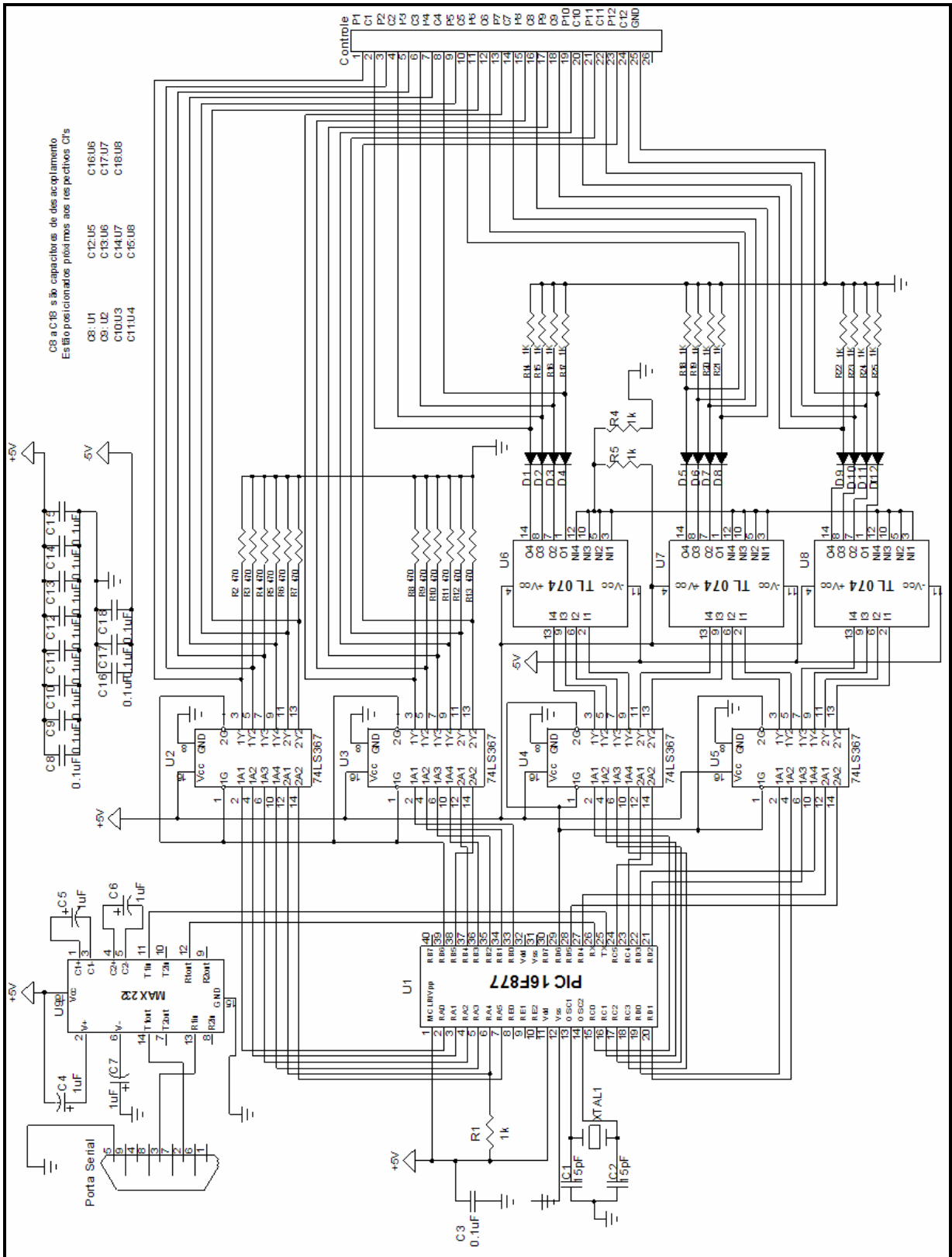


Figura 3.3: Esquemático da unidade de controle implementada.

### 3.1.2 Microcontrolador

O microcontrolador PIC 16F877 utilizado é fabricado pela Microchip e constitui o elemento base da unidade de controle. Ele foi escolhido pois, além do DEB possuir um *kit* de desenvolvimento deste microcontrolador, ele atendia às necessidades de projeto no que diz respeito ao número de portas de I/O, memória disponível e velocidade de *clock* que pudesse gerar pulsos suficientemente estreitos para o circuito gerador de pulsos de excitação do transdutor.

A arquitetura de construção (RISC – *Reduced Instruction Set Computer*) deste e de outros da mesma família é otimizada para a execução de um pequeno conjunto de instruções (somente 35 instruções), mas com alta velocidade. Algumas características do desenho interno desses microcontroladores são (MICROCHIP, 1999; SOUZA, 2000; PEREIRA, 2002):

- Enquanto executa uma instrução, o processador busca a próxima instrução na memória, de forma a acelerar a execução do programa, num processo chamado *pipeline*;
- Capacidade de execução de uma instrução por ciclo de máquina, exceto as instruções que provocam desvio no programa, que são executadas em dois ciclos;
- Cada instrução ocupa sempre apenas uma posição de memória de programa;
- Tempo de execução fixo para todas as instruções (com exceção das instruções de desvio). Devido ao fato de cada instrução do PIC<sup>®</sup> ocupar apenas uma posição de memória, o tempo de execução é fixo, facilitando a determinação do tempo de execução de um programa.

As principais características gerais deste microcontrolador são:

- Velocidade de operação de até 20 MHz;
- Dois barramentos, um de dados de 8 bits e um de endereços de 14 bits;
- 8 Kb de memória de programa Flash;
- 368 bytes de memória RAM de dados;
- 256 bytes de memória EEPROM de dados;
- 33 pinos de I/O;
- 14 diferentes possibilidades de interrupção;
- Pilha com 8 níveis de profundidade;

- Capacidade de comunicação serial.

A Figura 3.4 apresenta o diagrama de blocos da estrutura interna do PIC 16F877.

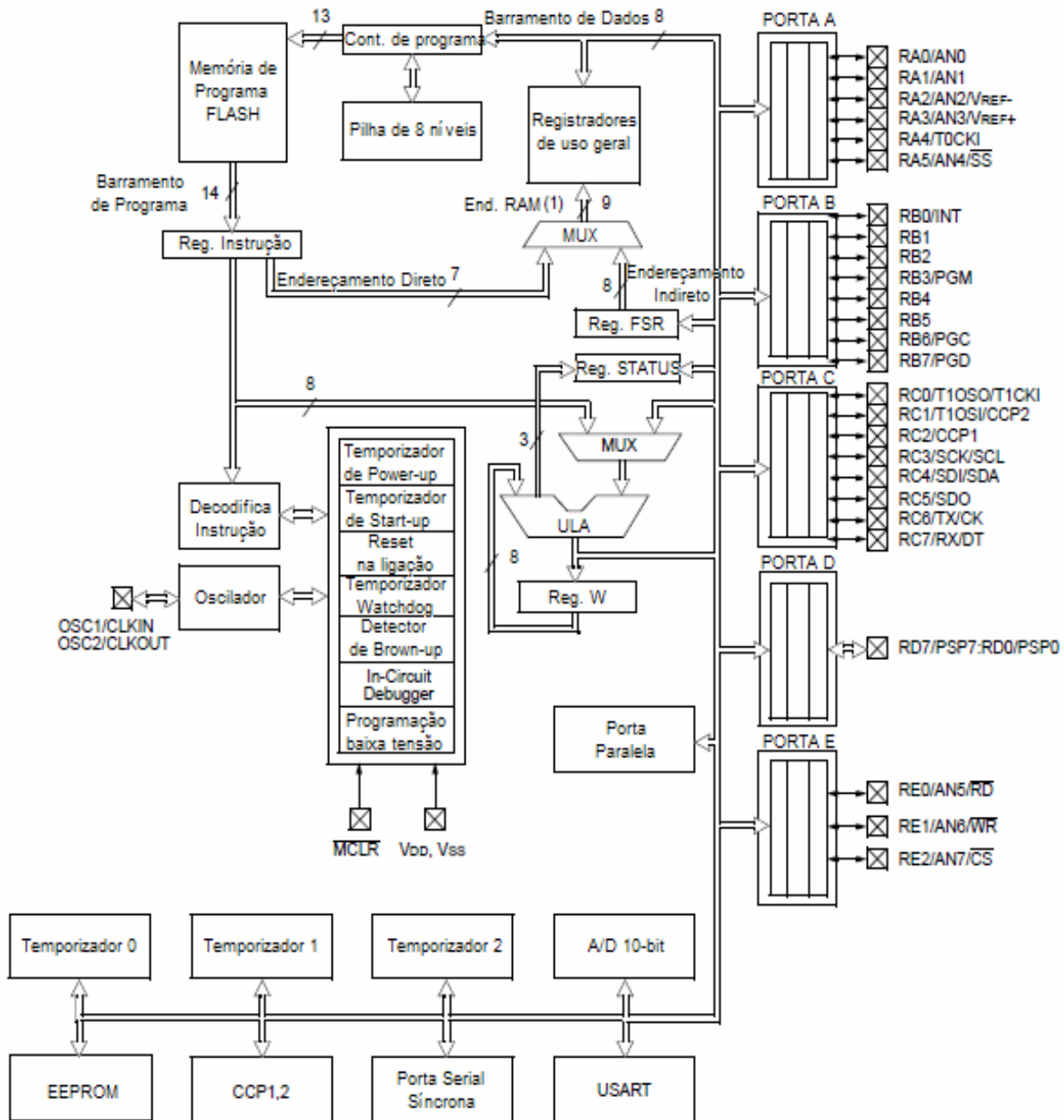


Figura 3.4: Diagrama em blocos da estrutura interna do PIC 16F877 (Modificado de MICROCHIP, 1999).

A entrada do *clock* pelo pino OSC1/OSC2 é internamente dividido por 4 devido à arquitetura *pipeline*. Assim, para um *clock* externo de 20 MHz, tem-se um *clock* interno de 5 MHz. Como o microcontrolador tem a capacidade de executar uma instrução por ciclo de *clock*, então uma instrução pode ser executada a cada 200 ns, ou seja, pulsos de largura mínima de 200 ns podem ser gerados com este microcontrolador. Pulsos com esta largura mínima, quando aplicados à porta do transistor de potência do circuito de transmissão são adequados para gerar o sinal de ultra-som pelo transdutor.

No projeto da unidade de controle, apresentado na Figura 3.3, utilizou-se 12 portas de I/O do microcontrolador (RA0 a RA5 e RB0 a RB5) como saída de sinais destinados ao controle de excitação dos elementos do transdutor. Utilizaram-se também outras 12 portas de I/O (C0 a C5 e D0 a D5) como saída de sinais destinados ao controle do tempo de atuação do circuito de corte. Os pinos de saída dos pulsos de controle de excitação e de tempo de corte estão localizados no conector denominado “Controle”, nomeados de P1 a P12 e C1 a C12, respectivamente. As portas de I/O RB6 e RD6 foram alocadas para controle de habilitação dos *buffers* (74LS367) externos ao PIC<sup>®</sup>.

Para realizar a comunicação com a porta serial do computador, o PIC<sup>®</sup> utiliza os pinos Tx e Rx, através da USART (Interface Serial Universal Síncrona/Assíncrona), que é um dispositivo utilizado para fazer a comunicação com os elementos externos ao *chip*. Esta interface opera com dois registradores de deslocamento que possibilitam o funcionamento da transmissão e recepção de dados simultaneamente. Encontra-se na USART um gerador interno de *clock* para os registradores de deslocamento. Este gerador é denominado BRG (*Baud Rate Generator*) e consiste em um divisor cujo *clock* provém indiretamente do *clock* do sistema. Para iniciar o gerador, é necessário que seja escrito o valor correspondente à velocidade de *clock* no registrador SPBRG (MICROCHIP, 2003). Neste trabalho, foi ajustada para comunicação uma velocidade de 9600 bits/s.

Aos pinos OSC1 e OSC2 do microcontrolador é conectado um oscilador (XTAL) de 20 MHz (velocidade máxima possível), junto com capacitores (C1 e C2), conforme recomendado pelo manual do fabricante para melhorar a estabilidade desse oscilador (MICROCHIP, 1999).

Um resumo dos pinos utilizados do microcontrolador, bem como suas respectivas funções, é apresentado na Tabela 3.1.

Tabela 3.1: Resumo da utilização da pinagem do microcontrolador.

Pino	Sinais	Conectado com	Função
1	MCLR	+5V	Reinicia o Microcontrolador quando em GND
2	RA0	Buffer 74LS367 (U2)	Contr. de excitação do elemento 1 do <i>array</i>
3	RA1	Buffer 74LS367 (U2)	Contr. de excitação do elemento 2 do <i>array</i>
4	RA2	Buffer 74LS367 (U2)	Contr. de excitação do elemento 3 do <i>array</i>
5	RA3	Buffer 74LS367 (U2)	Contr. de excitação do elemento 4 do <i>array</i>
6	RA4	Buffer 74LS367 (U2)	Contr. de excitação do elemento 5 do <i>array</i>
7	RA5	Buffer 74LS367 (U2)	Contr. de excitação do elemento 6 do <i>array</i>
11	Vdd	+5V	Alimentação
12	Vss	GND	Alimentação
13	OSC1	XTAL	Estabelecer <i>clock</i>
14	OSC2	XTAL	Estabelecer <i>clock</i>
15	RC0	Buffer 74LS367 (U4)	Controle do corte no canal 1
16	RC1	Buffer 74LS367 (U4)	Controle do corte no canal 2
17	RC2	Buffer 74LS367 (U4)	Controle do corte no canal 3
18	RC3	Buffer 74LS367 (U4)	Controle do corte no canal 4
19	RD0	Buffer 74LS367 (U5)	Controle do corte no canal 7
20	RD1	Buffer 74LS367 (U5)	Controle do corte no canal 8
21	RD2	Buffer 74LS367 (U5)	Controle do corte no canal 9
22	RD3	Buffer 74LS367 (U5)	Controle do corte no canal 10
23	RC4	Buffer 74LS367 (U4)	Controle do corte no canal 5
24	RC5	Buffer 74LS367 (U4)	Controle do corte no canal 6
25	Tx	Conversor MAX 232	Recepção assíncrona de dados
26	Rx	Conversor MAX 232	Transmissão assíncrona de dados
27	RD4	Buffer 74LS367 (U5)	Controle do corte no canal 11
28	RD5	Buffer 74LS367 (U5)	Controle do corte no canal 12
29	RD6	Buffer 74LS367 (U4 e U5)	Controla habilitação dos <i>buffers</i> U4 e U5
33	RB0	Buffer 74LS367 (U3)	Contr. de excitação do elemento 7 do <i>array</i>
34	RB1	Buffer 74LS367 (U3)	Contr. de excitação do elemento 8 do <i>array</i>
35	RB2	Buffer 74LS367 (U3)	Contr. de excitação do elemento 9 do <i>array</i>
36	RB3	Buffer 74LS367 (U3)	Contr. de excitação do elemento 10 do <i>array</i>
37	RB4	Buffer 74LS367 (U3)	Contr. de excitação do elemento 11 do <i>array</i>
38	RB5	Buffer 74LS367 (U3)	Contr. de excitação do elemento 12 do <i>array</i>
39	RB6	Buffer 74LS367 (U2 e U3)	Controla habilitação dos <i>buffers</i> U4 e U5



### 3.1.3 Lógica de apoio

Por lógica de apoio entendem-se todos os circuitos utilizados externamente ao PIC<sup>®</sup>, para auxiliá-lo na recepção dos dados transmitidos e na geração dos pulsos de controle.

Para viabilizar a comunicação entre o computador e o PIC<sup>®</sup>, é necessário converter o padrão de pulsos da porta serial a níveis de tensão adequados ao PIC<sup>®</sup>, ou seja, padrão TTL. O responsável por esta tarefa é o componente U9 (MAX 232) do circuito de controle, juntamente com alguns capacitores, como mostrado no esquemático da Figura 3.3. Os componentes U2, U3, U4 e U5 são *buffers* com pinos de habilitação (*enable*). Eles são fundamentais pois, dependendo do número de elementos que se deseja excitar por grupo, é necessário utilizar mais de uma porta do PIC<sup>®</sup> ao mesmo tempo, já que a porta com maior número de pinos de I/O possui 8 pinos. Por exemplo, para excitar todos os elementos simultaneamente, é necessário que se utilize mais de uma porta ao mesmo tempo. Neste caso, com a utilização dos *buffers*, primeiramente o *software* faz com que o PIC<sup>®</sup> envie um sinal de nível lógico “1” pela porta RB6, desabilitando os *buffers* U2 e U3. Em seguida, em uma linha de comando, carrega as portas A0, A1, A2, A3 e A4 e A5 com nível lógico “1” e, na linha de comando seguinte, faz o mesmo com as portas B0, B1, B2, B3, B4 e B5, obtendo-se doze portas com nível “1”, cujos sinais estão carregados nos *buffers*. Na próxima linha de comando, o PIC<sup>®</sup> habilita a passagem dos sinais pelos *buffers* através da mudança de nível lógico da porta RB6 de “1” para “0”. Essa mudança dura apenas 200 ns que é o tempo do *software* executar a próxima linha que novamente desabilita os *buffers*. Assim, foram gerados 12 pulsos simultâneos de curta duração, que controlam o circuito gerador de pulsos para excitação do transdutor.

A operação de geração dos pulsos de controle do tempo de corte usa o mesmo processo, com a diferença de que a largura dos pulsos não é fixa, mas sim controlada por *software*. Os *buffers* U4 e U5 são os responsáveis por permitir a passagem dos sinais de corte gerados pelo PIC<sup>®</sup> e o controle de habilitação destes é realizado pelo pino RD6 do PIC<sup>®</sup>. As saídas destes *buffers* levam os pulsos aos componentes U6 a U8 (TL074), que são amplificadores operacionais alimentados com +5 V e -5 V, atuando como comparadores de tensão. A tensão de referência ( $V_{ref}$ ) colocada nas entradas não-inversoras é de 2,5 V. Assim, quando a entrada inversora é acima de  $V_{ref}$ , a saída do amplificador é -5 V e quando a entrada é abaixo de  $V_{ref}$  a saída é +5 V. O conjunto de diodos (D1 a D12) e resistores (R14 a R25) serve para cortar a parte positiva do sinal de saída dos amplificadores, deixando apenas a parte

negativa dos sinais. Portanto, quando alguma porta de saída do PIC<sup>®</sup>, alocada para sinal de atuação no circuito de corte, tiver nível positivo, esse nível será convertido para -5 V. Essa conversão de nível é necessária pois, como será explicado no circuito de corte, este sinal irá para chaves que atuam com tensão negativa.

### 3.1.4 Software de controle

O *software* de controle foi desenvolvido em linguagem de programação *Assembly* do microcontrolador PIC16F877 (MPASM), com o auxílio do ambiente de desenvolvimento MPLAB<sup>®</sup> v7.31, da MICROCHIP<sup>®</sup>. Este ambiente permite a compilação e simulação do código, bem como a transferência do mesmo para o *chip*, através do *hardware* programador PICSTART Plus<sup>®</sup>.

O *software* de controle é responsável pelo reconhecimento de chegada de um novo dado da porta serial do computador, indicando que o tipo de excitação e/ou o tempo de corte foi alterado. Ao chegar um novo dado, o *software* o interpreta, realizando o controle dos disparos dos pulsos de excitação e de controle do tempo de corte.

A primeira tarefa a se realizar após a alimentação do microcontrolador são as iniciações devidas do sistema. Esta etapa no PIC<sup>®</sup> é bem simples, já que o fabricante fornece um arquivo de definições, chamado de *include*, onde já estão definidos os nomes e endereços de todos os registradores e uma série de outras definições necessárias para utilização do microcontrolador. Assim, foi necessário apenas definir constantes e variáveis, configurar as portas de I/O utilizadas como entrada ou saída e definir a velocidade de comunicação da porta serial.

Em seguida, ocorre a habilitação das interrupções utilizadas. Das interrupções disponíveis, o controle utiliza duas: interrupção de recepção de dados através da USART e interrupção de estouro do Temporizador 0. A interrupção de recepção ocorrerá toda vez que um novo dado chegar no pino Rx do microcontrolador e a USART estiver habilitada. A interrupção de Temporizador 0 ocorre toda vez que um contador interno, denominado pelo fabricante de TMR0, estoura. Seu incremento, neste trabalho, é realizado por um *clock* com velocidade ajustada em um valor 2, 4, 8, 16, 32, 64, 128 ou 256 vezes menor que *clock* de máquina. Ele é habilitado a inicializar a contagem somente quando um dado válido é recebido

pela USART. Uma vez detectada a recepção, ele é incrementado indefinidamente até que o microcontrolador seja reinicializado.

A Figura 3.5 apresenta um fluxograma geral do *software* de controle implementado.

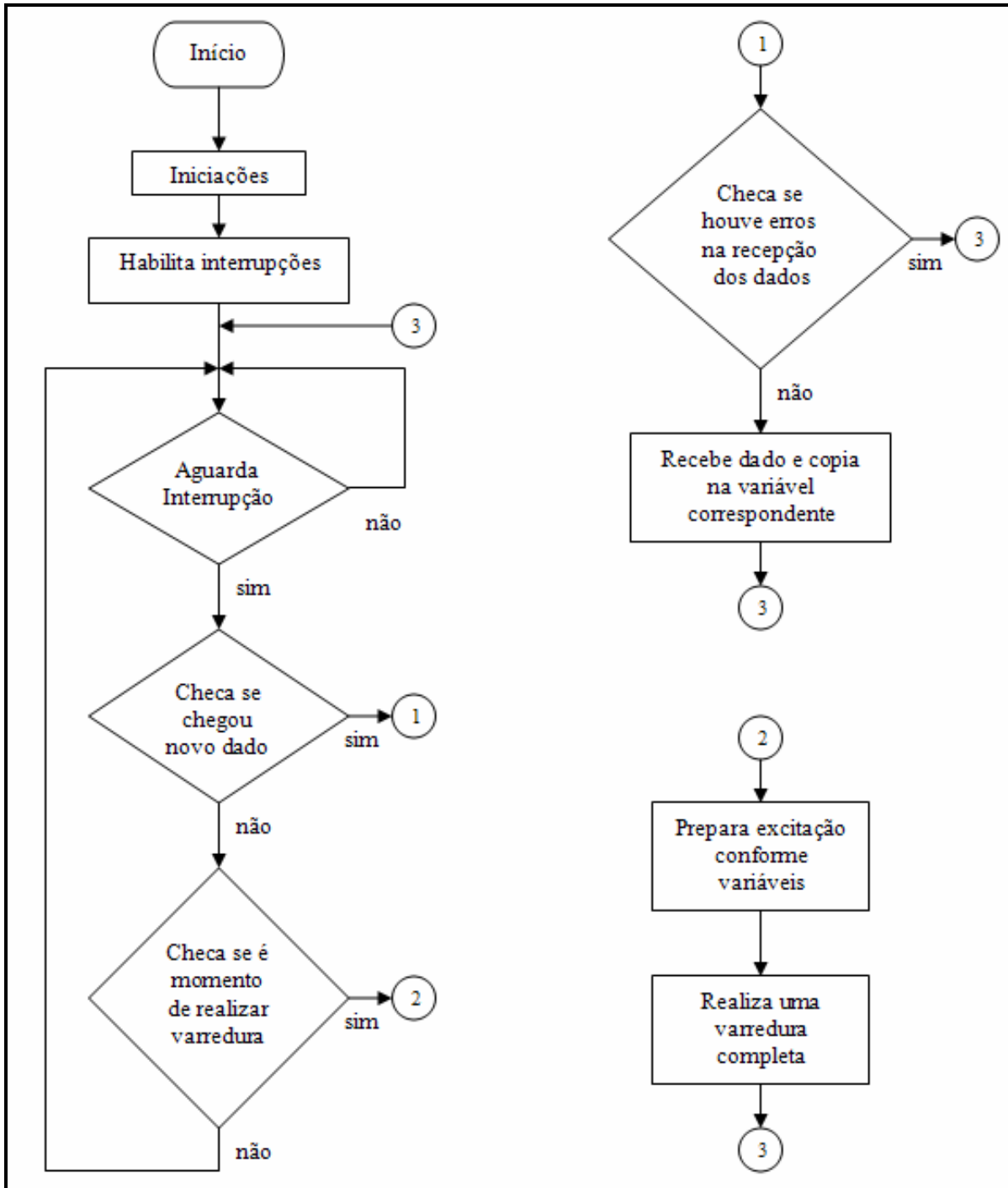


Figura 3.5: Fluxograma do *software* responsável pelo controle do sistema.

Feita a habilitação das interrupções, o programa entra em um *loop* e fica aguardando até que uma delas ocorra. Ocorrendo uma interrupção, o programa checa se é devido à recepção de dados na serial ou se é estouro de TMR0. Se for devido à chegada de dado, ele verifica se não houve erro na transmissão desses dados (erro de quadro e *overrun*). Depois da confirmação que os dados chegaram corretamente, os mesmos são armazenados em variáveis correspondentes. Retorna-se ao *loop* principal e inicia-se o incremento do contador, até que ocorra um estouro, momento em que o programa é novamente interrompido e desviado a uma subrotina que gera pulsos adequados à excitação desejada baseada nos dados recebidos anteriormente. O programa retorna então ao *loop* principal até que um novo estouro do TMR0 ocorra ou um novo dado chegue à USART. Enquanto não ocorre a chegada de um novo dado, o contador permanece incrementando, gerando interrupções a cada estouro e, conseqüentemente, uma varredura completa do transdutor. Portanto, a velocidade da contagem do TMR0 determina qual será a taxa de repetição da varredura. Por isso, tem-se 8 valores de período dos disparos dos pulsos, já que o TMR0 pode operar com 8 velocidades diferentes. Quando o usuário altera, pelo programa de interface, o período de disparos dos pulsos, na verdade ele está alterando a velocidade de operação do TMR0 e, assim, cada velocidade ajustada está relacionada com os valores disponíveis para entrada na interface com o usuário.

### **3.2 Geração e recepção de ondas ultra-sônicas**

Os circuitos de geração e recepção de ondas ultra-sônicas do sistema são constituídos por 12 canais, sendo que cada um deles opera de forma independente em cada elemento do transdutor e são controlados pelos sinais originados pela unidade de controle, conforme apresentado no item anterior. Estes circuitos foram projetados e montados numa placa de circuito impresso. A confecção da PCI foi a única etapa terceirizada deste trabalho. A Figura 3.6 apresenta um diagrama de blocos de um dos doze canais montados.

Cada canal recebe dois pinos da unidade de controle, um ligado à unidade de geração de pulsos e outro ligado à unidade de recepção. Cada unidade de geração de pulsos é constituída por um conversor de nível lógico, um *driver* de corrente e um circuito de potência, o qual é acoplado a uma fonte de alimentação ajustável. Cada unidade de recepção é

constituída por uma chave, cuja entrada tem uma tensão controlada por um divisor resistivo, um amplificador de sinais e um circuito de proteção.

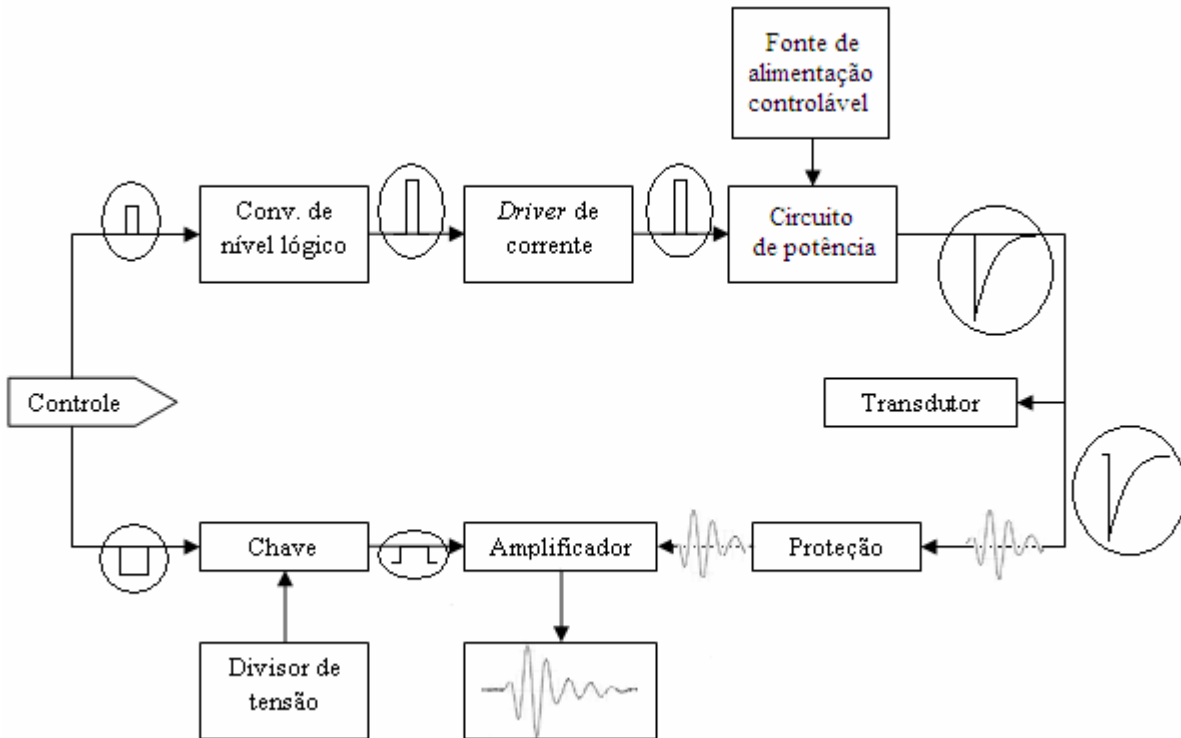


Figura 3.6: Diagrama em blocos de um dos doze canais montados.

A unidade geradora de pulsos ativa os elementos do transdutor para que o mesmo emita um pulso ultra-sônico de curta duração. O elemento chaveador comumente utilizado é um transistor, sendo que os transistores da família MOS apresentam algumas vantagens sobre o bipolar, como por exemplo, menor tempo de chaveamento, menor região de turbulência após a aplicação do pulso e maior tensão de disparo.

A unidade receptora recebe os ecos captados por cada elemento do transdutor e os amplifica. O principal componente desta unidade é o amplificador, que deve ser de baixo ruído e proporcionar alto ganho. Antes do aparecimento dos circuitos integrados se utilizavam, para realizar esta tarefa, componentes discretos em vários estágios de amplificação (PEREIRA, 1993; MAIA, 1995). Atualmente se dispõe de circuitos integrados que reúnem em um único *chip* vários estágios de amplificação implementados com componentes discretos. A Figura 3.7 apresenta o esquema eletrônico com todos os componentes utilizados em um canal de geração

e recepção. O projeto utiliza 12 desses, acondicionados numa placa de circuito impresso. O esquema eletrônico completo com os 12 canais é apresentado no APÊNDICE.

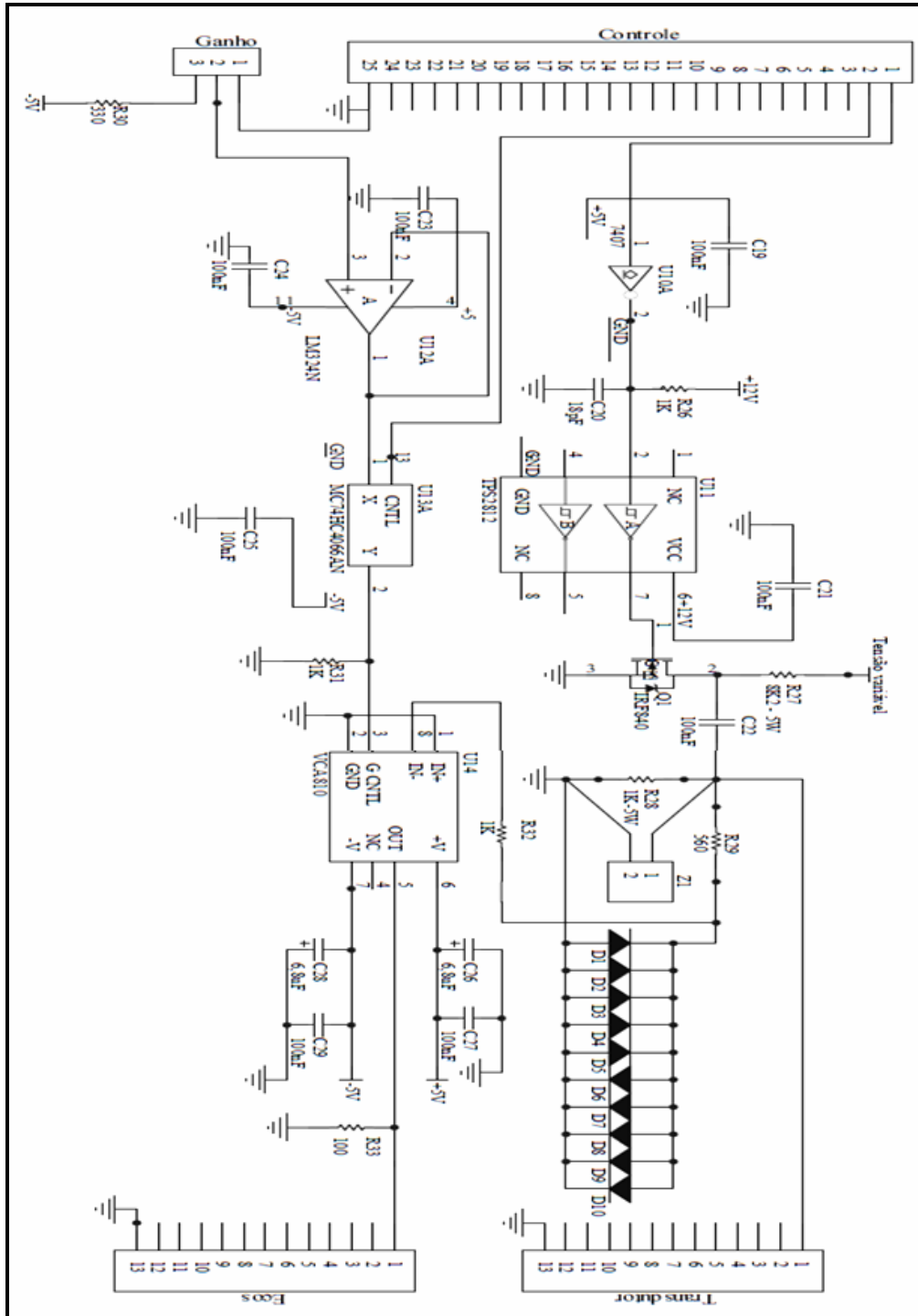


Figura 3.7: Circuitos de geração e recepção de ondas ultra-sônicas que compõem cada canal.

Nas seções a seguir será apresentada uma descrição mais detalhada do funcionamento do circuito ilustrado no esquemático da Figura 3.7.

### 3.2.1 Conversor de nível lógico e *driver* de corrente

A Figura 3.8 apresenta o circuito implementado para realizar a conversão de nível lógico e fornecer corrente ao circuito de potência.

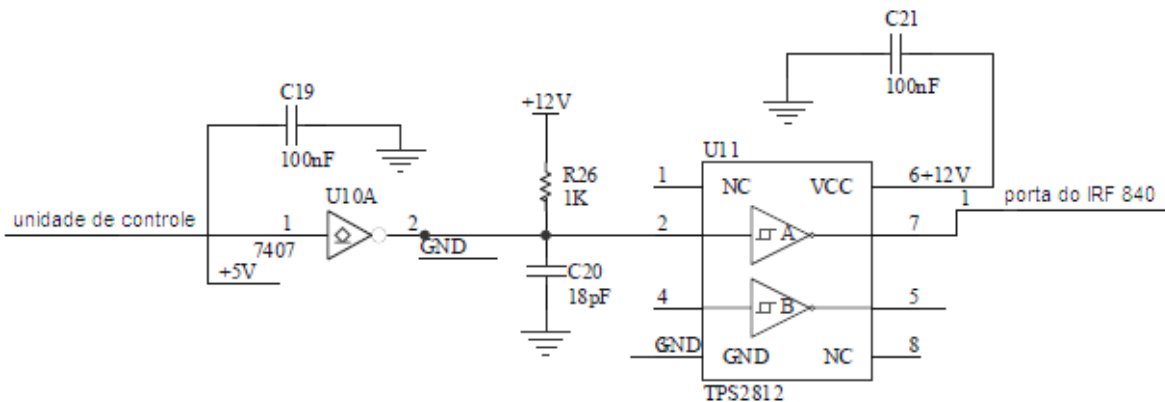


Figura 3.8: Esquemático do *buffer* e *driver* de corrente utilizados.

Os sinais que chegam da unidade de controle possuem nível lógico padrão TTL, enquanto que o transistor de potência utilizado no gerador de pulsos é MOSFET. Portanto, faz-se necessária a conversão de nível lógico como parte do condicionamento de sinal para o adequado chaveamento do transistor. Para a realização desta tarefa, utilizou-se o CI SN7407 que é um *buffer*, que possui entrada compatível com nível TTL e saída podendo ser de nível CMOS, pois é em coletor aberto. Na saída em coletor aberto foi ligado um resistor (R26) conectado à tensão DC de 12 V, como mostra a Figura 3.8, fornecendo um nível lógico CMOS nessa saída, o qual é necessário para o chaveamento do transistor. Para aumentar a capacidade de corrente fornecida ao MOSFET, fazendo com que os tempos de comutação sejam os mais rápidos possíveis e a forma de onda melhor, foi utilizado ainda um circuito integrado como *driver* de corrente. O *driver* utilizado, o TPS2812, da Texas Instrument, tem capacidade de fornecer picos de corrente de saída de até 2 A.

### 3.2.2 Gerador de pulsos

Considere o esquema da Figura 3.9:

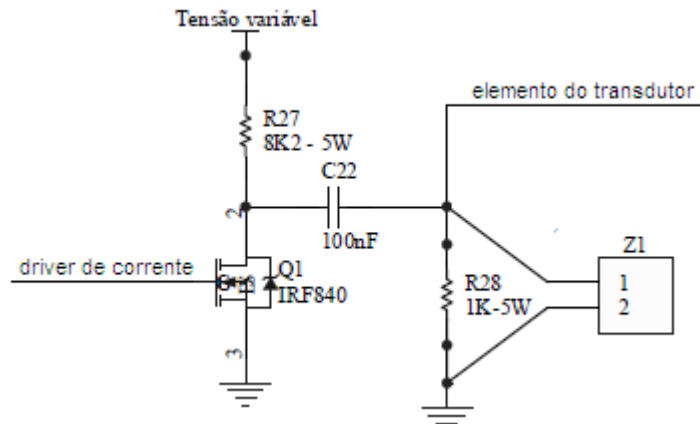


Figura 3.9: Circuito de potência utilizado como gerador de pulsos.

O elemento principal do circuito gerador de pulsos é o Q1, um MOSFET IRF840. O MOSFET de potência é um dispositivo que pode ser chaveado em altas frequências e para tensões de alta amplitude. Ele é chaveado pelo pulso que chega da unidade de controle à placa, depois de condicionado pelo *buffer* e *driver* de corrente, e é então ligado à porta do transistor. Assim, este MOSFET, ao ser chaveado pelo sinal de saída do *driver* de corrente, juntamente com o capacitor C22, é o responsável pela geração dos pulsos elétricos de excitação do transdutor. Na ausência de pulsos na porta do transistor, este opera na região de corte e permite que o capacitor C22, carregue-se, através de R27, com o valor de tensão aplicado em R27, indicado na Figura 3.9 como “tensão variável”. Quando a porta de Q1 é acionada com um pulso, este satura e aterra o terminal positivo do capacitor C22. Instantaneamente, C22 se opõe à variação de tensão, fazendo com que um pulso seja aplicado no elemento do transdutor, sendo que este pulso tem largura dependente da largura do pulso utilizado para o chaveamento do transistor e amplitude igual à da fonte de tensão variável, só que com polaridade invertida.

A máxima tensão dreno-fonte, bem como entre porta-fonte do transistor é de 500 V. A máxima tensão suportada pelo capacitor de carregamento utilizado é de 250 V, ficando então limitada a amplitude dos pulsos de excitação a este valor. Portanto, o valor da amplitude da fonte variável acoplada ao resistor do dreno do MOSFET não poderá passar de 250 V. Na placa montada com os 12 canais, os drenos dos 12 transistores utilizados estão ligados em paralelo com o conector de entrada dos terminais da fonte variável. Então, a amplitude dos



pulsos gerados pelos 12 circuitos de geração é dependente desta fonte e terão sempre a mesma amplitude.

Em paralelo à saída dos pulsos, há um conector indicado como Z1. Este conector está disponível na placa para conexão de algum elemento para casamento de impedância entre o transdutor e o circuito, caso seja necessário para aumentar a transferência de energia.

### 3.2.3 Proteção

Como se pode observar pelo diagrama de blocos da Figura 3.6 e esquemático da Figura 3.7, a saída de pulsos de alta amplitude está ligada tanto ao transdutor quanto à entrada do amplificador do sinal de eco recebido. Assim, a alta amplitude dos pulsos gerados pelo circuito de potência poderia danificá-lo caso não existisse proteção. Para proteger os amplificadores utilizados, foi montado um circuito de proteção, como o ilustrado na Figura 3.10, para cada canal da placa.

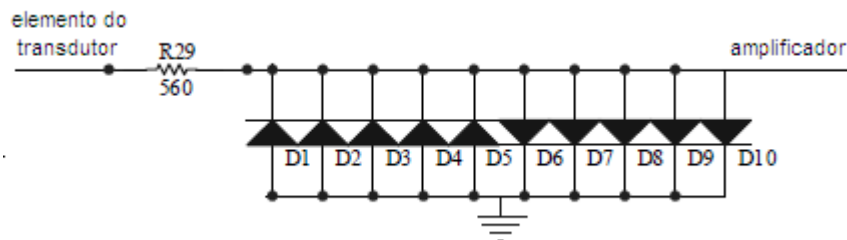


Figura 3.10: Diodos em paralelo e anti-paralelo utilizados como circuito de proteção.

A proteção é composta por um resistor e por diodos colocados em paralelo e em anti-paralelo. O resistor é o responsável por impedir que o pulso transmitido não seja ceifado pelos diodos. Os diodos utilizados foram o 1N4148, porque possuem um tempo pequeno de recuperação reversa (4 ns) e bloqueiam tensões contínuas de até 100 V. Segundo SINHORI *et al* (2004), o resultado é melhor quando são colocados vários diodos, pois assim divide-se a corrente que passa através deles. Quando um pulso elétrico de alta amplitude é aplicado ao transdutor, um grupo ou todos os diodos são polarizados diretamente e funcionam como um circuito fechado, limitando a tensão aplicada ao amplificador em aproximadamente  $\pm 0,7$  V, dependendo da polaridade do pulso. No entanto, esses diodos funcionam como um circuito

aberto para ecos recebidos, isto porque a amplitude dos mesmos é inferior a 1,4 V de pico a pico, não sendo suficiente para polarizá-los diretamente, então o sinal é totalmente aplicado à entrada do amplificador.

### 3.2.4 Amplificação

Ao invés de utilizar amplificadores operacionais, buscou-se um amplificador de ganho variável simples e eficiente para compor o estágio de amplificação dos ecos recebidos pelo transdutor. O componente escolhido e que atende essas necessidades é o VCA810 da Texas Instrument (TI). Ele está sendo utilizado na configuração inversora e sua ligação na placa está ilustrada na Figura 3.11.

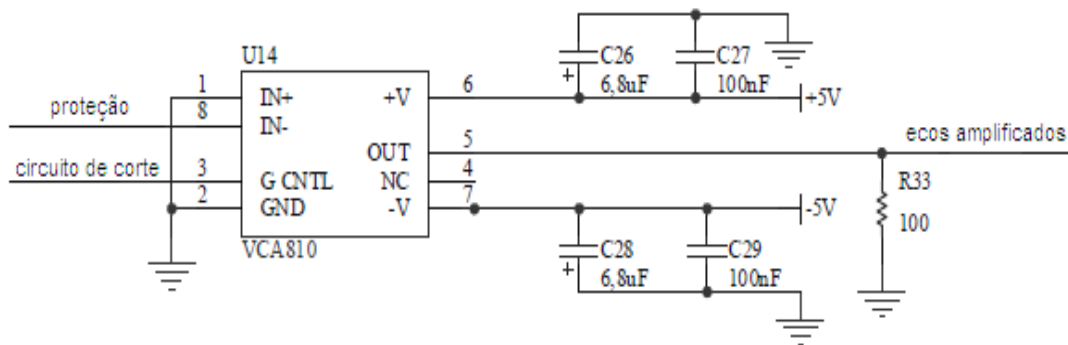


Figura 3.11: Amplificador utilizado em cada um dos canais para amplificação dos ecos.

Este amplificador possui apenas oito pinos, seu encapsulamento é do tipo SMD, possui largura de banda em torno de 30 MHz, e alta impedância de entrada. O ganho pode variar de -40 dB até +40 dB e é controlado por um nível de tensão ( $V_c$ ) colocado no pino de controle de ganho (pino 3) do amplificador. Quando esta tensão é de 0 V, o amplificador atenua o sinal de entrada em 40 dB e, quando for -2 V, o sinal de entrada é amplificado em 40 dB. O ganho, em decibel, é variado linearmente em função da tensão  $V_c$ , de acordo com a equação 3.1.

$$G_{(dB)} = -40 \cdot (V_c + 1) \quad (3.1)$$

O desacoplamento da fonte de alimentação é feito por capacitores (*bypass*) e, de acordo com a recomendação do fabricante, consistem de 2 capacitores em cada pino de alimentação:

um eletrolítico de 2,2  $\mu\text{F}$  a 6,8  $\mu\text{F}$ , efetivo a baixas frequências e outro cerâmico de 0,1  $\mu\text{F}$  efetivo a altas frequências. Um resistor de 100  $\Omega$  deve ser ligado na saída do amplificador quando for utilizado para medir o sinal de saída do mesmo um instrumento com pontas de prova de alta impedância de entrada. Isto porque estas pontas introduzem cargas capacitivas ao amplificador e o resistor é o responsável por isolar esta capacitância do circuito. Sem exigir nenhum circuito adicional para operar e devido ao seu tamanho reduzido, a escolha pelo amplificador da TI possibilitou uma grande redução no tamanho final da placa de circuito impresso.

### 3.2.5 Circuito de corte

Num período imediatamente após a excitação do transdutor por um pulso, o sistema permanece numa zona de “turbulência elétrica”, ou seja, há grandes variações de amplitude, com o transdutor respondendo a ondas acústicas, reverberações elétricas, etc. Este comportamento, definido neste capítulo como tempo morto do sistema, gera sinais elétricos que são captados pelo amplificador. Devido a esta turbulência, não é possível detectar nenhuma estrutura de interesse enquanto ela ocorre nas proximidades do transdutor e, portanto, este período não deve ser utilizado no estudo dos fenômenos envolvendo o funcionamento do sistema. O circuito de corte, ilustrado na Figura 3.12, tem como função eliminar este sinal espúrio dos ecos captados.

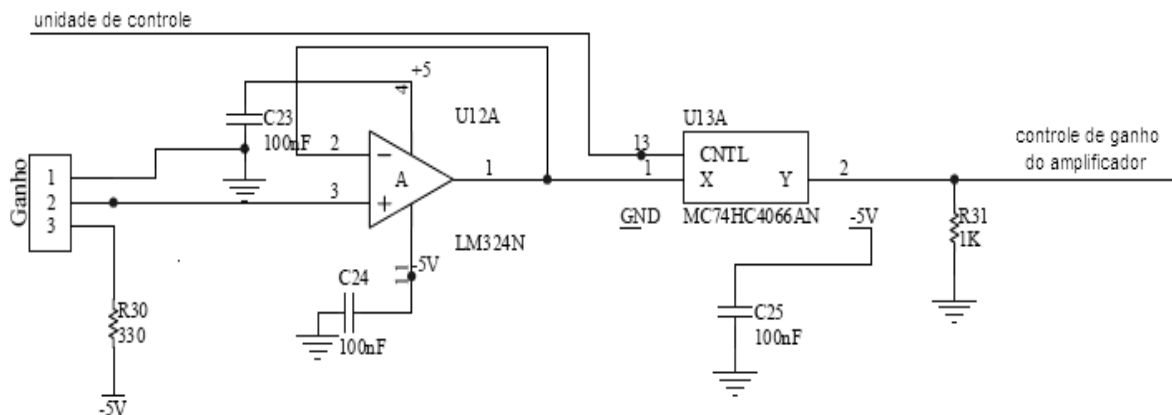


Figura 3.12: Circuito de corte montado em cada um dos canais.

O circuito de corte da Figura 3.12 é composto por um divisor resistivo, formado por um potenciômetro de  $1\text{ k}\Omega$ , por um resistor de  $330\ \Omega$  e por um nível DC de  $-5\text{ V}$ . É composto também pelo amplificador LM324 utilizado como *buffer* e pela chave MC74HC4066.

A eliminação do início do sinal captado é realizada fazendo com que o amplificador (VCA 810) atenuie ao máximo o sinal de entrada durante o tempo de ocorrência da oscilação, e amplifique, no nível desejado, durante o resto do tempo. No momento em que ocorre o pulso de excitação, a unidade de controle manda um pulso de aproximadamente  $-5\text{ V}$ , que controla a abertura ou o fechamento da chave. Este pulso tem largura proporcional ao tempo de corte desejado. A ocorrência deste pulso negativo acarreta a abertura da chave, aterrando o pino de controle de ganho do amplificador através do resistor R31. Com  $0\text{ V}$  aplicado ao seu pino de controle, o amplificador atenua em  $40\text{ dB}$  o sinal aplicado à sua entrada proporcionando então o corte. Quando o pulso vai a  $0\text{ V}$ , a chave se fecha, aplicando ao pino de controle de ganho uma tensão que varia de  $0$  a  $-2\text{ V}$ , dependendo da tensão de saída do divisor resistivo, que é ajustado por um potenciômetro analógico para controlar o ganho. Cada canal possui seu próprio circuito de corte independente, cortando a parte indesejada do sinal, que é ajustado pelo usuário, independentemente de quantos elementos estão sendo excitados por grupo. Como foi visto na seção 3.1.1, Interface com o usuário, pode-se optar pela não atuação do circuito de corte, caso desejado.

O divisor resistivo é comum aos 12 canais, ou seja, os amplificadores terão a mesma tensão em seus pinos de controle de ganho, proporcionando, teoricamente, o mesmo ganho para todos os amplificadores. Como a saída do divisor resistivo é conectada às entradas das 12 chaves, colocou-se o *buffer* implementado pelo LM324, para fornecer corrente suficiente para que não haja queda de tensão neste ponto.

### **3.2.6 Lay-out e placa de circuito impresso**

Após o projeto dos circuitos, foi feito o *lay-out* da PCI, com os 12 circuitos de geração e de recepção de ondas ultra-sônicas. Alguns cuidados no desenho foram tomados, buscando não deixar trilhas com curvas de  $90^\circ$  e trilhas longas paralelas, próximas umas das outras, evitando assim o surgimento de indutâncias e capacitâncias parasitas. Para redução de ruídos ao trabalhar com alta frequência, foi introduzida uma malha de terra em toda a PCI. O desenho

do *lay-out* da placa está apresentado na Figura 3.13. O trabalho de confecção da PCI foi feito por uma empresa terceirizada.

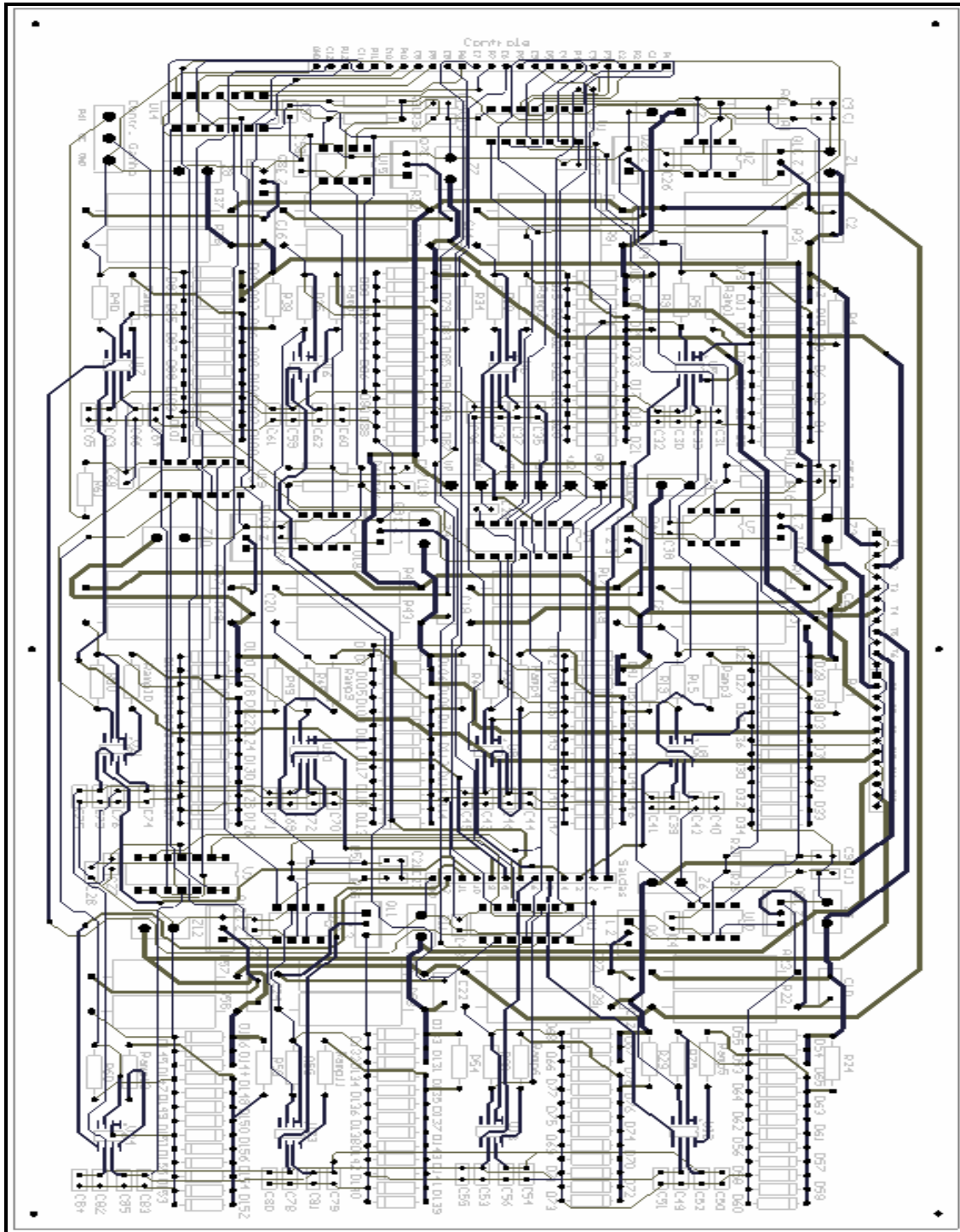


Figura 3.13: *Lay-out* da placa de circuito impresso com os doze circuitos de geração e recepção de ondas ultra-sônicas.

A Figura 3.14 ilustra a placa já com todos os componentes montados, com dimensão final de 160 x 280 mm.

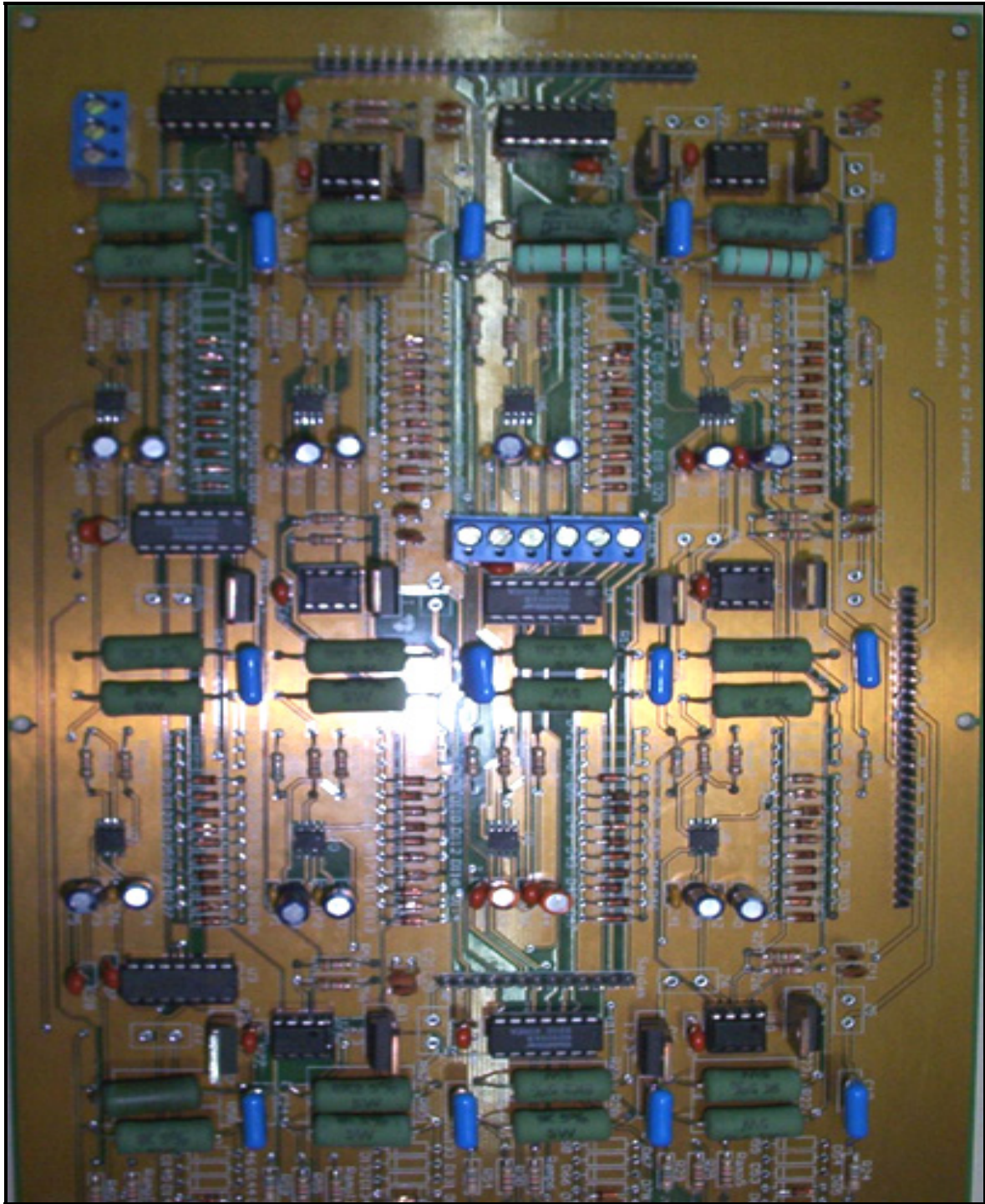


Figura 3.14: Placa de circuito impresso com os componentes dos 12 canais montados.



Para a alimentação dos circuitos da placa, são necessários os seguintes níveis de tensão e corrente DC: -5 V e 1 A, +5 V e 1 A, +12 V e 1 mA e um nível de tensão variável entre 0 e 250 V capaz de fornecer até 1 A de corrente. Todas as alimentações devem ser fornecidas por fontes externas à PCI e são ligadas através de conectores disponíveis e devidamente identificados na própria placa.

### **3.3 Desenvolvimento do transdutor**

O desenvolvimento de transdutores de ultra-som matriciais é mais complexo que os de elemento único, pois se faz necessária a manipulação de diversos materiais diminutos numa área pequena. Esta complexidade aumenta ainda mais quando a matriz é bidimensional, ou quando se trabalha com transdutores de alta frequência já que, conforme citado no Capítulo 2, o passo entre os elementos depende da frequência, e quanto maior a frequência, menor deve ser o passo. De maneira geral, as principais dificuldades descritas na literatura durante a construção de *arrays* com elementos piezoelétricos consistem no corte da cerâmica, nas conexões elétricas e no fato dos pequenos elementos apresentarem alta impedância elétrica, o que diminui a sensibilidade do transdutor.

O transdutor desenvolvido para este trabalho é um *array* linear de 12 elementos e foi confeccionado no LSA (Laboratório de Sensores e Atuadores) da EPUSP (Escola Politécnica da Universidade de São Paulo), com o auxílio do Prof. Dr. Flávio Buiochi e o Mestre Marco A. B. Andrade. O material piezoelétrico utilizado foi uma cerâmica PZT 5A, com frequência central de 1 MHz cuja forma inicial era de um disco de 20 mm de diâmetro por 2 mm de espessura. Utilizando uma serra diamantada BUHLER ISOMET 4000, a cerâmica foi cortada com o intuito de deixá-la em formato retangular. A forma final foi uma cerâmica de 16 x 2 mm. Para o transdutor com frequência central ( $f_c$ ) de 1 MHz, considerando a propagação do US na água ( $c = 1500$  m/s), tem-se um valor aproximado para  $\lambda$  de 1,5 mm.

### 3.3.1 Conexão das trilhas condutivas e terra na cerâmica

Para realizar a conexão elétrica dos elementos utilizou-se um filme flexível com trilhas condutivas depositadas em uma de suas faces. Este material estava disponível no LSA/EPUSP e foi fixado por solda no eletrodo negativo da cerâmica, conforme ilustrado na Figura 3.15, que também ilustra a fixação de uma folha cobreada no eletrodo positivo, utilizada para aterramento. Tomou-se o cuidado, durante a soldagem, de não aplicar temperaturas acima de 200° C para não aquecer a cerâmica em excesso e correr o risco de despolarizá-la. Foi utilizada uma estação de solda com temperatura graduada e ponteira fina.

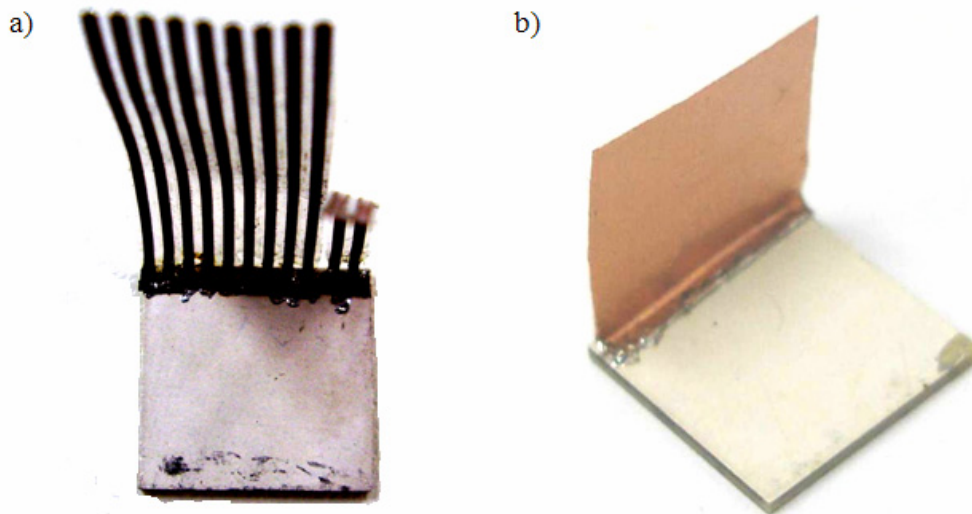


Figura 3.15: a) Conexão das trilhas condutivas no eletrodo negativo da cerâmica.  
b) Conexão da folha de cobre (terra) no eletrodo positivo da cerâmica.

Após a soldagem dos eletrodos, verificou-se, com o auxílio de um impedômetro, a frequência de ressonância da cerâmica, para certificar de que a solda não interferiu na polarização da mesma. Observou-se que esta frequência se manteve em 1 MHz.

### 3.3.2 Preparação da camada de retaguarda (*backing*)

Para moldar a camada de retaguarda do transdutor, utilizou-se um molde, como ilustrado na Figura 3.16. Este molde é feito de aço 1020 e possui 45 mm de comprimento, 20 mm de largura e 30 mm de profundidade.



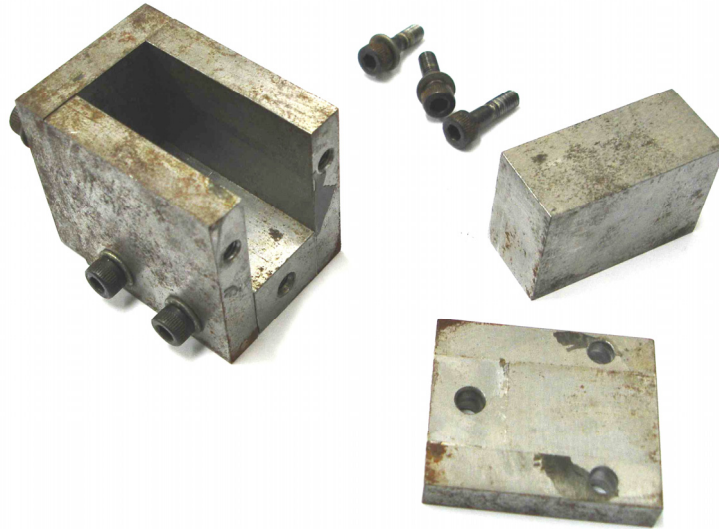


Figura 3.16: Aparato utilizado para moldar a camada de retaguarda.

Em seguida, partiu-se para a preparação da camada de retaguarda. Utilizou-se, para compor a camada, resina epóxi (Araldite<sup>®</sup> Professional 24 horas), endurecedor poliaminoamida (Brascola Ltda.) e pó de tungstênio. A composição em massa foi a seguinte: 5,0 g de Epóxi, 5,0 g de endurecedor e 9,0 g de Tungstênio, sendo a proporção resultante de tungstênio igual a 30%. A mistura foi colocada em uma centrífuga por aproximadamente 3 minutos para a retirada de bolhas. Enquanto isso, foi aplicado desmoldante na forma de *spray* nas superfícies internas do molde, para facilitar a posterior retirada do *backing*. Em seguida posicionou-se a cerâmica, já com as trilhas e a folha cobreada fixadas, dentro do molde, conforme ilustra a Figura 3.17.

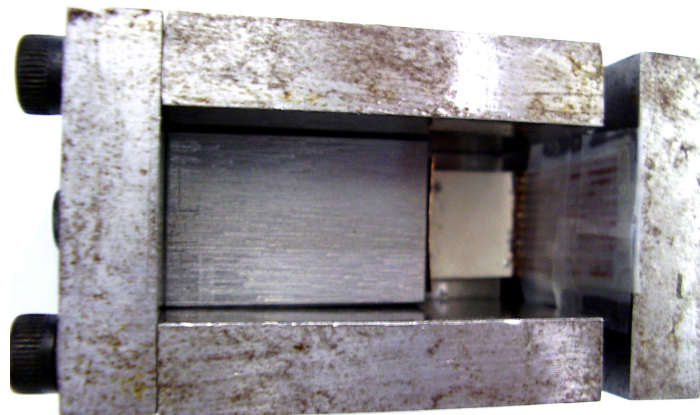


Figura 3.17: Posição da cerâmica dentro do molde, antes da colocação da camada de retaguarda.

Depois de retirada da centrífuga, a mistura da camada de retaguarda foi despejada dentro do molde, por cima da cerâmica e, por fim, foi colocado um sobrepeso, conforme apresentado na Figura 3.18. Deixou-se o molde nesta configuração por aproximadamente 24 horas, tempo necessário para secagem da camada de retaguarda.



Figura 3.18: Mistura da camada de retaguarda em processo de secagem.

### 3.3.3 Corte dos elementos

Após a retirada da cerâmica com a camada de retaguarda do molde, foi providenciado o corte da cerâmica, para a formação dos 12 elementos. Fazendo 12 elementos com mesmo passo, numa cerâmica com 16 mm de largura, resulta em aproximadamente 1,3 mm de passo ( $p$ ). Escolheu-se uma serra diamantada com largura de 0,3 mm para fazer os cortes, formando elementos com largura de 1,02 mm. Cada corte foi executado em uma única passagem pela serra. Escolheu-se uma profundidade de corte suficiente para ultrapassar a cerâmica, de aproximadamente 2,2 mm, diminuindo desta maneira o acoplamento mecânico entre os elementos. As dimensões da cerâmica após os cortes estão apresentadas na Figura 3.19. De acordo com estas dimensões, tem-se passo ( $p$ ) de 1,32 mm, ou seja,  $p < \lambda$ , assegurando, teoricamente, que o transdutor não terá problemas com lóbulos de espaçamento. Além disso,

tem-se uma relação largura ( $W$ )/espessura ( $t$ ) de 0,51, valor que, segundo a teoria, garante que o transdutor terá uma vibração predominante em modo espessura e vibração em modo lateral minimizada (REZENDE, 1993; BELASSIANO, 2004).

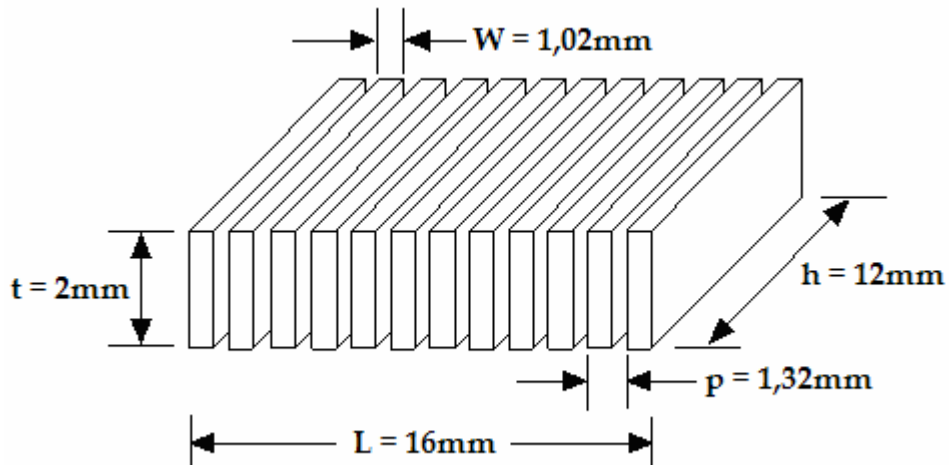


Figura 3.19: Dimensões da cerâmica após os cortes para a formação dos elementos.

Após o corte dos elementos, os espaços entre os elementos foram preenchidos com resina epóxi. Com a utilização de tinta condutora, os eletrodos da parte frontal do transdutor foram unidos ao fio terra, formando o terminal comum e blindagem frontal. A Figura 3.20 apresenta fotos, em diferentes ângulos, do transdutor nesta etapa de construção.

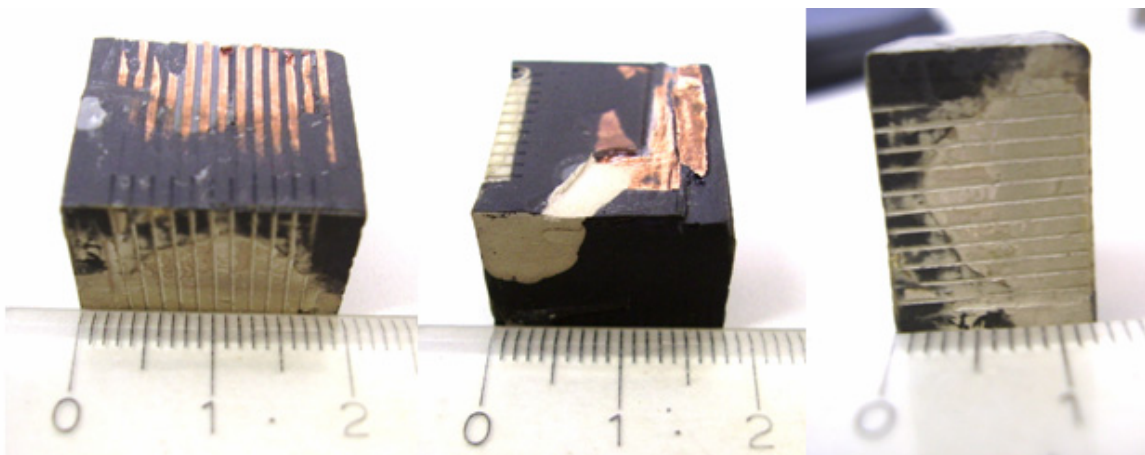


Figura 3.20: Transdutor em processo de construção, já com os elementos e terra constituídos. Os valores de comprimento estão em escala milimétrica.

### 3.3.4 Fixação de fios nos contatos elétricos

O próximo passo no desenvolvimento do transdutor foi a soldagem de fios flexíveis nos contatos elétricos das trilhas. A Figura 3.21 apresenta fotos com os fios já fixados. Observa-se que os fios ficam muito próximos um do outro, devido à pequena distância entre os elementos. Caso o transdutor fosse de frequência bem maior, o passo deveria ser menor ainda, para evitar a presença de lóbulos de espaçamento. Neste caso, esta técnica ficaria inviável, pela dificuldade de conexão dos fios condutores num espaço tão reduzido.

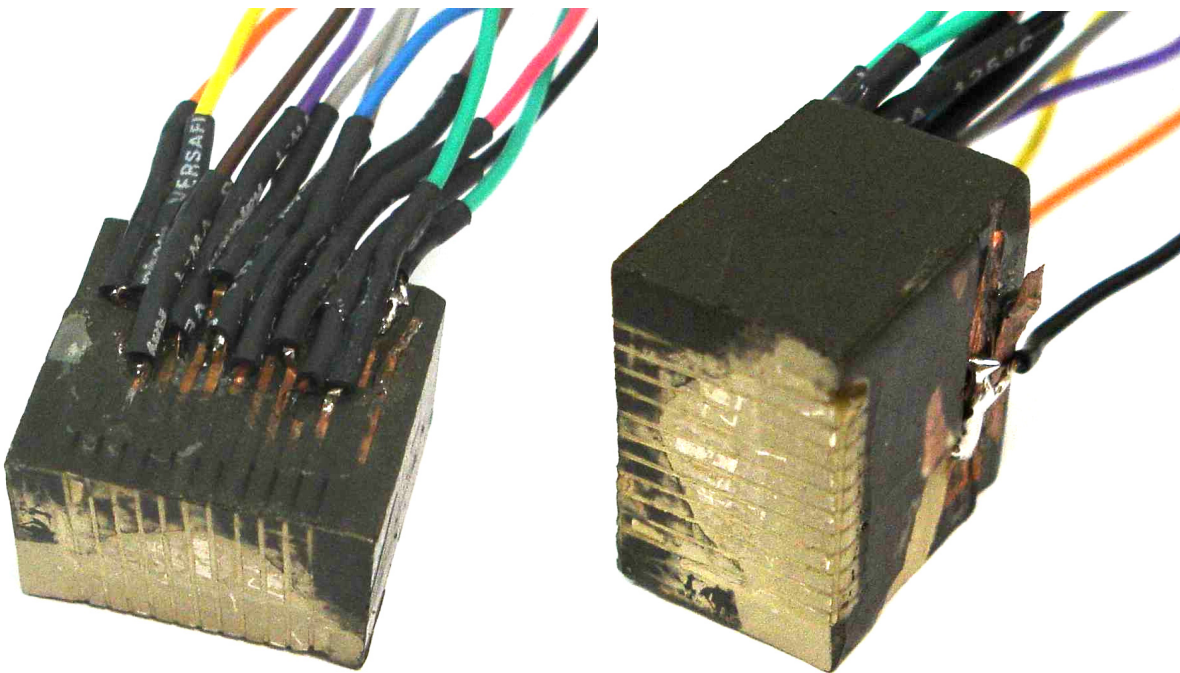


Figura 3.21: Transdutor após a fixação dos fios nas trilhas condutivas e ao fio terra.

### 3.3.5 Encapsulamento e camada de acoplamento

Finalmente, o transdutor foi encapsulado pelo acondicionamento do conjunto em um tubo de alumínio, o qual foi devidamente conectado ao terminal comum, fazendo parte também da blindagem do transdutor. A camada de acoplamento foi feita com uma resina de epóxi com alumina, com espessura aproximada de  $\lambda/4$ . A Figura 3.22 apresenta uma foto do transdutor desenvolvido.

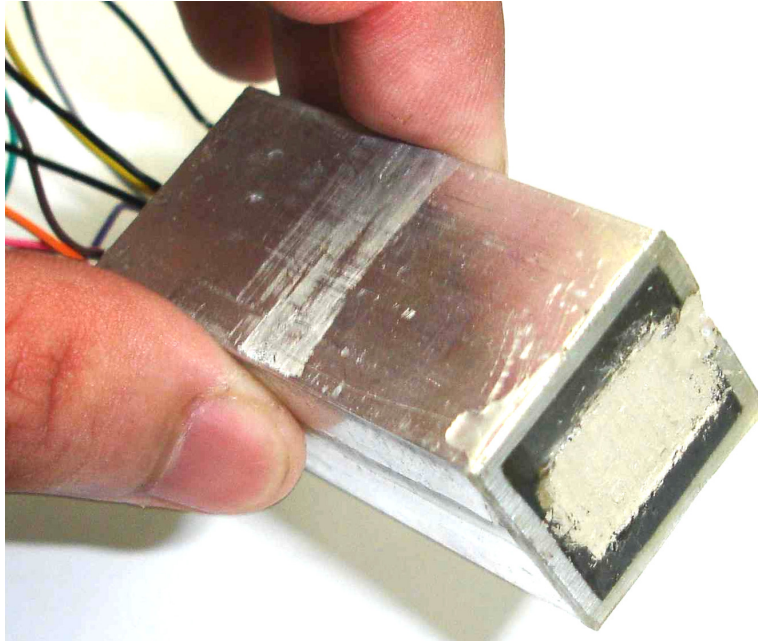


Figura 3.22: Transdutor finalizado.

## Capítulo 4

### Resultados

Este capítulo apresenta todos os testes e resultados obtidos em bancada com a avaliação do sistema desenvolvido. Alimentou-se o sistema com fontes de tensão disponíveis no próprio laboratório. Para a aquisição de todos os sinais apresentados como resultado foi utilizado um osciloscópio digital Tektronix<sup>®</sup> modelo TDS 360. Os testes consistiram na caracterização da unidade de controle, dos circuitos de geração e recepção de ondas e do transdutor. Para caracterização do transdutor adquiriu-se sua resposta pulso-eco em função do número de elementos excitados por grupo, e foram feitos alguns mapeamentos do campo acústico. Finalmente, foi realizada uma aquisição de sinais de ecos dos elementos do transdutor, com o intuito de gerar uma imagem de um *phantom* com fios de nylon.

#### **4.1 Caracterização da unidade de controle**

Para assegurar que a unidade de controle realmente gerava pulsos para controle de excitação com largura de 200 ns e amplitude padrão TTL adequadas, foram adquiridos os sinais responsáveis por esse controle, ou seja, sinais nos pinos P1 a P12 (Figura 3.3) da unidade de controle. Todos os pulsos adquiridos apresentaram mesma largura e amplitude e um deles está ilustrado na Figura 4.1. Em seguida, foram adquiridos os sinais de saída dos 12 pinos (P1 a P12), com a unidade gerando pulsos de sincronismo para varredura seqüencial. Todos os sinais foram adquiridos com relação ao sinal de saída do pino P1.



## Capítulo 4 – Resultados

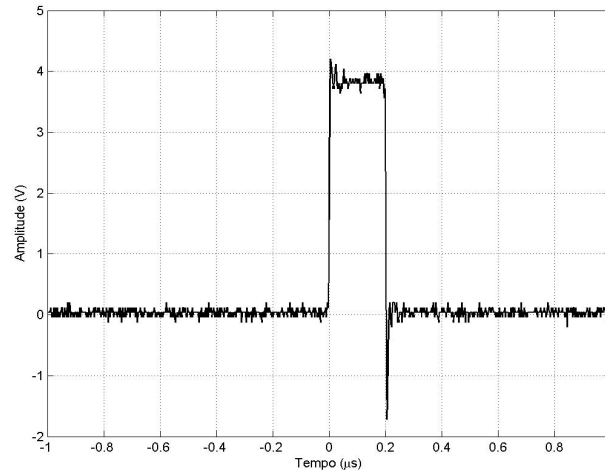


Figura 4.1: Pulso de saída da unidade de controle, responsável pelo controle de geração de pulsos de excitação do canal 1 da PCI.

Os sinais foram montados e registrados em gráficos, variando-se o número de pulsos disparados simultaneamente e o tempo entre os disparos, numa escala de tempo que torna possível a visualização dos disparos no tempo. As Figuras 4.2, 4.3 e 4.4 ilustram estes sinais, sendo disparados de 1 em 1 e tempo de 102,5  $\mu\text{s}$ , de 4 em 4 e tempo de 410  $\mu\text{s}$  e todos simultaneamente com tempo de 820  $\mu\text{s}$ , respectivamente.

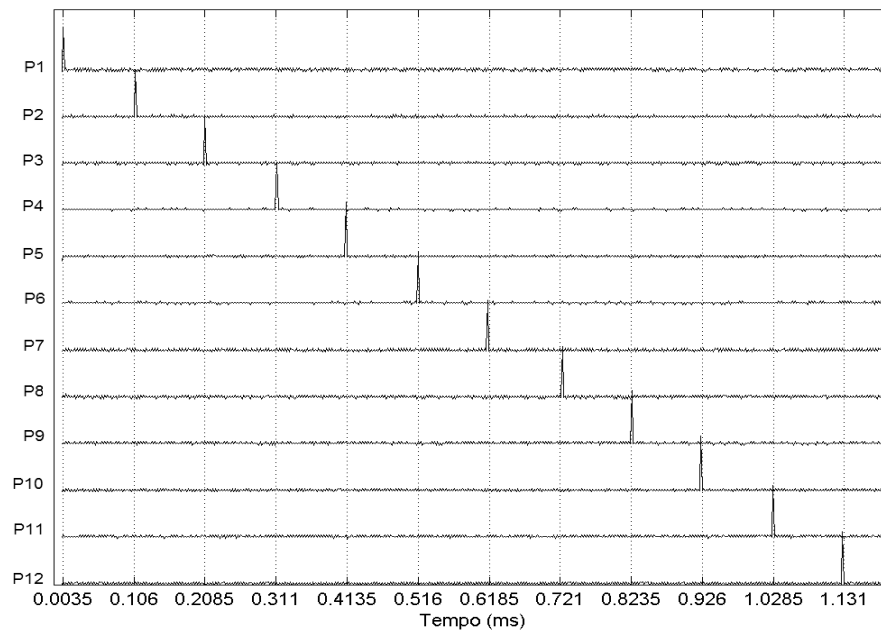


Figura 4.2: Pulsos de saída da unidade de controle, com disparos de 1 em 1 e tempo de 102,5  $\mu\text{s}$  entre eles.

Capítulo 4 – Resultados

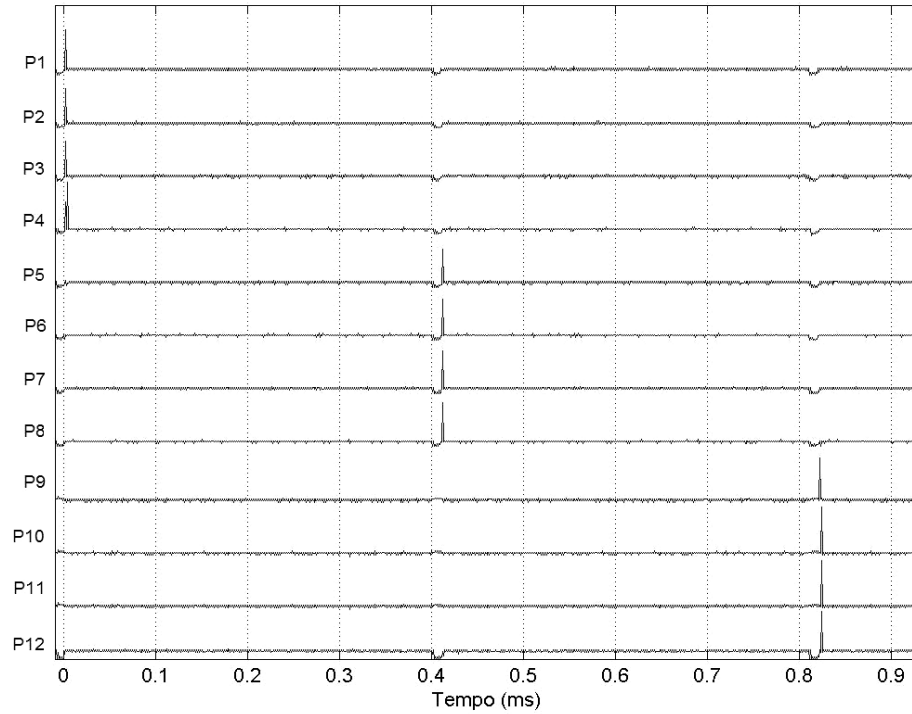


Figura 4.3: Pulsos de saída da unidade de controle, com disparos em grupos de 4 e tempo de 410  $\mu$ s entre eles.

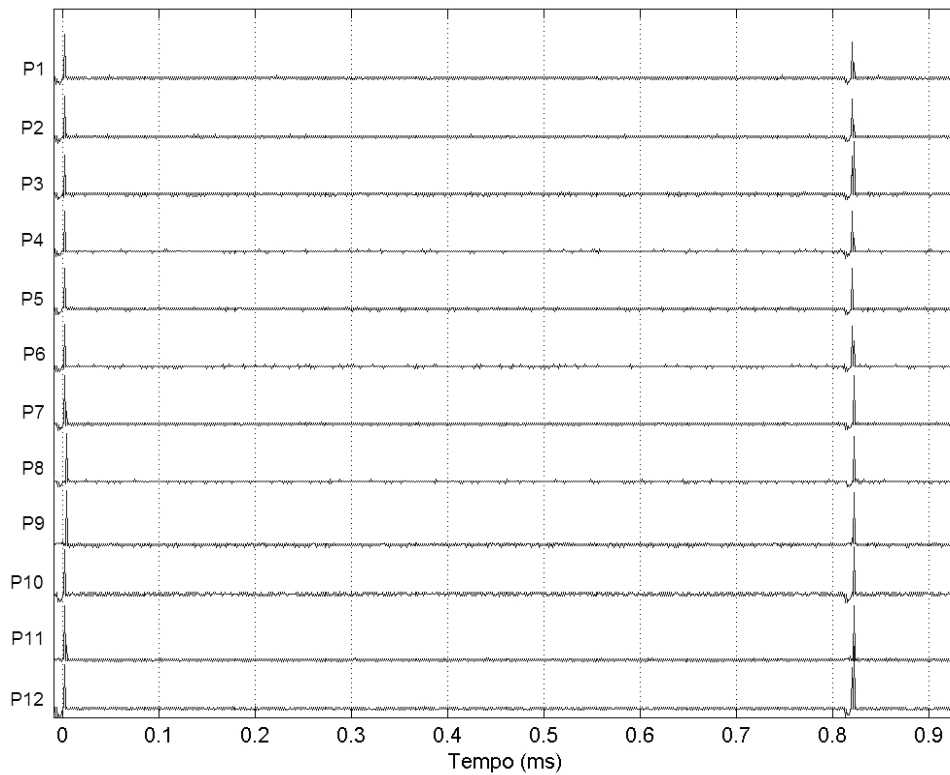


Figura 4.4: Pulsos de saída da unidade de controle, disparando todos simultaneamente e tempo de 820  $\mu$ s entre eles.



## 4.2 Caracterização dos circuitos de geração e recepção de ondas ultra-sônicas

Para caracterização dos circuitos de geração e recepção de ondas ultra-sônicas, adquiriu-se o sinal em cada bloco dos circuitos que foram montados na placa e determinou-se a resposta em frequência dos amplificadores utilizados. Com a unidade de controle gerando pulsos aos circuitos da placa, adquiriram-se primeiramente os sinais após passarem pelo conversor de nível lógico e também pelos *drivers* de corrente. Os sinais medidos são iguais para todos os canais e as Figuras 4.5 e 4.6 ilustram aqueles adquiridos a partir do canal 1.

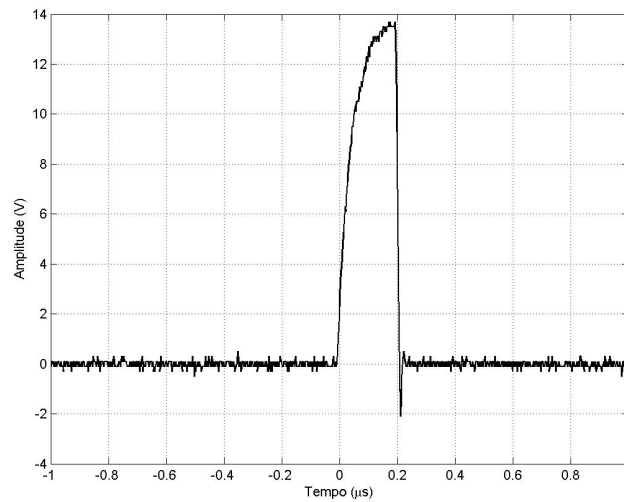


Figura 4.5: Pulso no canal 1 na saída do conversor de nível lógico.

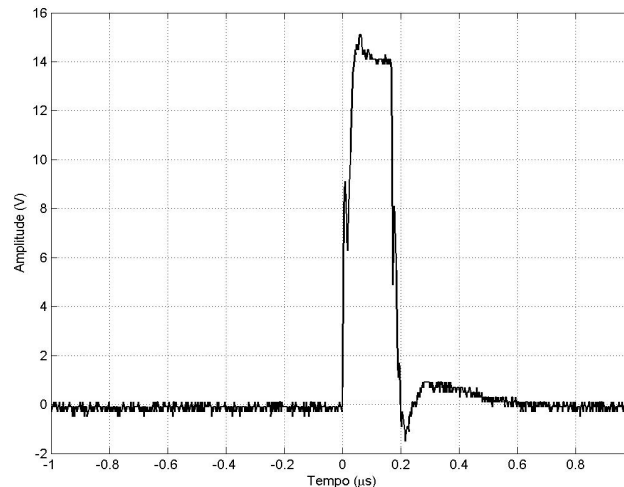


Figura 4.6: Pulso no canal 1 na saída do *driver* de corrente.

## Capítulo 4 – Resultados

Pode ser observado, analisando-se as Figuras 4.1, 4.5 e 4.6 que o nível lógico do pulso é convertido adequadamente e que a largura do pulso não se altera conforme passa pelos condicionadores de sinais. Os 12 transistores MOSFET da placa são acionados por um pulso como o da Figura 4.6. Adquiriram-se também os pulsos que são aplicados ao transdutor para excitação, com e sem o transdutor ligado à placa. As Figuras 4.7 e 4.8 ilustram os pulsos sem a conexão do transdutor à placa, adquiridos no canal 1, quando ajustada a tensão da fonte variável em 28 V e 90 V, respectivamente.

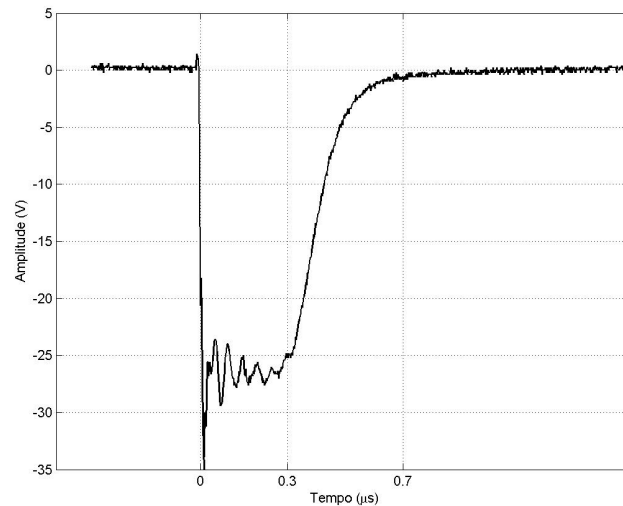


Figura 4.7: Pulso gerado pelo circuito de excitação do canal 1, sem a conexão do transdutor à placa, com tensão da fonte variável em 28 V.

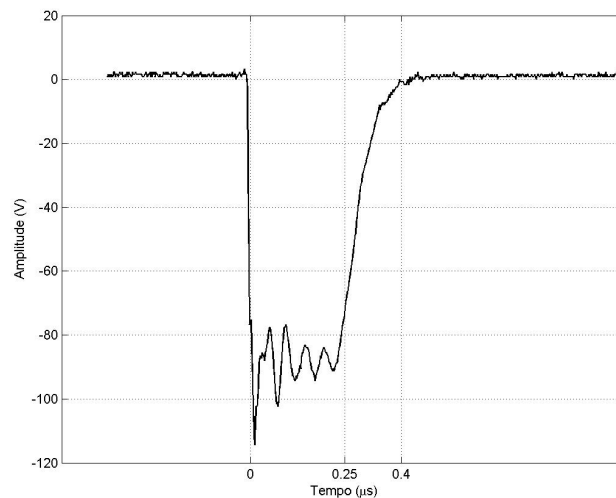


Figura 4.8: Pulso gerado pelo circuito de excitação do canal 1, sem a conexão do transdutor à placa, com tensão da fonte variável em 90 V.

## Capítulo 4 – Resultados

Observa-se, analisando as Figuras 4.7 e 4.8, que as amplitudes dos pulsos gerados são iguais à tensão aplicada pela fonte de tensão variável e a largura do pulso varia conforme a amplitude da tensão da fonte. Quanto maior esta amplitude, menor o tempo de recuperação do MOSFET, gerando, portanto pulsos mais estreitos. Para saber se o pulso gerado alterava-se com o transdutor conectado à placa, fez-se sua aquisição após a conexão do transdutor. O pulso adquirido está apresentado na Figura 4.9.

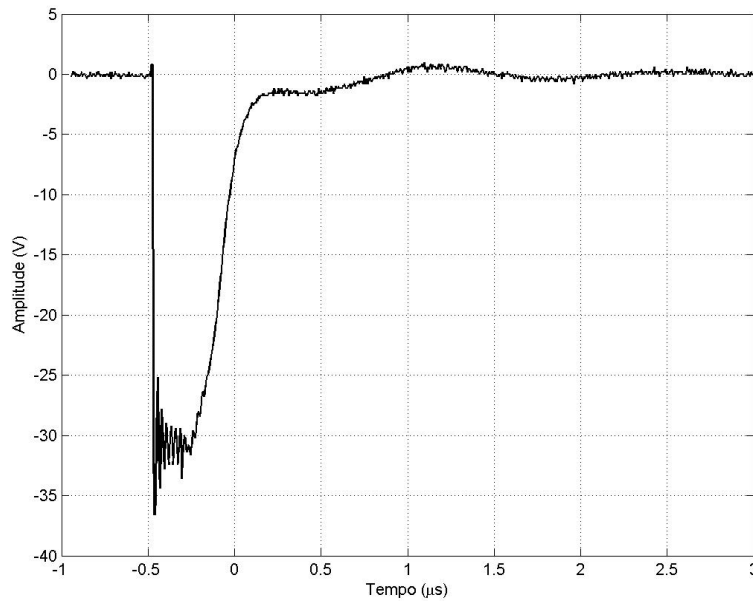


Figura 4.9: Pulso gerado pelo circuito de excitação do canal 1, com o transdutor ligado à placa, com tensão da fonte variável em 28 V.

Analisando-se as Figuras 4.7 e 4.9 observa-se que o pulso de excitação praticamente não se altera em função do transdutor estar conectado ou não aos circuitos de geração e recepção de ondas. Com relação à amplitude, testes realizados com o transdutor construído mostraram que a excitação já era eficiente com pulsos negativos de 30 V.

Para testar a atuação do circuito de proteção, no momento da aplicação de um pulso ao transdutor, com amplitude de 90 V, adquiriu-se o sinal no sistema de proteção. Este sinal está apresentado na Figura 4.10, e pode-se observar que a proteção não deixa passar à entrada do amplificador amplitudes maiores que  $2,5 V_{pp}$ .

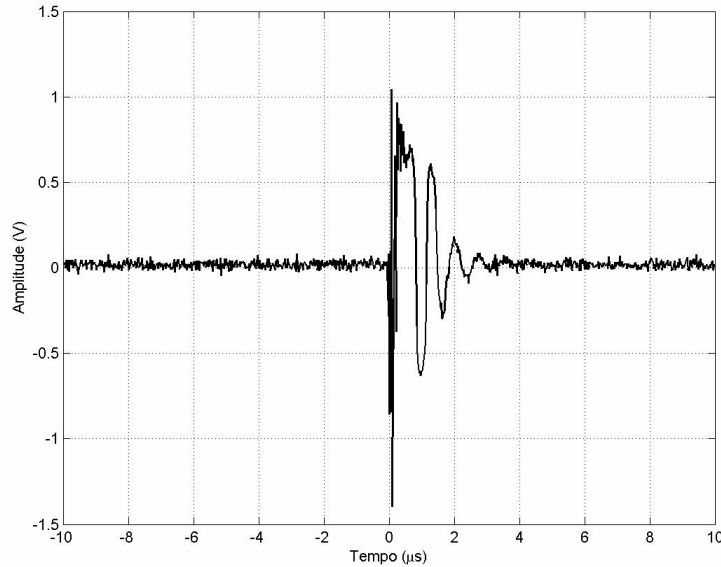


Figura 4.10: Verificação da atuação do circuito de proteção.

#### 4.2.1 Resposta em frequência dos amplificadores

A resposta em frequência dos amplificadores é um parâmetro importante pois fornece informações do comportamento dos amplificadores em função da frequência do sinal aplicado à entrada dos mesmos, permitindo determinar para que faixa de frequência de transdutores o sistema pode operar. Além disso, como existem 12 circuitos de recepção de ecos, com cada um utilizando um amplificador, eles devem proporcionar o mesmo ganho a partir da tensão que chega do divisor resistivo em seus respectivos pinos de controle de ganho. Diferenças nestes ganhos podem gerar imagens não uniformes.

Para determinar a resposta em frequência dos amplificadores, utilizou-se na entrada de cada um deles um sinal senoidal fornecido por um gerador de funções Tektronix<sup>®</sup> modelo FG 504. Ajustou-se no gerador a máxima amplitude para o sinal de saída e utilizou-se um atenuador de sinais da HP 3750A para controle de amplitude deste sinal, antes de chegar às entradas dos amplificadores. Foram determinadas as respostas para 10, 20 e 30 dB, sendo que, para a de 20 e a de 30 dB, foram medidos 35 pontos, de 500 kHz a 1 MHz com intervalos de 100 kHz e de 1 MHz a 30 MHz com intervalos de 1 MHz. A máxima saída do amplificador antes da saturação é de 4 V<sub>pp</sub>. Assim, o sinal de entrada precisava ser de amplitude tal que o valor do ganho não amplificasse o sinal a um nível maior que 4 V<sub>pp</sub>. Ajustou-se o ganho

#### Capítulo 4 – Resultados

através do potenciômetro do divisor resistivo, obedecendo a equação de ganho do amplificador:  $G_{(dB)} = -40.(V_c + 1)$ . Assim, para um ganho de 10 dB, ajustou-se uma tensão de -1,25 V no pino de controle de ganho e foi aplicada uma tensão de entrada de 1 V<sub>pp</sub>. A resposta em frequência dos 12 amplificadores nos circuitos de recepção, para um ganho nominal de 10 dB, está ilustrada na Figura 4.11. Analisando a figura, percebe-se que as máximas variações entre os sinais de saída são menores que 1 dB.

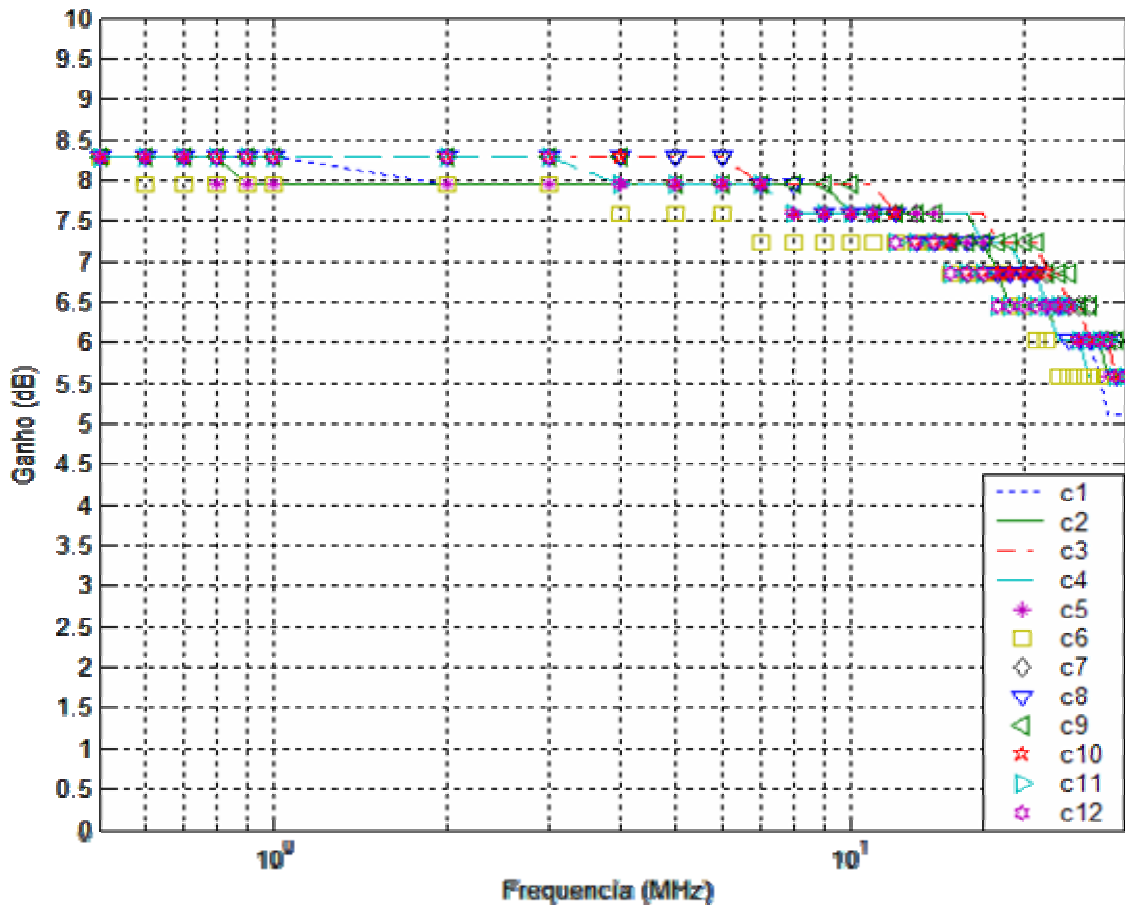


Figura 4.11: Resposta em frequência dos amplificadores para um ganho nominal de 10 dB.

Para a resposta em 20 dB (nominal), ajustou-se um nível de tensão de -1,5 V no pino de controle de ganho e um sinal senoidal de 300 mV<sub>pp</sub> na entrada dos amplificadores. A resposta obtida está apresentada na Figura 4.12. Observa-se também que as máximas variações entre os sinais de saída são menores que 1 dB.

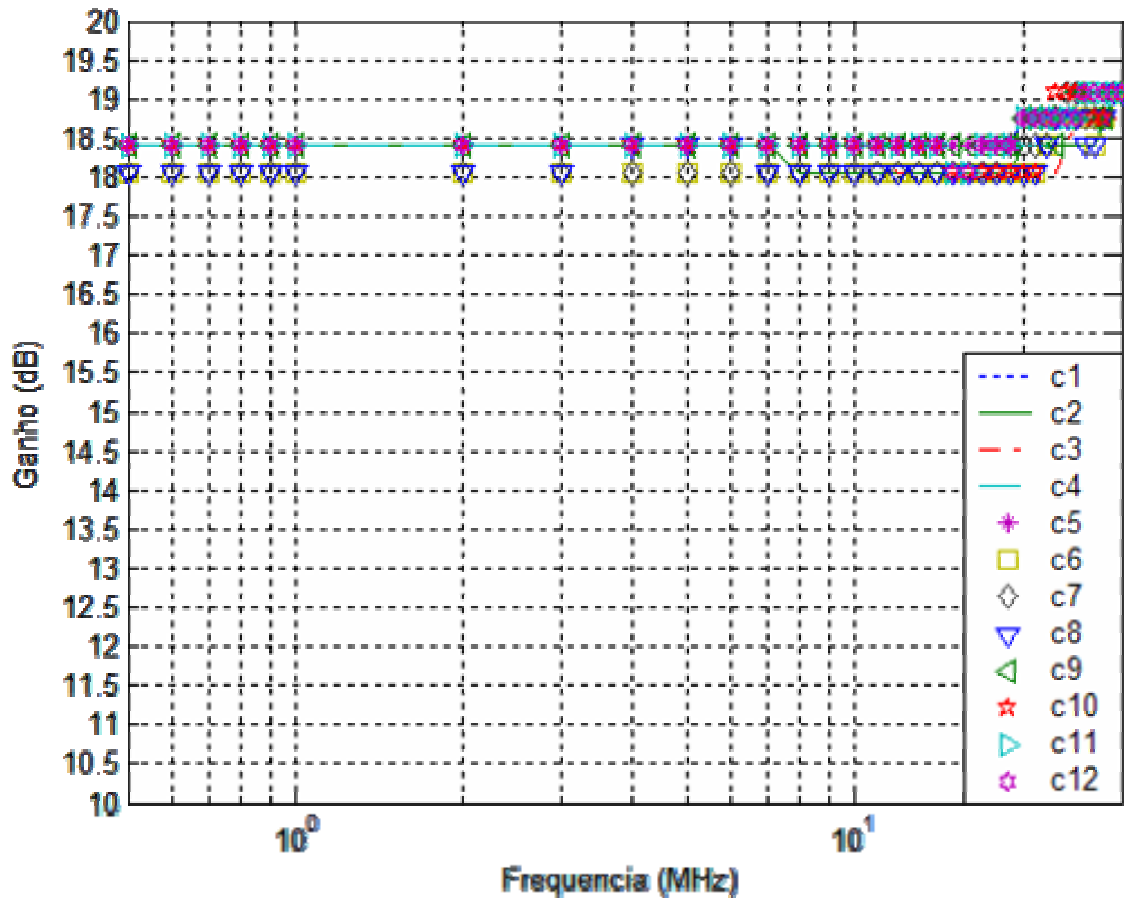


Figura 4.12: Resposta em frequência dos amplificadores para um ganho nominal de 20 dB.

Para a resposta em 30 dB (nominal), ajustou-se um nível de tensão de -1,75 V no pino de controle de ganho e um sinal senoidal de 100 mV<sub>pp</sub> na entrada dos amplificadores. O sinal de saída do gerador, para esta amplitude, apresentou pequenas distorções que iam aumentando conforme se aumentava a frequência. Assim, adquiriu-se a resposta para frequências até 25 MHz, dando um total de 30 pontos. A resposta obtida está apresentada na Figura 4.13. São percebidas grandes variações do ganho para frequências maiores que 6 MHz. Para frequências menores que 6 MHz, as máximas variações entre os sinais gira em torno de 1 dB. Não foi obtida a resposta para valores de ganho maiores que 30 dB, pois seria preciso diminuir ainda mais o sinal de entrada dos amplificadores, gerando sinal distorcido e inviabilizando as medições.

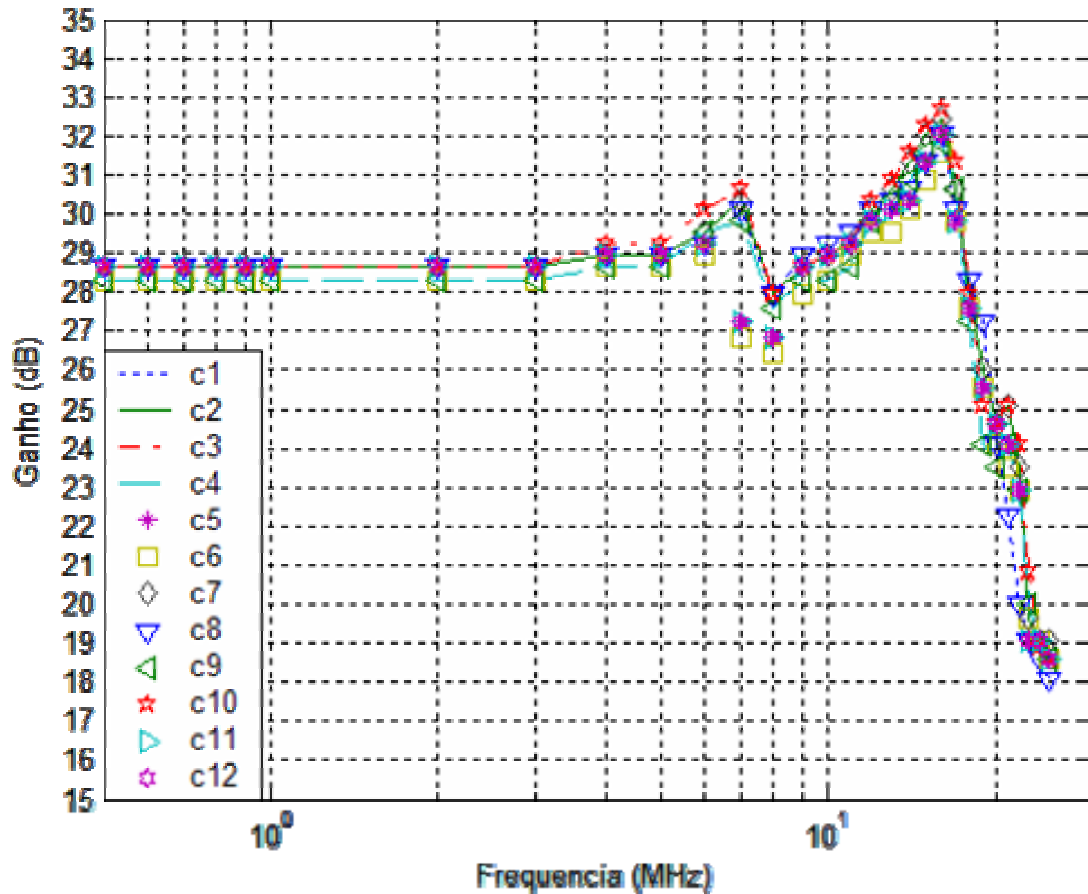


Figura 4.13: Resposta em frequência dos amplificadores para um ganho nominal de 30 dB.

#### 4.2.2 Teste de funcionamento do circuito de corte

Para testar o funcionamento do circuito de corte utilizou-se o esquema ilustrado na Figura 4.14. O mesmo esquema foi também utilizado na obtenção da resposta pulso-eco do transdutor, que é abordado na próxima seção.

Na montagem da Figura 4.14, o microcomputador envia dados referentes ao tipo de excitação desejada e ao tempo de corte do sistema de geração e recepção de ondas ultrassônicas. Um tarugo de alumínio, de 51 mm de diâmetro e 50 mm de espessura, mergulhado em água, é utilizado como anteparo e é posicionado a aproximadamente 50 mm da face do transdutor. Ecos retornam ao transdutor e são adquiridos pelo osciloscópio, depois de amplificados. Os sinais adquiridos são processados no computador utilizando o *software* Matlab<sup>®</sup>. Para excitar o transdutor, foram utilizados pulsos negativos de 28 V de amplitude.

Amplitudes maiores que 30 V (mais negativas) foram testadas e não aumentaram a eficiência da excitação do transdutor para este tipo de experimento.

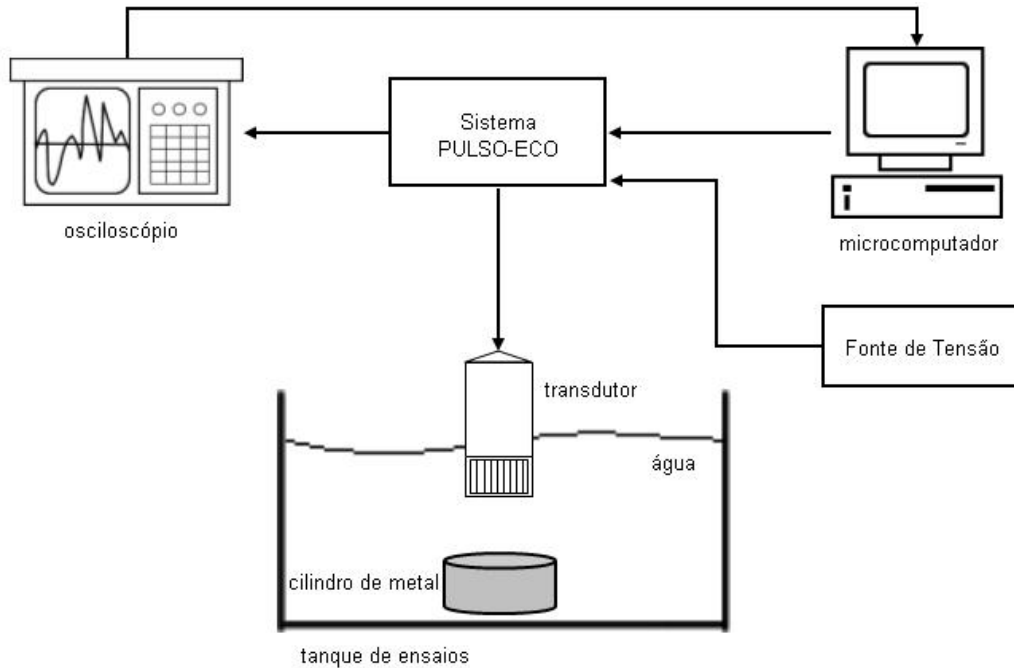


Figura 4.14: Esquema experimental montado para teste do circuito de corte e obtenção da resposta pulso-eco do transdutor.

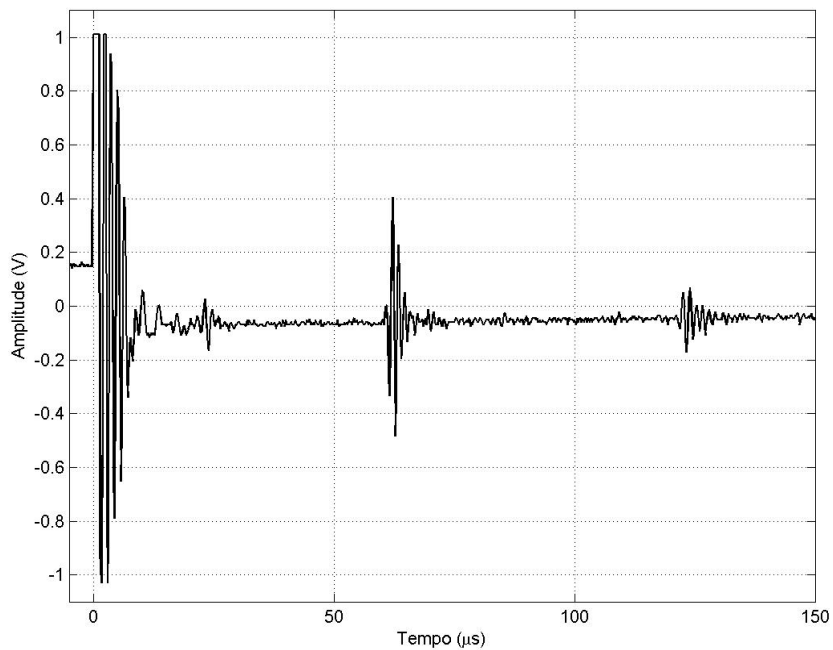


Figura 4.15: Sinal de eco do canal 1, adquirido sem a atuação do circuito de corte.



Para testar o corte, excitou-se cada elemento do transdutor e os ecos foram recebidos primeiramente sem atuação do circuito de corte, para verificar o tempo morto do transdutor. Observado o tempo morto, que foi de aproximadamente 25  $\mu\text{s}$ , entrou-se com este tempo de duração através da interface com o usuário, para que pudesse ser cortado. Todos os canais funcionaram adequadamente. Nas Figuras 4.15 e 4.16 são apresentados os sinais de eco do canal 1, sem e com atuação do circuito de corte, respectivamente.

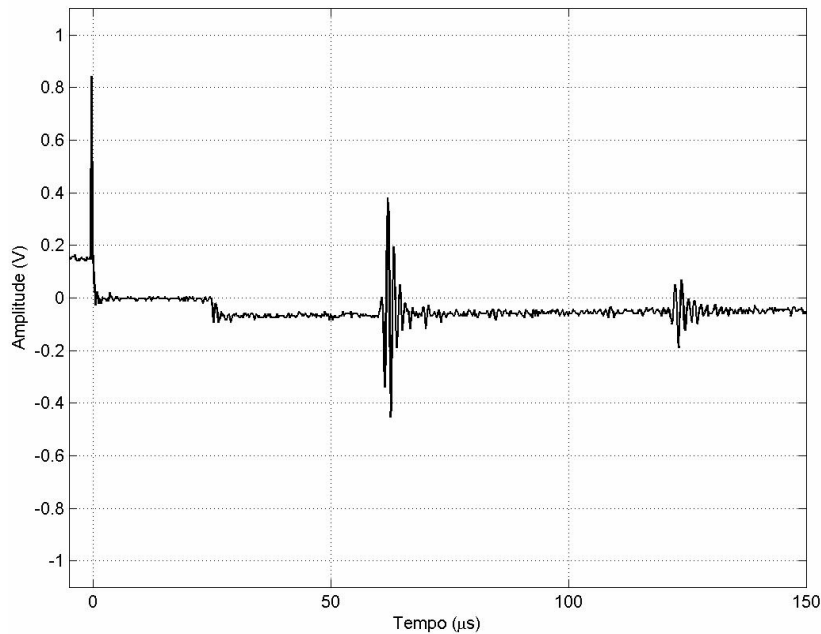


Figura 4.16: Sinal de eco do canal 1, adquirido com a atuação do circuito de corte.

### 4.3 Resposta impulsiva do transdutor em modo pulso-eco

Para determinar a resposta impulsiva em modo pulso-eco do transdutor construído, utilizou-se a montagem ilustrada na Figura 4.14. Determinou-se a resposta pulso-eco de todos os elementos do transdutor, com variações no número de elementos excitados simultaneamente. Todas as respostas apresentadas estão amplificadas com um mesmo ganho, em aproximadamente 17 dB com relação ao seu valor original. Assim, é possível observar a mudança de amplitude conforme se altera o número de elementos excitados por grupo. Foi ainda calculado o espectro de cada resposta, com indicação, no próprio gráfico, da frequência de pico, frequência central e das frequências referentes à queda de 6 dB na amplitude do sinal

original. A frequência central foi determinada calculando-se o centro de massa da área espectral.

A metodologia adotada para determinação da resposta pulso-eco foi a seguinte: excitou-se o transdutor utilizando pulsos de -28 V e largura de aproximadamente 500 ns (Figura 4.9) de diversas maneiras, varrendo-o com elementos sendo excitados individualmente, em grupos de 2, 3, 4, 6 e todos simultaneamente. Na varredura de 1 em 1, emitia-se a onda ultra-sônica com um elemento e o osciloscópio recebia e adquiria o sinal de eco do mesmo elemento. Fez-se isso para todos os elementos do transdutor. Para varredura em grupos de 2, recebiam-se os sinais de ecos dos dois elementos que emitiam, calculava-se a média ponto a ponto destes 2 sinais e seu respectivo espectro era calculado e registrado graficamente. O mesmo procedimento foi adotado para as varreduras excitando-se em grupos de 3, 4, 6 e todos simultaneamente. Nos dias de realização deste experimento, o décimo elemento do transdutor parou de funcionar, provavelmente devido a um mau contato. Verificaram-se as conexões dos fios com a placa, verificou-se o funcionamento do canal 10 do circuito eletrônico, mexeu-se nos fios do transdutor mas o décimo elemento não voltou a operar. Assim os testes de resposta pulso-eco foram realizados desconsiderando este elemento do transdutor. Um resumo dos tipos de excitação e os elementos que compõem os grupos estão apresentados na Tabela 4.1.

Tabela 4.1: Elementos que compõem os grupos para determinada excitação.

<i>Excitação</i>	<i>Elementos correspondentes por grupo</i>
Elementos individuais	1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 11, 12
Grupos de 2	(1, 2) (3, 4) (5, 6) (7, 8) (8, 9) (11,12)
Grupos de 3	(1, 2, 3) (4, 5, 6) (7, 8, 9)
Grupos de 4	(1, 2, 3, 4) (4, 5, 6, 7) (8, 9, 11, 12)
Grupos de 6	(1, 2, 3, 4, 5, 6) (6, 7, 8, 9, 11, 12)
Todos simultaneamente	(1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 11, 12)

### 4.3.1 Excitação em elementos individuais

A seguir, nas Figuras 4.17 a 4.27, são apresentadas as respostas pulso-eco e respectivos espectros, correspondentes à excitação dos seus respectivos elementos, ao serem excitados em elementos individuais. Nestas figuras, o valor da frequência central ( $F_{\text{central}}$ ) é aquela calculada pelo centro de massa do espectro.

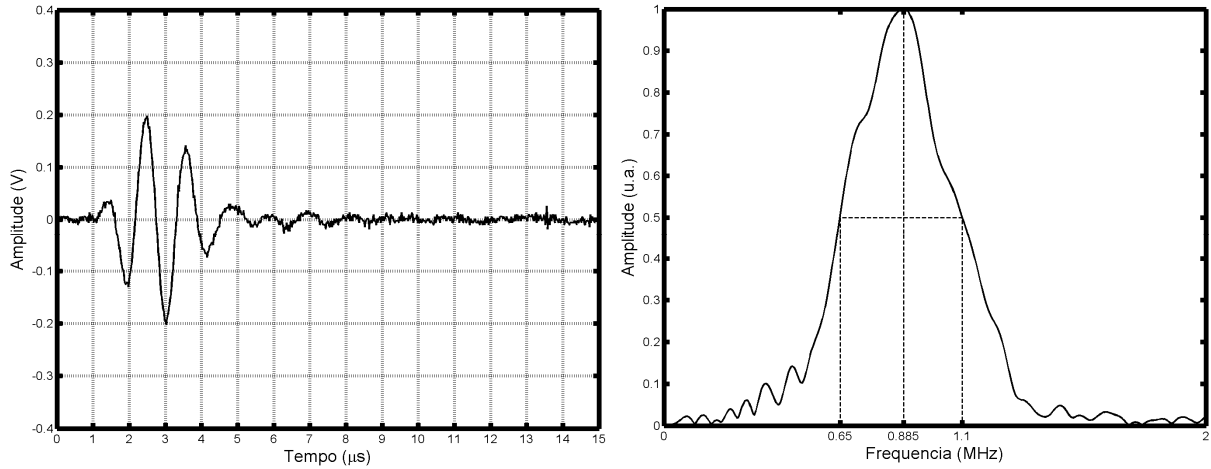


Figura 4.17: Resposta pulso-eco do elemento 1 do transdutor e seu respectivo espectro.

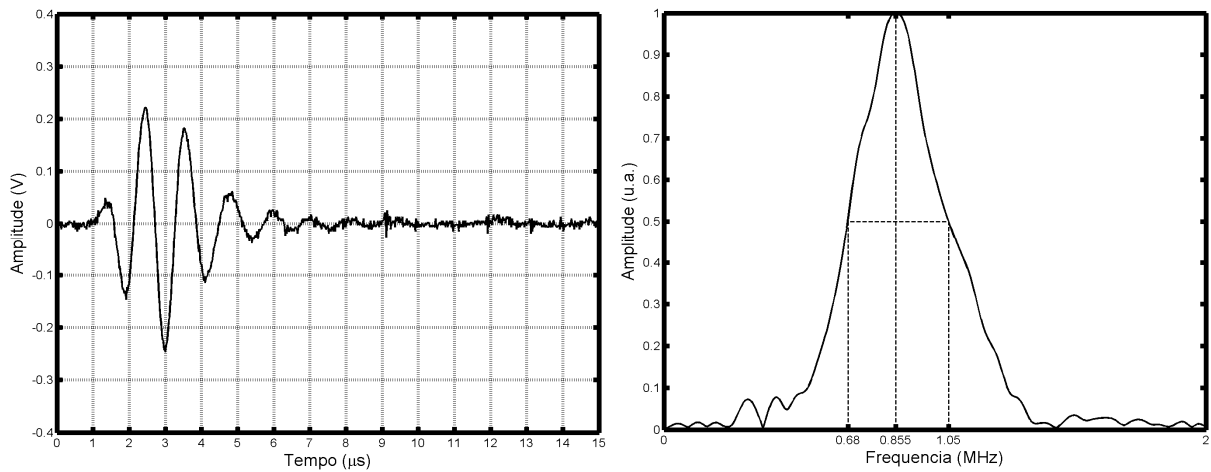


Figura 4.18: Resposta pulso-eco do elemento 2 do transdutor e seu respectivo espectro.

## Capítulo 4 – Resultados

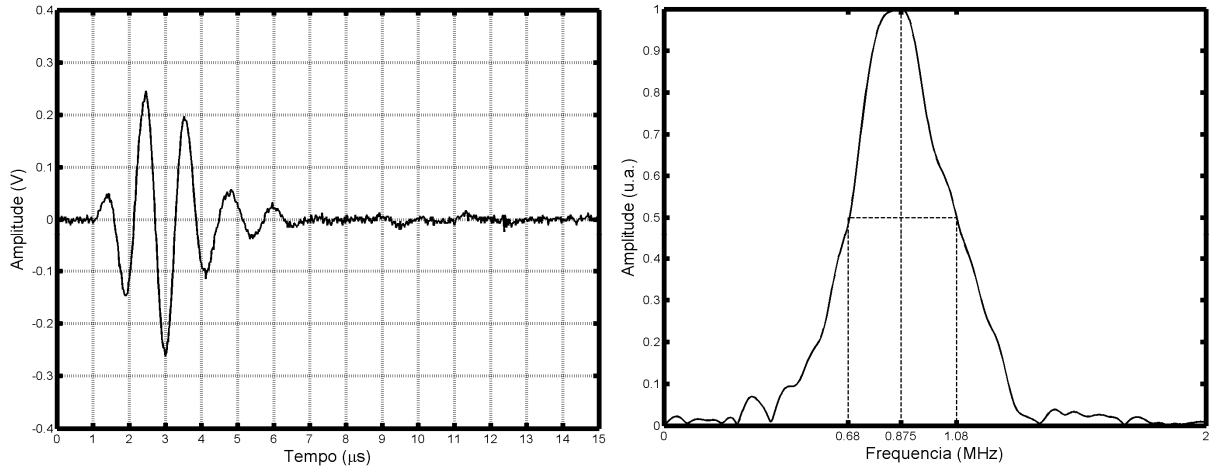


Figura 4.19: Resposta pulso-eco do elemento 3 do transdutor e seu respectivo espectro.

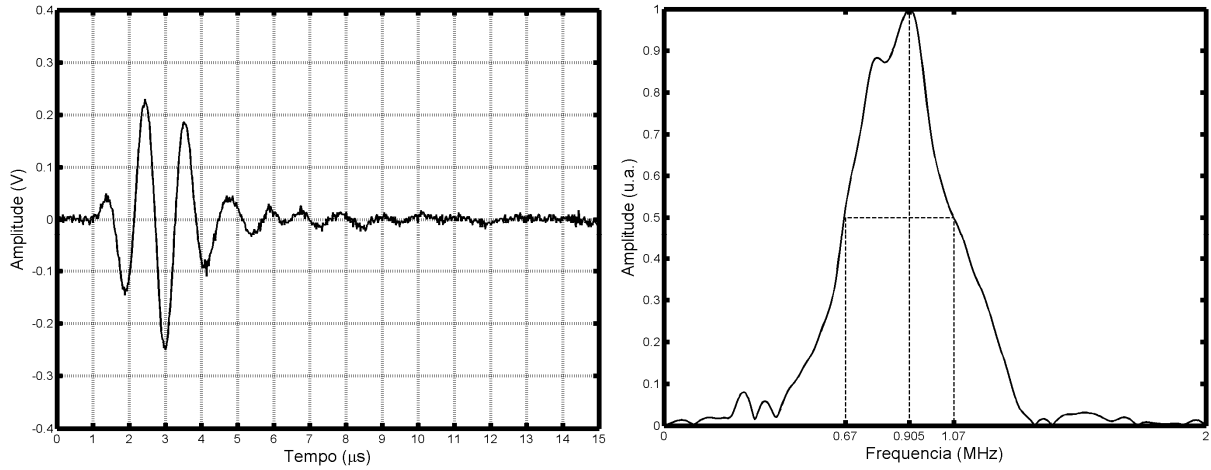


Figura 4.20: Resposta pulso-eco do elemento 4 do transdutor e seu respectivo espectro.

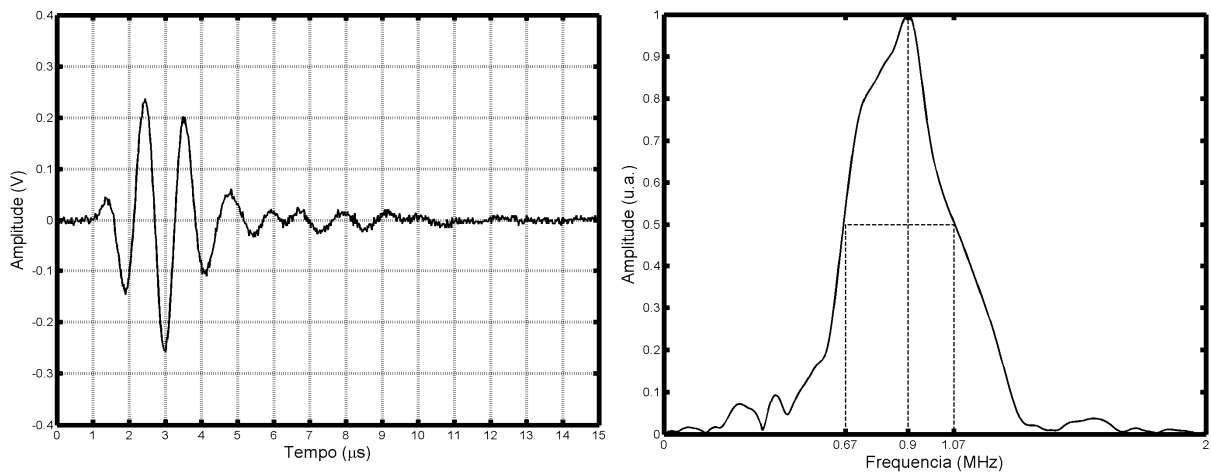


Figura 4.21: Resposta pulso-eco do elemento 5 do transdutor e seu respectivo espectro.

## Capítulo 4 – Resultados

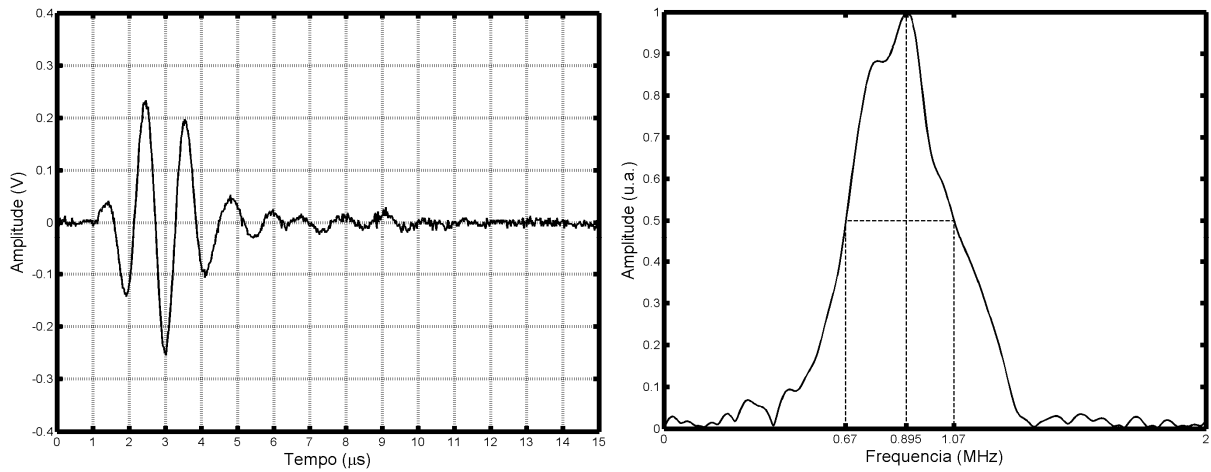


Figura 4.22: Resposta pulso-eco do elemento 6 do transdutor e seu respectivo espectro.

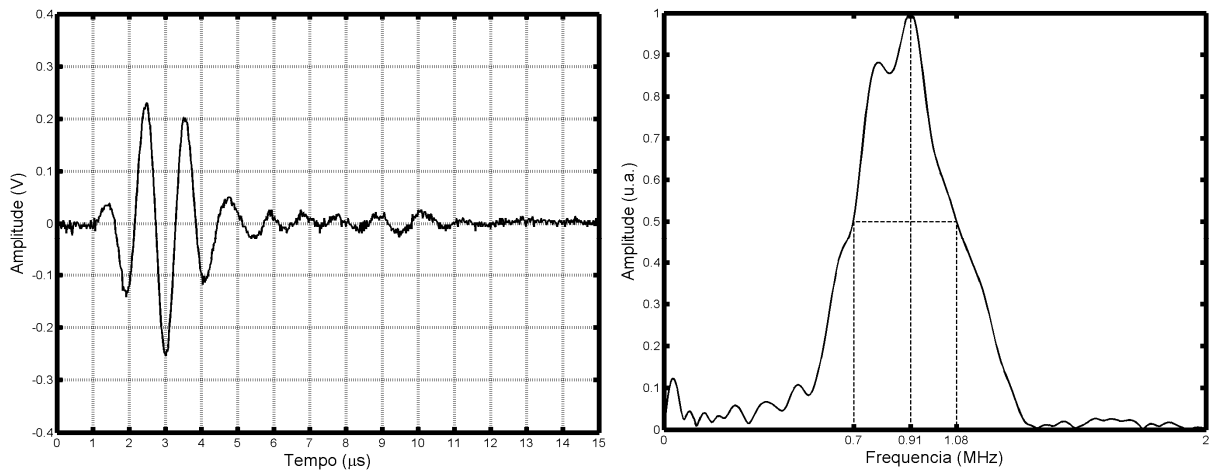


Figura 4.23: Resposta pulso-eco do elemento 7 do transdutor e seu respectivo espectro.

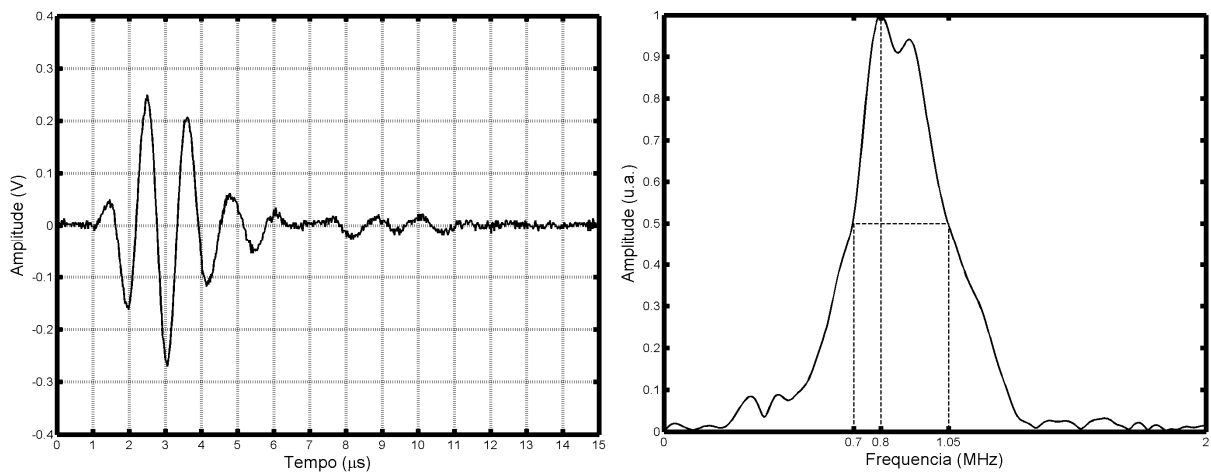


Figura 4.24: Resposta pulso-eco do elemento 8 do transdutor e seu respectivo espectro.

Capítulo 4 – Resultados

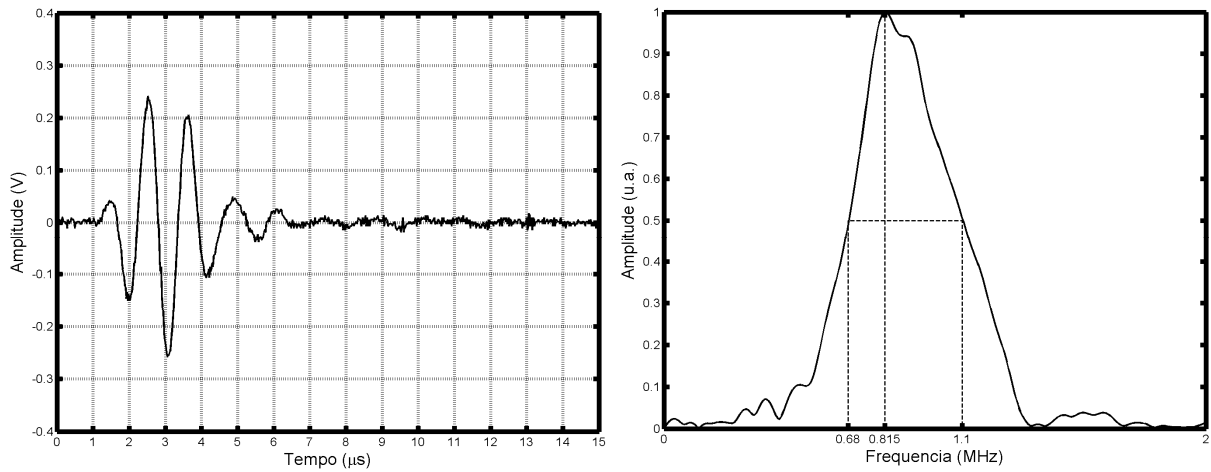


Figura 4.25: Resposta pulso-eco do elemento 9 do transdutor e seu respectivo espectro.

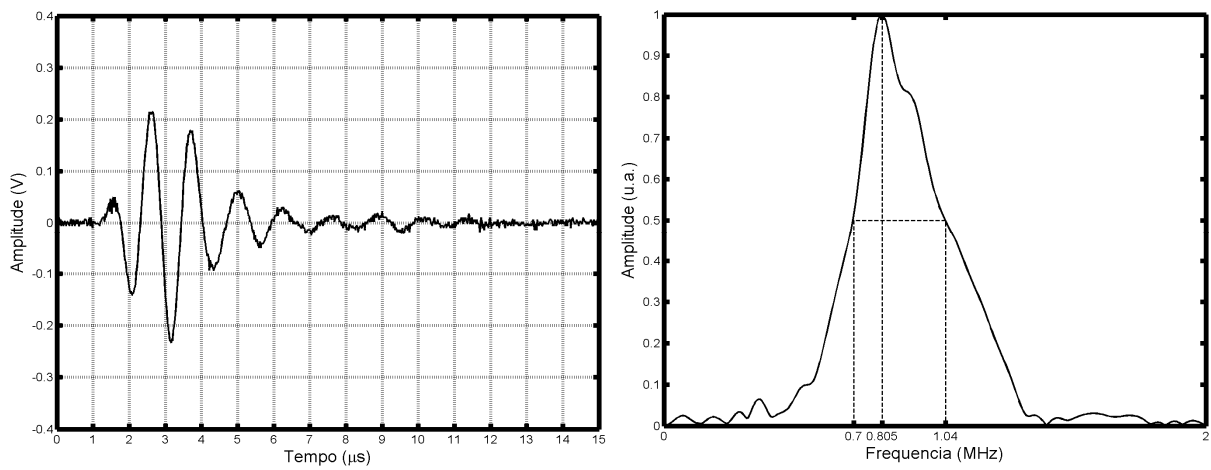


Figura 4.26: Resposta pulso-eco do elemento 11 do transdutor e seu respectivo espectro.

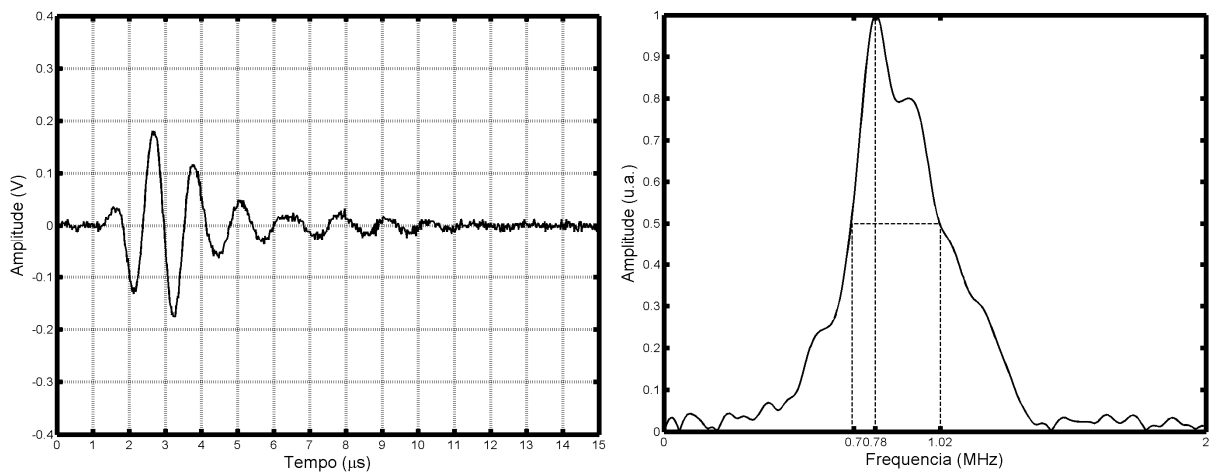


Figura 4.27: Resposta pulso-eco do elemento 12 do transdutor e seu respectivo espectro.

### 4.3.2 Excitação em grupos de 2 elementos

A seguir, nas Figuras 4.28 a 4.33, são apresentadas as respostas pulso-eco e seus respectivos espectros, correspondentes à média das respostas dos elementos excitados no grupo, ao serem excitados em grupos de 2 elementos.

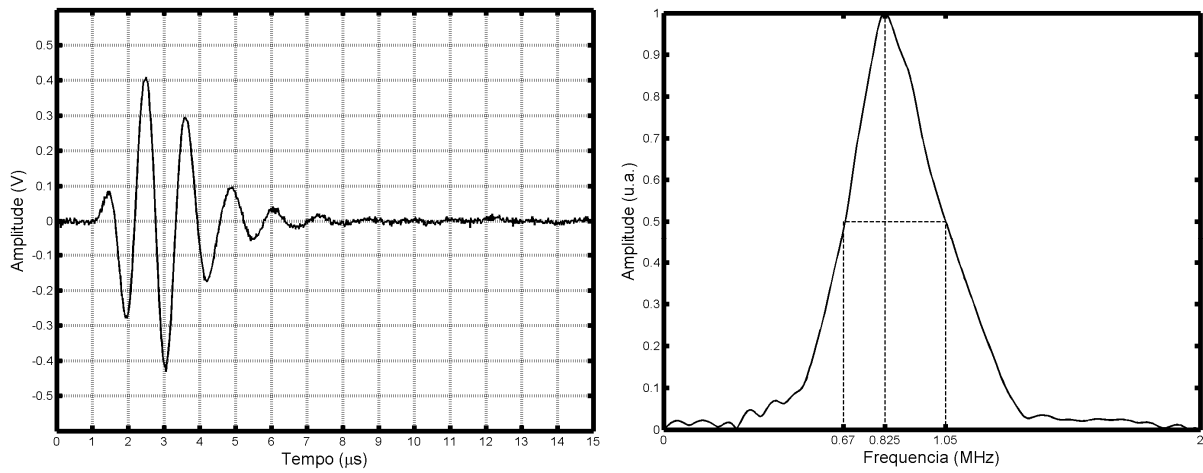


Figura 4.28: Média das respostas pulso-eco dos elementos 1 e 2 do transdutor e seu espectro.

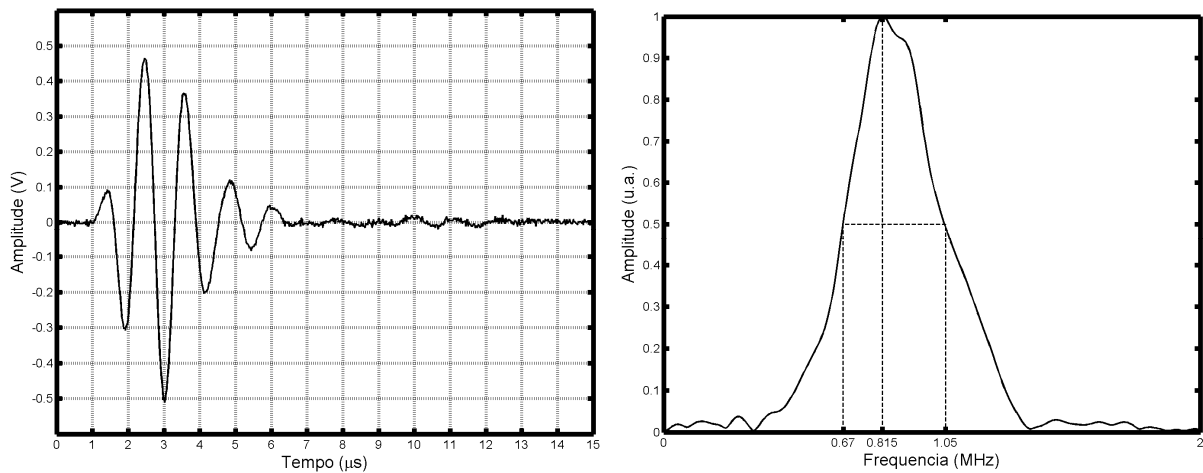


Figura 4.29: Média das respostas pulso-eco dos elementos 3 e 4 do transdutor e seu espectro.

## Capítulo 4 – Resultados

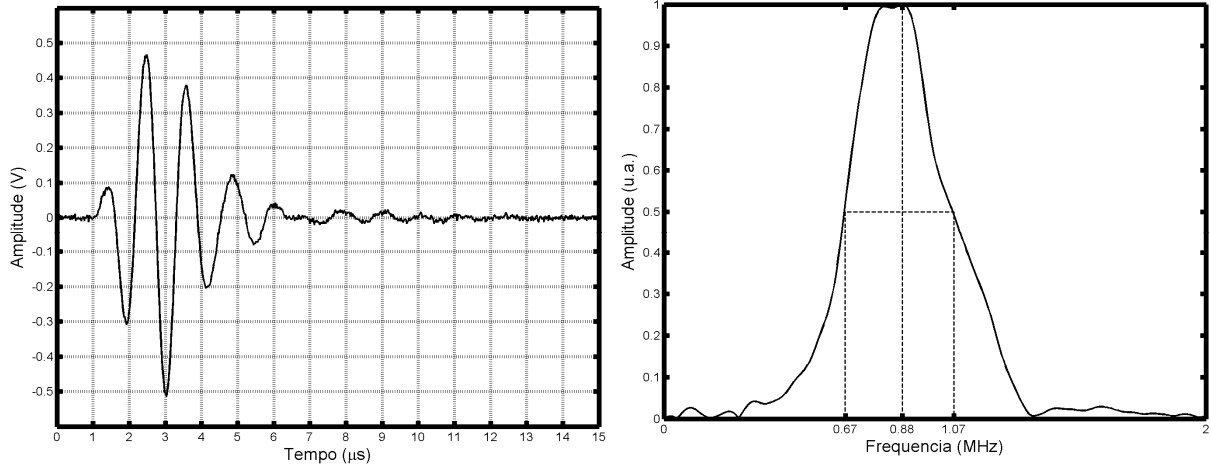


Figura 4.30: Média das respostas pulso-eco dos elementos 5 e 6 do transdutor e seu espectro.

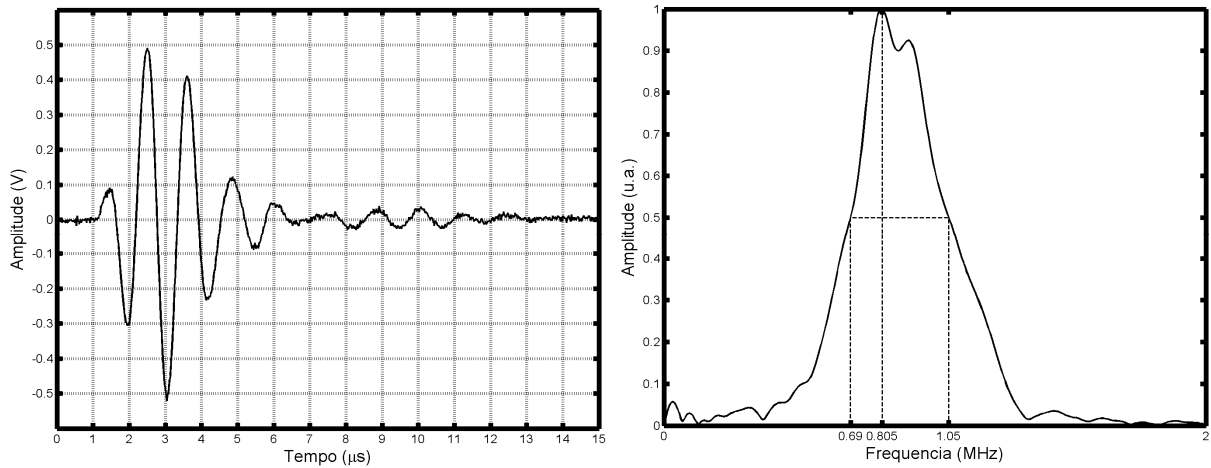


Figura 4.31: Média das respostas pulso-eco dos elementos 7 e 8 do transdutor e seu espectro.

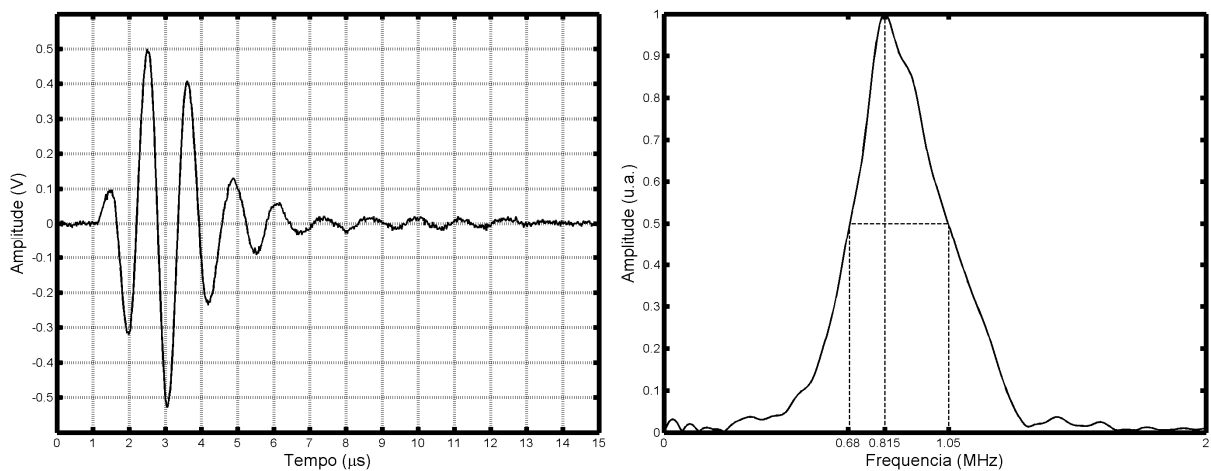


Figura 4.32: Média das respostas pulso-eco dos elementos 8 e 9 do transdutor e seu espectro.



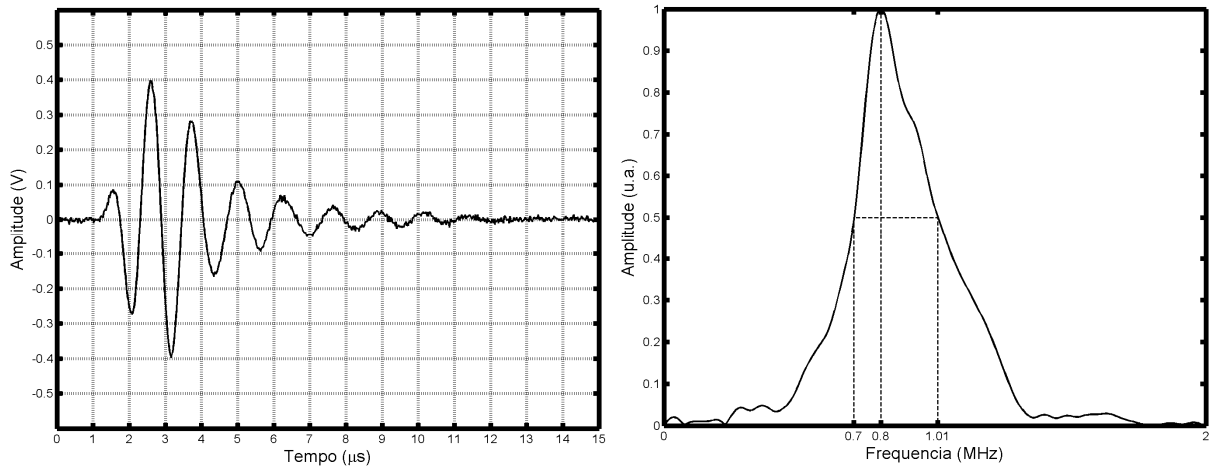


Figura 4.33: Média das respostas pulso-eco dos elementos 11 e 12 do transdutor e seu espectro.

### 4.3.3 Excitação em grupos de 3 elementos

A seguir, nas Figuras 4.34 a 4.36, são apresentadas as respostas pulso-eco e seus respectivos espectros, correspondentes à média das respostas dos elementos excitados no grupo, ao serem excitados em grupos de 3 elementos. Não são apresentados dos elementos 10, 11 e 12 pois o elemento 10 não funcionou.

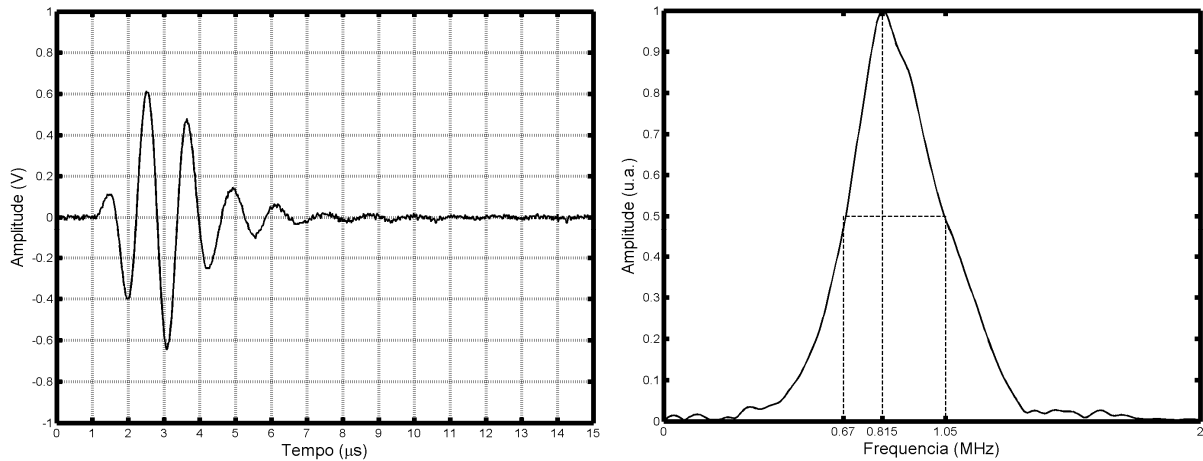


Figura 4.34: Média das respostas pulso-eco dos elementos 1, 2 e 3 do transdutor e seu espectro.

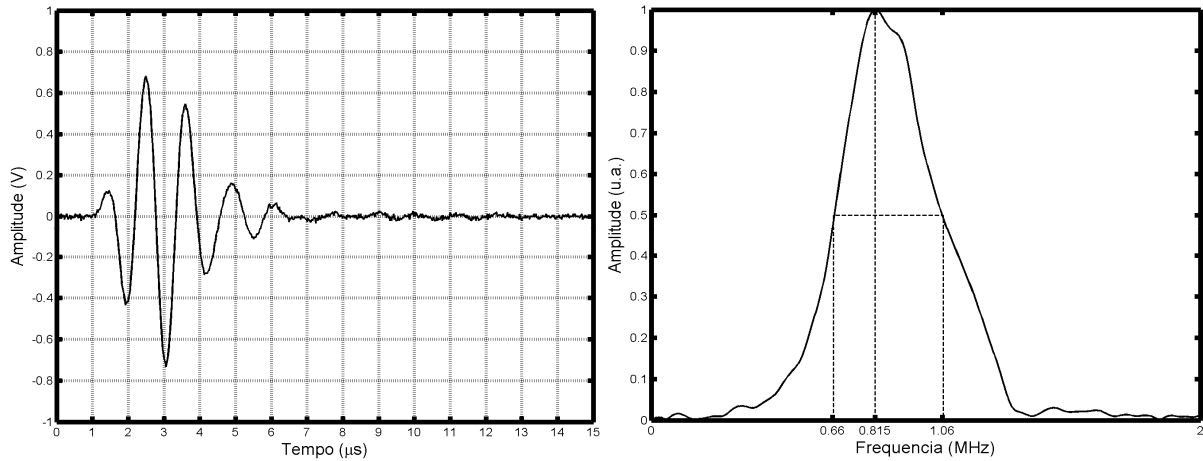


Figura 4.35: Média das respostas pulso-eco dos elementos 4, 5 e 6 do transdutor e seu espectro.

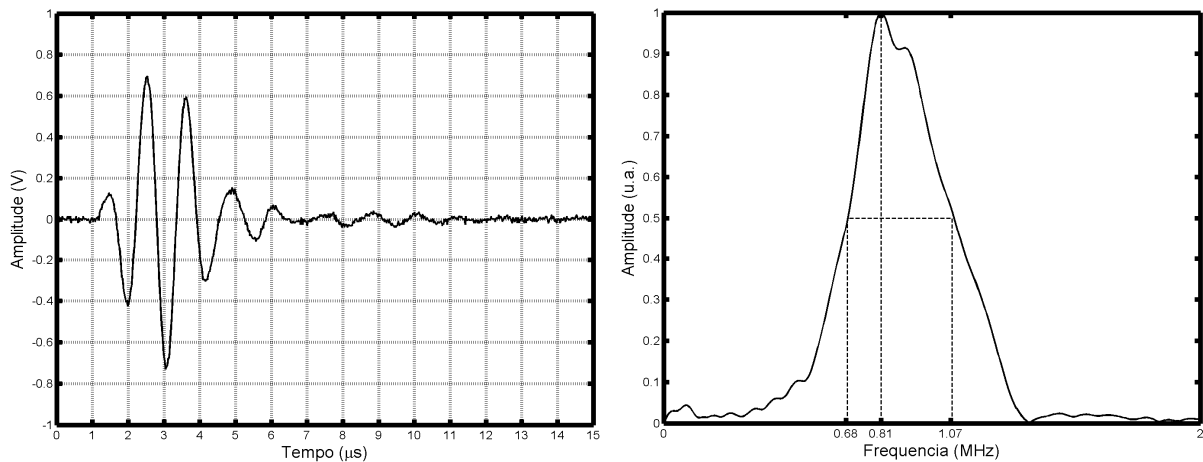


Figura 4.36: Média das respostas pulso-eco dos elementos 7, 8 e 9 do transdutor e seu espectro.

#### 4.3.4 Excitação em grupos de 4 elementos

A seguir, nas Figuras 4.37 a 4.39, são apresentadas as respostas pulso-eco e seus espectros, correspondentes à média das respostas dos elementos excitados no grupo, ao serem excitados em grupos de 4 elementos.

## Capítulo 4 – Resultados

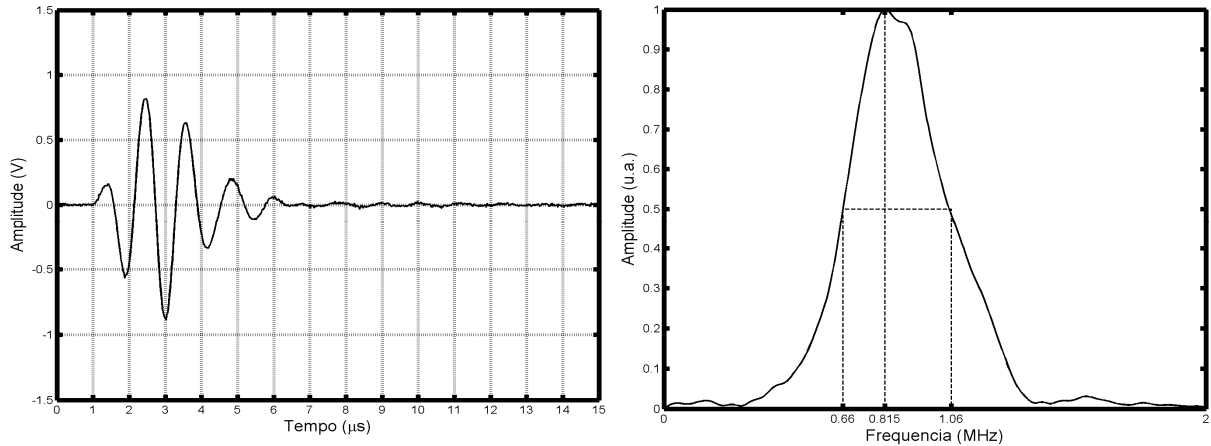


Figura 4.37: Média das respostas pulso-eco dos elementos 1, 2, 3 e 4 do transdutor e seu espectro.

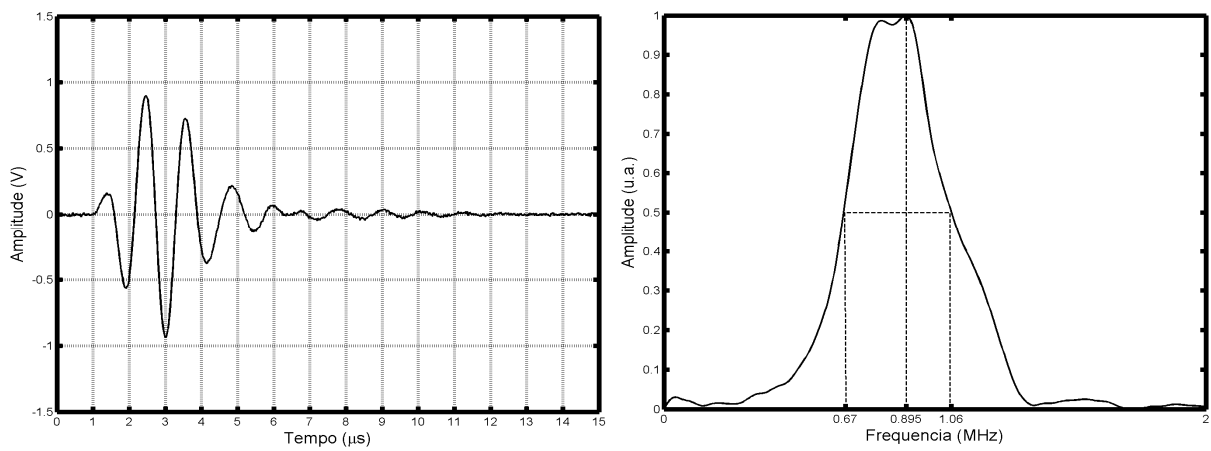


Figura 4.38: Média das respostas pulso-eco dos elementos 5, 6, 7 e 8 do transdutor e seu espectro.

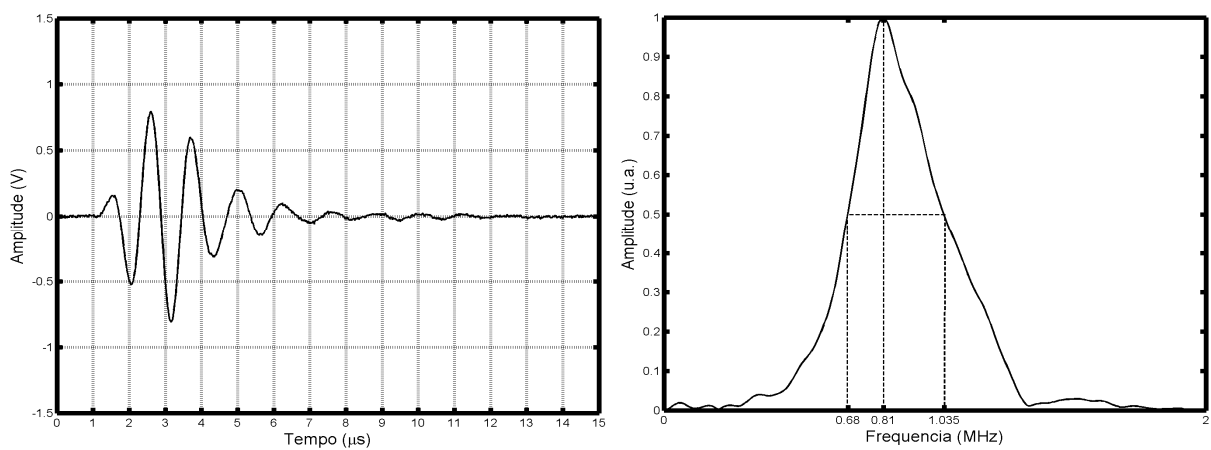


Figura 4.39: Média das respostas pulso-eco dos elementos 8, 9, 11 e 12 do transdutor e seu espectro.

### 4.3.5 Excitação em grupos de 6 elementos

Nas Figuras 4.40 a 4.41, são apresentadas as respostas pulso-eco e seus espectros, correspondentes à média das respostas dos elementos excitados no grupo, ao serem excitados em grupos de 6 elementos.

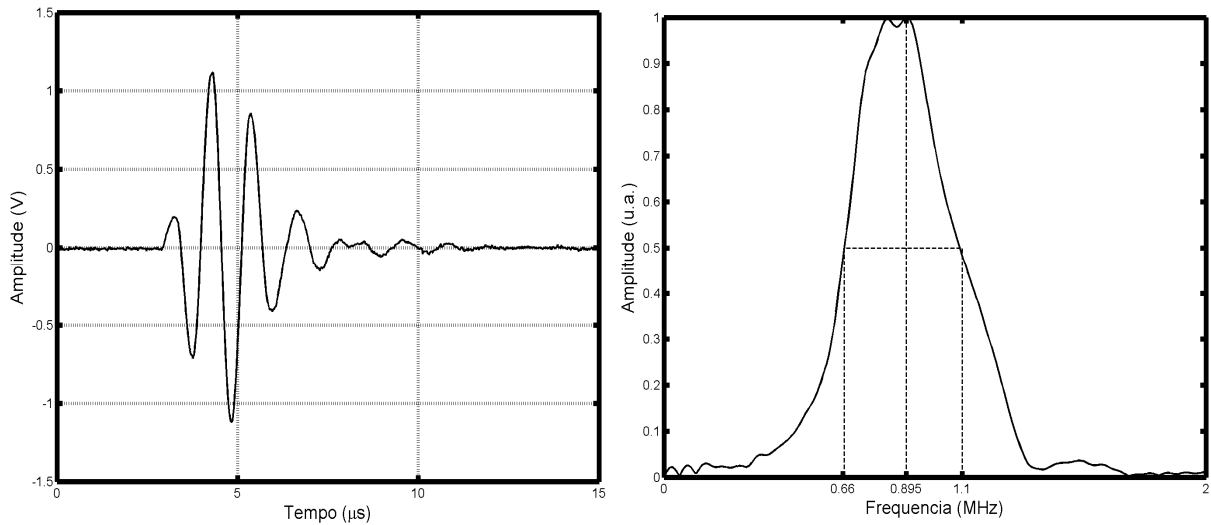


Figura 4.40: Média das respostas pulso-eco dos elementos 1, 2, 3, 4, 5 e 6 do transdutor e seu espectro.

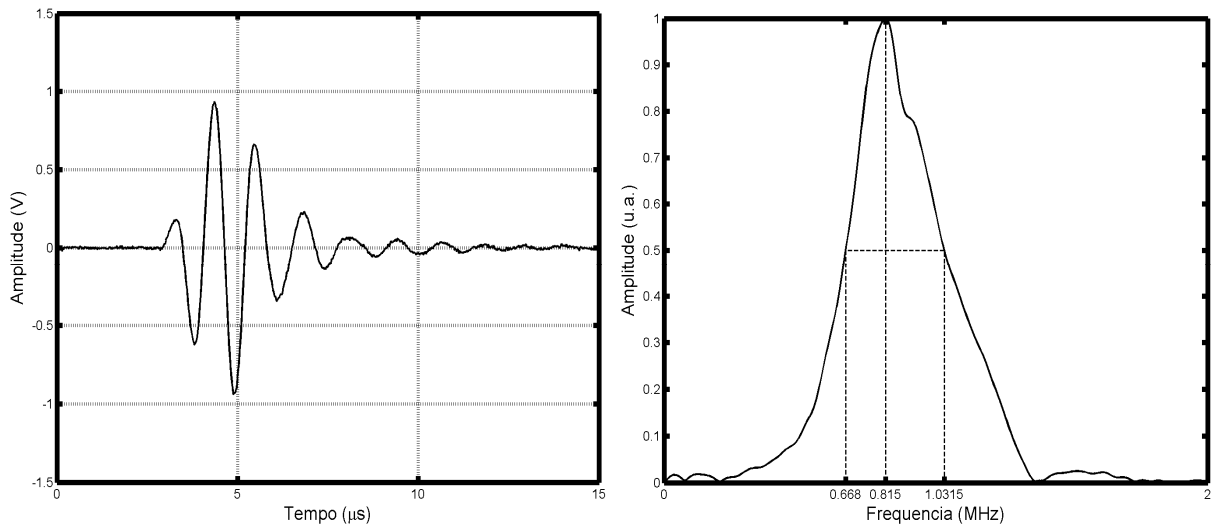


Figura 4.41: Média das respostas pulso-eco dos elementos 6, 7, 8, 9, 11 e 12 do transdutor e seu espectro.

### 4.3.6 Excitação de todos os elementos simultaneamente

Na Figura 4.42 é apresentada a resposta pulso-eco e seu respectivo espectro, correspondente à média das respostas de todos os elementos excitados simultaneamente.

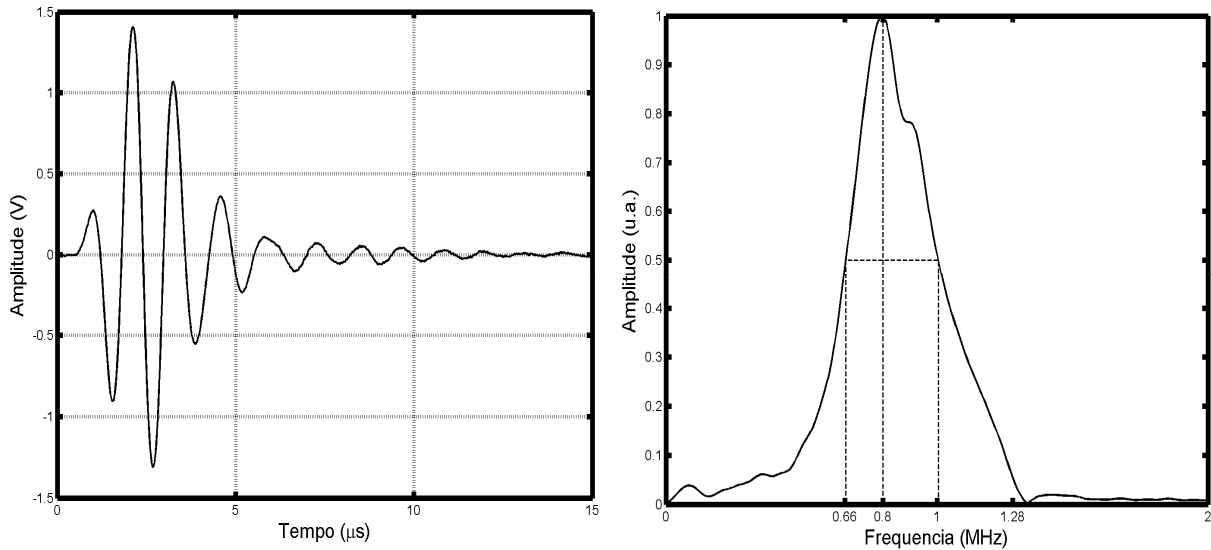


Figura 4.42: Média das respostas pulso-eco de todos os elementos do transdutor e seu espectro.

Através das respostas pulso-eco adquiridas, pode-se dizer que a energia emitida pelo transdutor aumenta quanto maior é o número de elementos excitados simultaneamente e a largura do pulso não se altera em função deste número.

Com relação à resposta em frequência, pode-se dizer que praticamente não sofre alteração conforme se varia o tipo de excitação do transdutor e que a frequência central se manteve ligeiramente abaixo de 1 MHz, provavelmente devido ao corte da cerâmica.

Observa-se ainda que a energia emitida pelos elementos do extremo do transdutor, ou seja, o elemento 1 e o 12, é um pouco menor do que a dos outros elementos.

Um resumo dos valores das frequências centrais e das larguras de banda em função da configuração testada está apresentado na Tabela 4.2.

Capítulo 4 – Resultados

Tabela 4.2: Resumo das frequências centrais e largura de banda para cada configuração testada.

<i>Configuração</i>	<i>Elemento</i>	<i>Freq. central (MHz)</i>	<i>Largura de Banda (MHz)</i>
elementos individuais	1	0,89	0,45
	2	0,89	0,37
	3	0,89	0,40
	4	0,89	0,4
	5	0,89	0,4
	6	0,89	0,4
	7	0,88	0,38
	8	0,88	0,35
	9	0,90	0,42
	11	0,90	0,34
	12	0,89	0,32
	grupos de 2 elementos	1 e 2	0,89
3 e 4		0,88	0,38
5 e 6		0,89	0,40
7 e 8		0,88	0,36
8 e 9		0,89	0,37
11 e 12		0,88	0,31
grupos de 3 elementos	1, 2 e 3	0,88	0,38
	4, 5 e 6	0,89	0,40
	7, 8 e 9	0,89	0,39
grupos de 4 elementos	1, 2, 3 e 4	0,88	0,40
	5, 6, 7 e 8	0,88	0,39
	8, 9, 11 e 12	0,88	0,36
grupos de 6 elementos	1, 2, 3, 4, 5 e 6	0,89	0,44
	6, 7, 8, 9, 11 e 12	0,87	0,36
todos simultaneamente	1 a 12	0,85	0,34

### 4.3.7 Resposta impulsiva em modo pulso-eco de um transdutor comercial

A seguir, nas Figuras 4.43 a 4.54, apresentam-se as respostas pulso-eco e seus respectivos espectros obtidos com um transdutor comercial (*Funbec – 1,6 MHz*), sendo que cada resposta foi obtida pela excitação de um canal diferente da placa. Este transdutor foi excitado com pulsos de 2,5 V de amplitude e os ecos captados foram amplificados em 8 dB. Observa-se que praticamente não houve alteração na resposta em função do canal utilizado para a excitação. Assim, comprova-se que o fato da energia emitida pelos elementos 1 e 12 do transdutor construído ser menor que nos outros é uma característica do transdutor e não um problema da PCI. A frequência central se manteve entre 1,47 e 1,48 MHz para todos os canais.

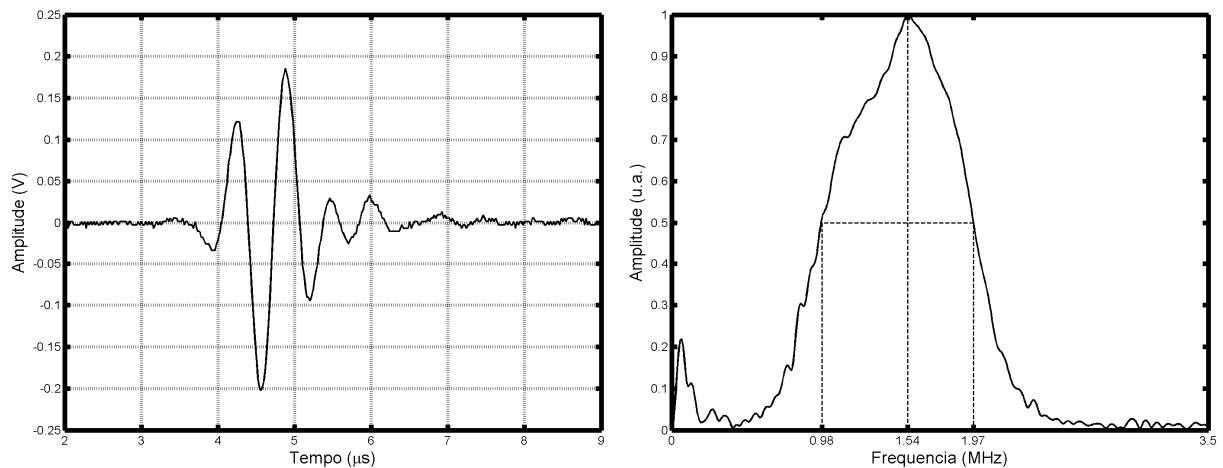


Figura 4.43: Resposta pulso-eco e espectro de um transdutor circular de elemento único conectado no canal 1 da placa.

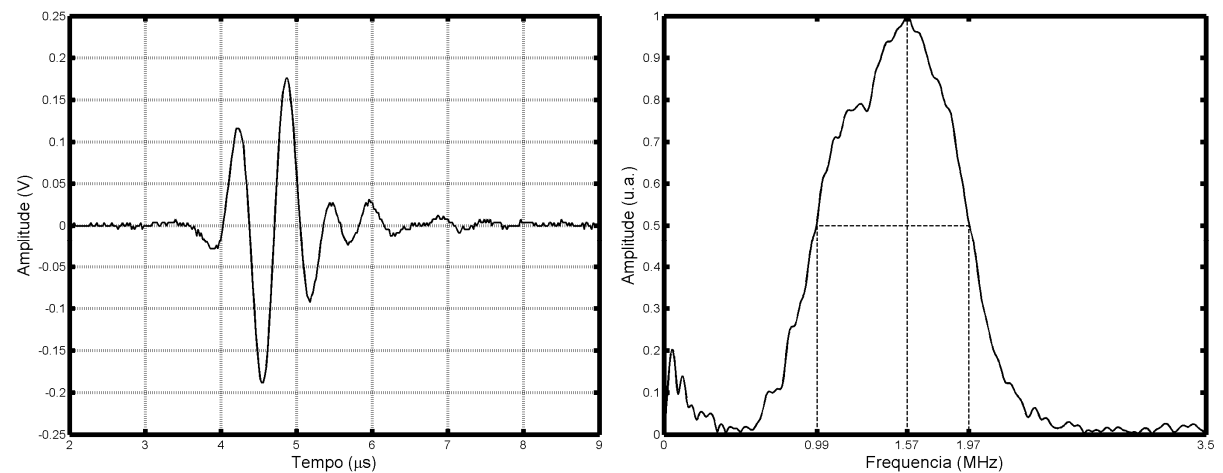


Figura 4.44: Resposta pulso-eco e espectro de um transdutor circular de elemento único conectado no canal 2 da placa.

## Capítulo 4 – Resultados

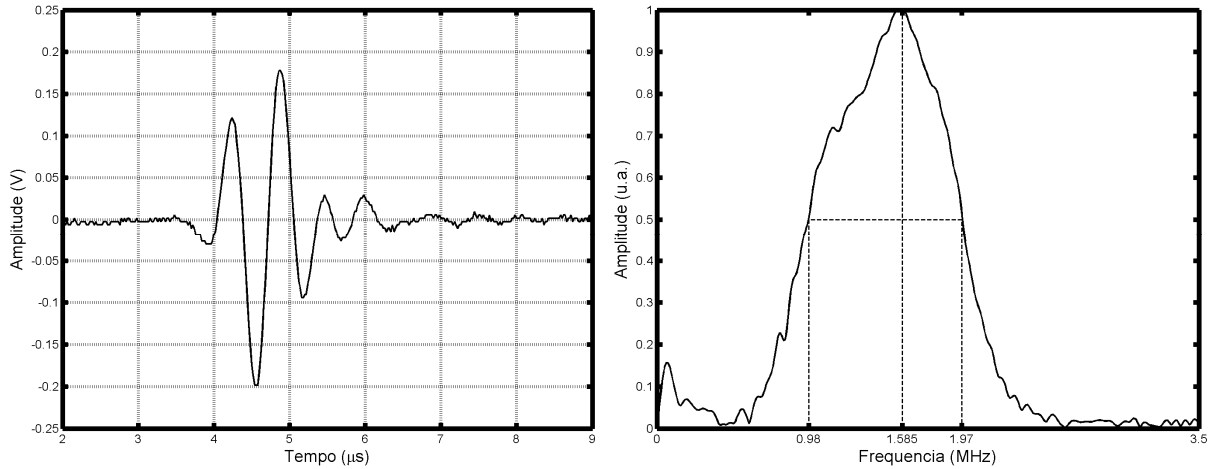


Figura 4.45: Resposta pulso-eco e espectro de um transdutor circular de elemento único conectado no canal 3 da placa.

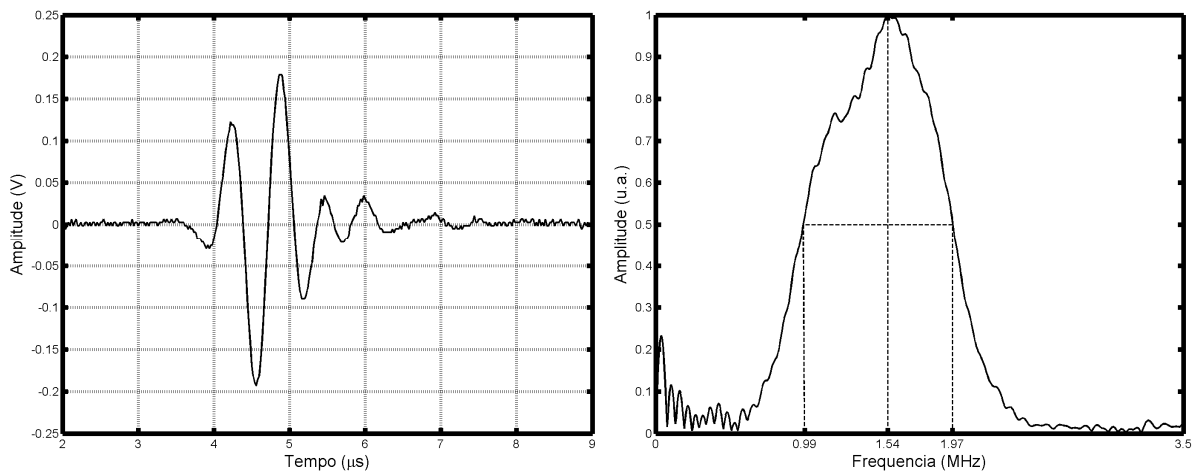


Figura 4.46: Resposta pulso-eco e espectro de um transdutor circular de elemento único conectado no canal 4 da placa.

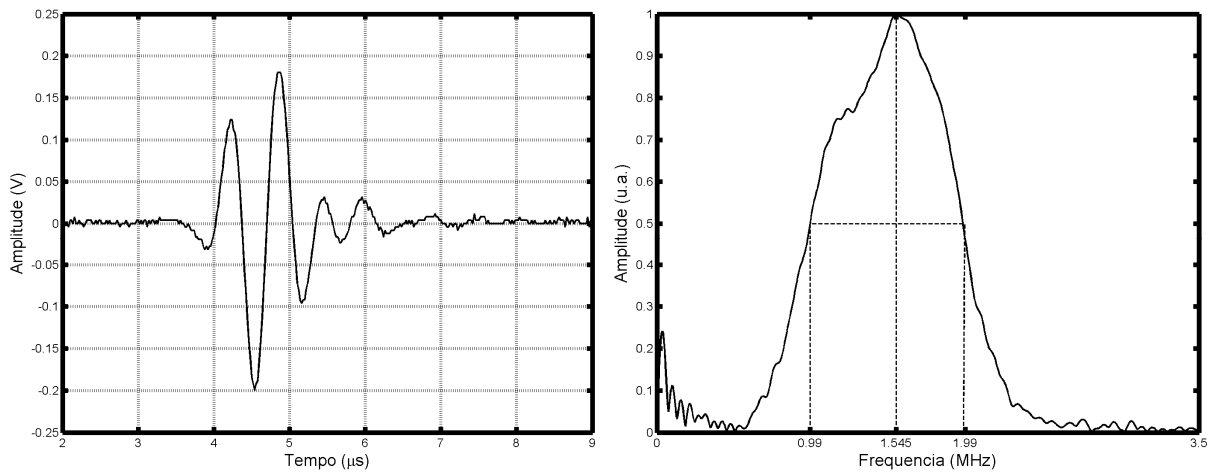


Figura 4.47: Resposta pulso-eco e espectro de um transdutor circular de elemento único conectado no canal 5 da placa.



## Capítulo 4 – Resultados

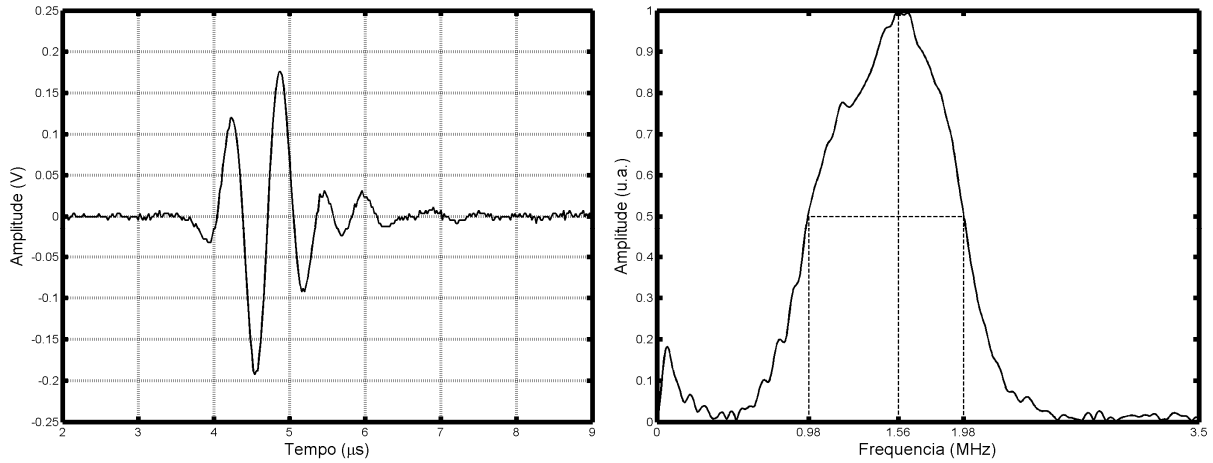


Figura 4.48: Resposta pulso-eco e espectro de um transdutor circular de elemento único conectado no canal 6 da placa.

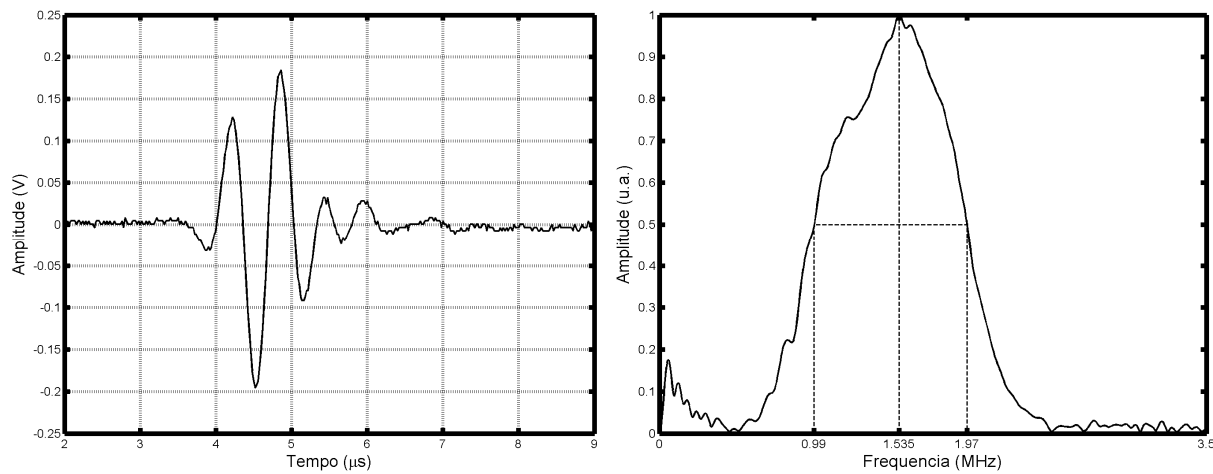


Figura 4.49: Resposta pulso-eco e espectro de um transdutor circular de elemento único conectado no canal 7 da placa.

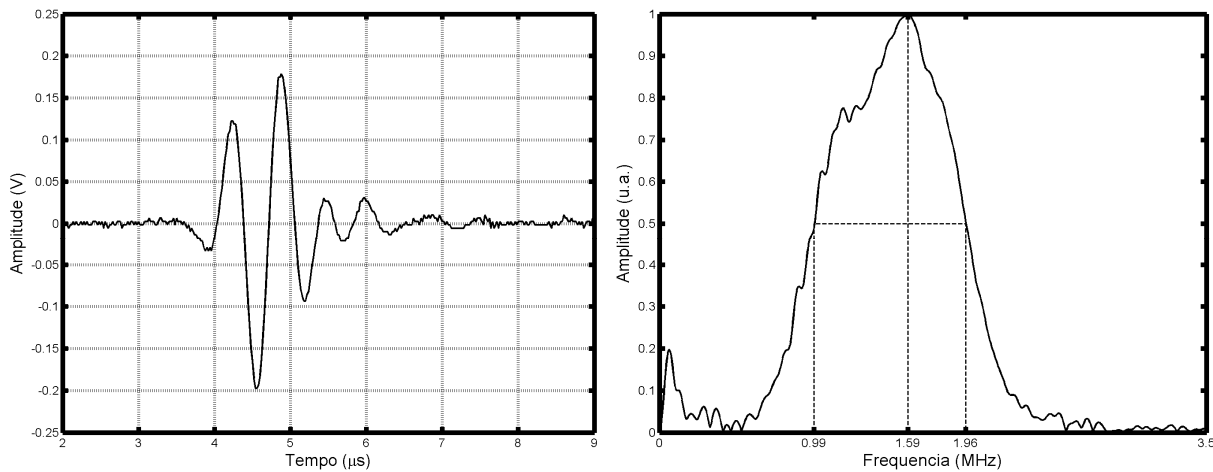


Figura 4.50: Resposta pulso-eco e espectro de um transdutor circular de elemento único conectado no canal 8 da placa.

Capítulo 4 – Resultados

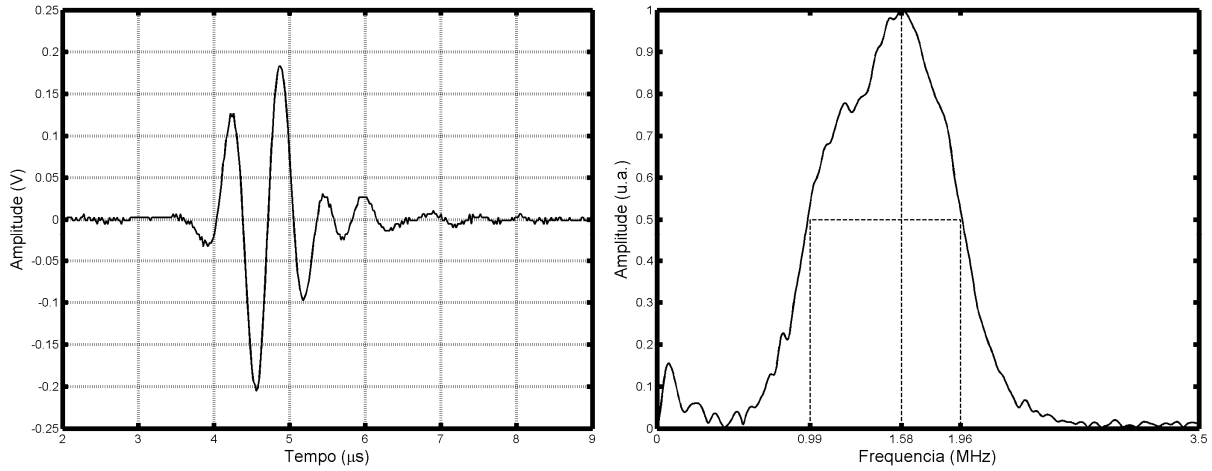


Figura 4.51: Resposta pulso-eco e espectro de um transdutor circular de elemento único conectado no canal 9 da placa.

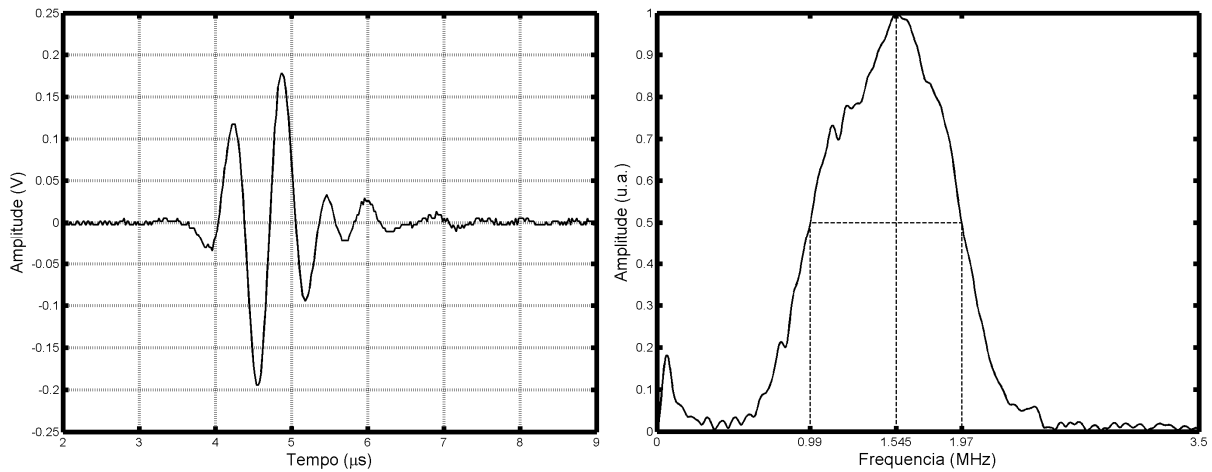


Figura 4.52: Resposta pulso-eco e espectro de um transdutor circular de elemento único conectado no canal 10 da placa.

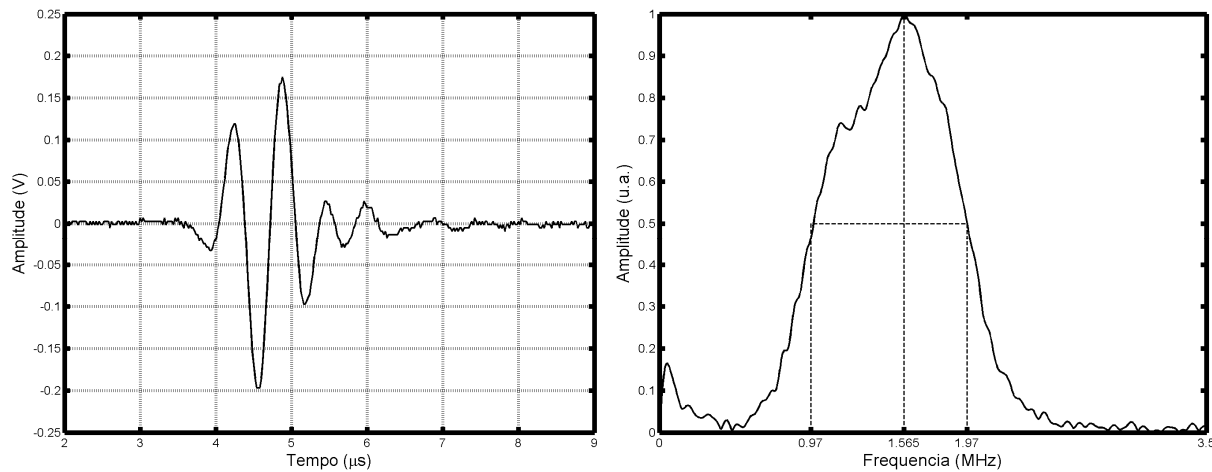


Figura 4.53: Resposta pulso-eco e espectro de um transdutor circular de elemento único conectado no canal 11 da placa.

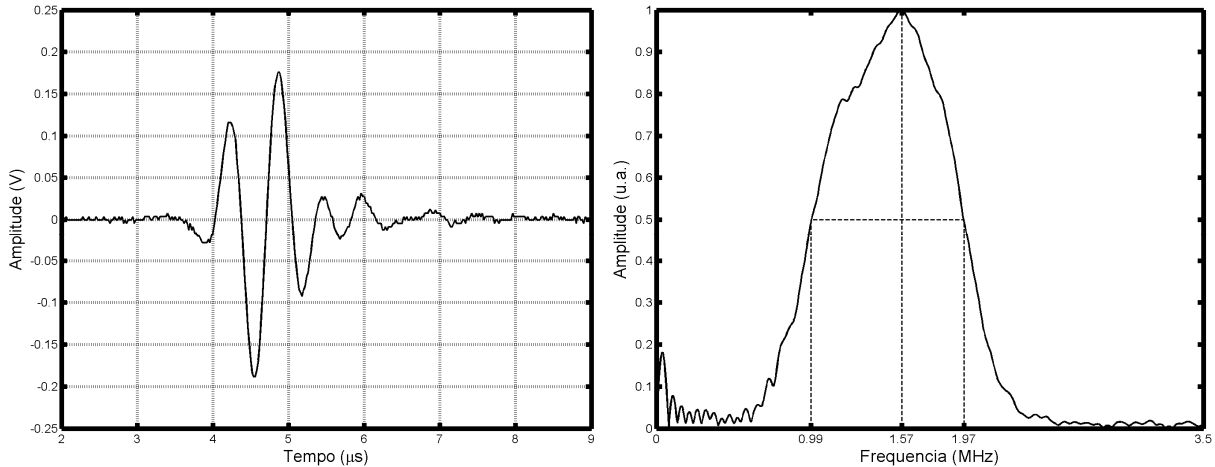


Figura 4.54: Resposta pulso-eco e espectro de um transdutor circular de elemento único conectado no canal 12 da placa.

### 4.3.8 Verificação de acoplamento entre os elementos

Para verificar a existência de acoplamento entre os elementos do transdutor, utilizou-se o seguinte procedimento: um elemento foi excitado (com sinal de -40 V de amplitude) e observou-se, com o auxílio de um osciloscópio, a reação provocada nos elementos adjacentes. Primeiramente o elemento 1 foi excitado. Observaram-se sinais elétricos referentes às vibrações em todos os outros elementos. Excitou-se então o elemento 7 e novamente foi observado o efeito do acoplamento nos outros elementos. A seguir, nas Figuras 4.55 a 4.60, apresentam-se os sinais captados pelo osciloscópio, referentes à vibração dos elementos, quando excitado somente o elemento 1.

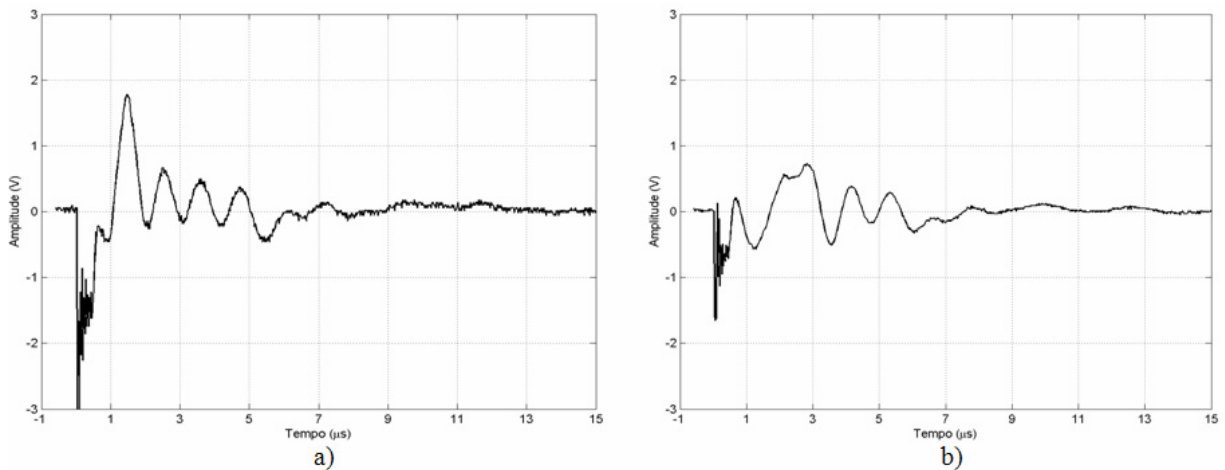


Figura 4.55: Excitando-se somente o elemento 1 do transdutor, observa-se a existência de acoplamento nos elementos (a) 2 e (b) 3.

## Capítulo 4 – Resultados

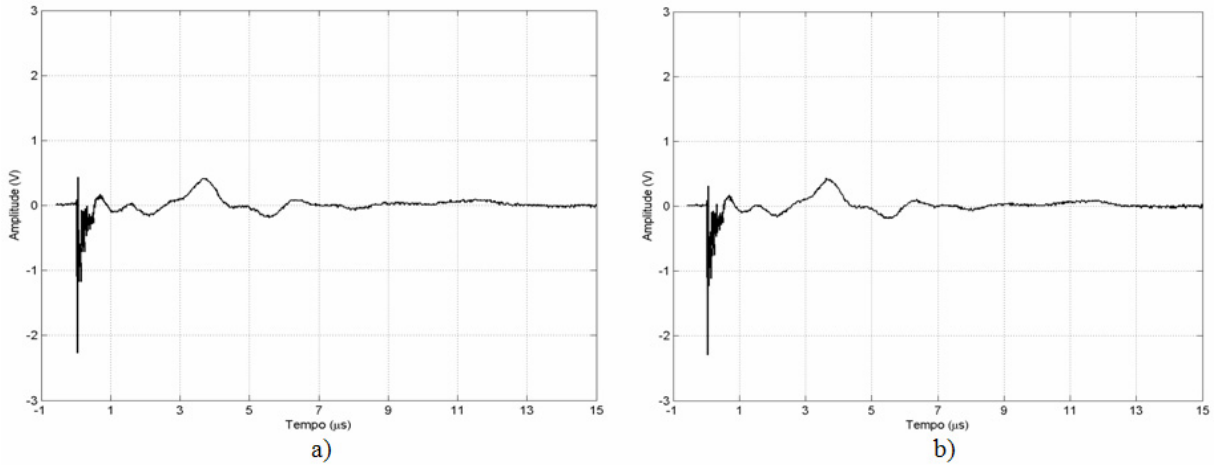


Figura 4.56: Excitando-se somente o elemento 1 do transdutor, observa-se a existência de acoplamento nos elementos (a) 4 e (b) 5.

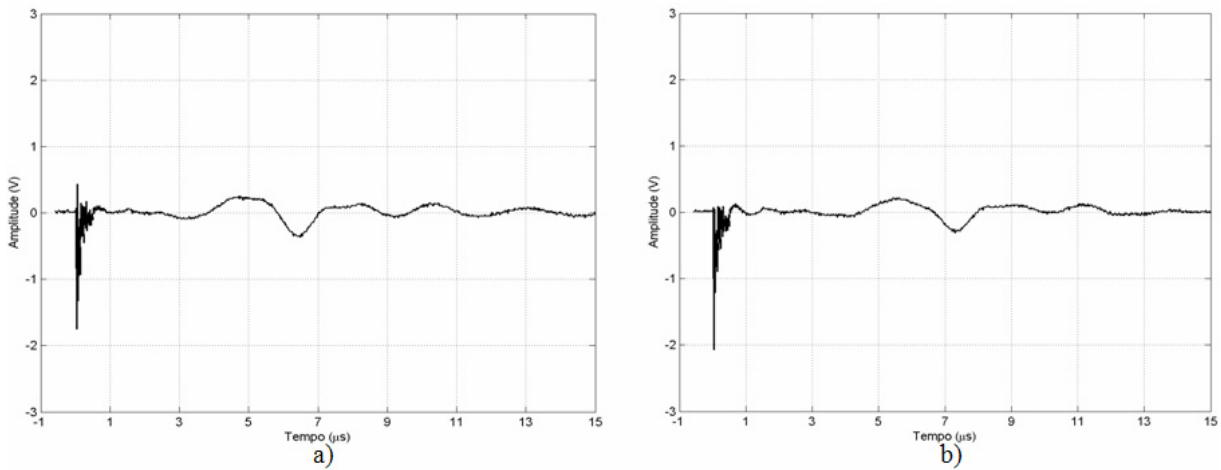


Figura 4.57: Excitando-se somente o elemento 1 do transdutor, observa-se a existência de vibrações nos elementos (a) 6 e (b) 7.

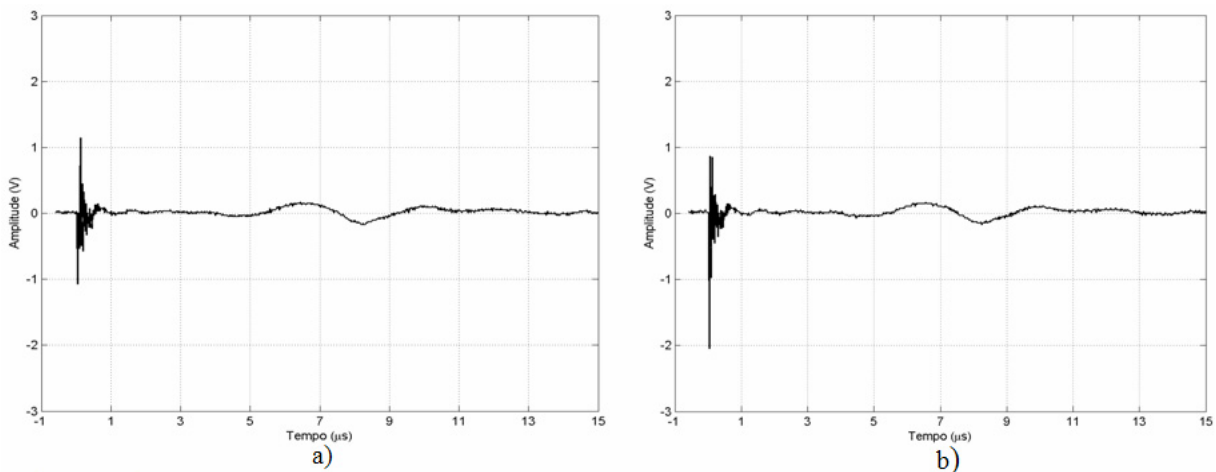


Figura 4.58: Excitando-se somente o elemento 1 do transdutor, observa-se a existência de acoplamento nos elementos (a) 8 e (b) 9.

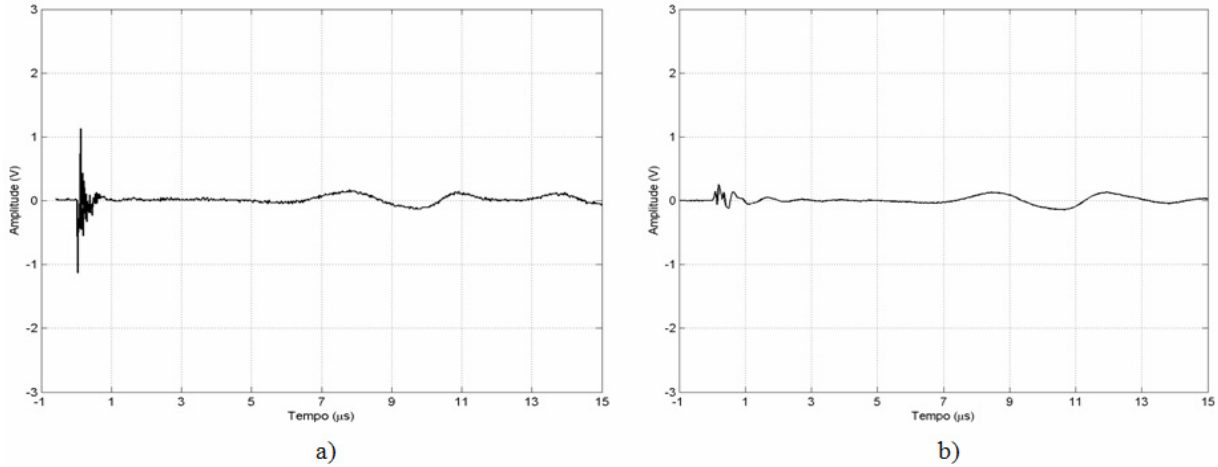


Figura 4.59: Excitando-se somente o elemento 1 do transdutor, observa-se a existência de acoplamento nos elementos (a) 10 e (b) 11.

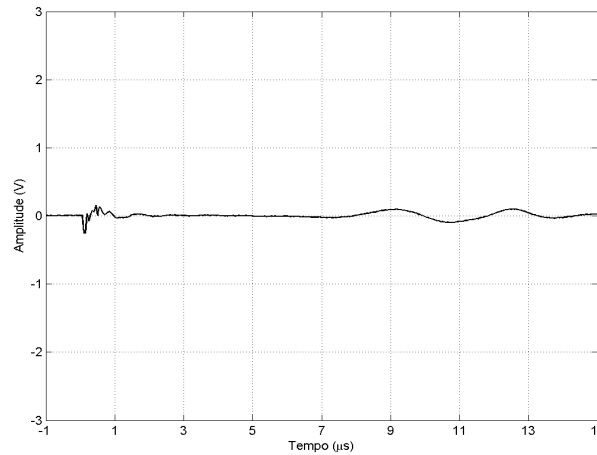


Figura 4.60: Excitando-se somente o elemento 1 do transdutor, observa-se a existência de acoplamento no elemento 12.

Analisando as Figuras 4.55 a 4.60, percebe-se a existência de acoplamento e seu efeito vai diminuindo conforme o elemento cujo sinal foi captado se distancia do elemento excitado.

A seguir, nas Figuras 4.61 a 4.66, apresentam-se os sinais captados pelo osciloscópio, referentes à vibração dos elementos, quando excitado somente o elemento 7. Novamente percebe-se a existência de acoplamento, numa intensidade maior nas proximidades do elemento excitado.

## Capítulo 4 – Resultados

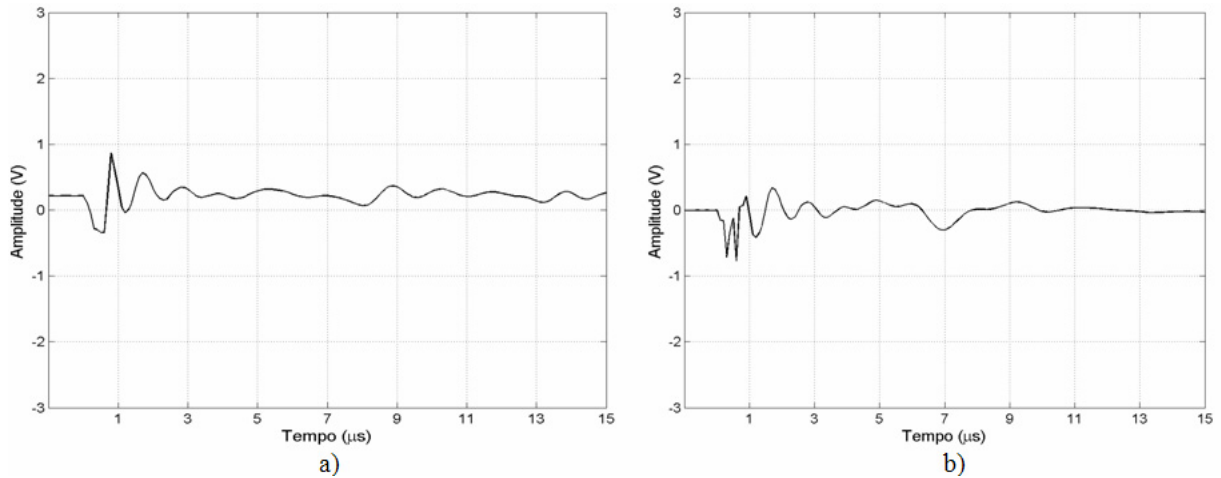


Figura 4.61: Excitando-se somente o elemento 7 do transdutor, observa-se a existência de acoplamento nos elementos (a) 1 e (b) 2.

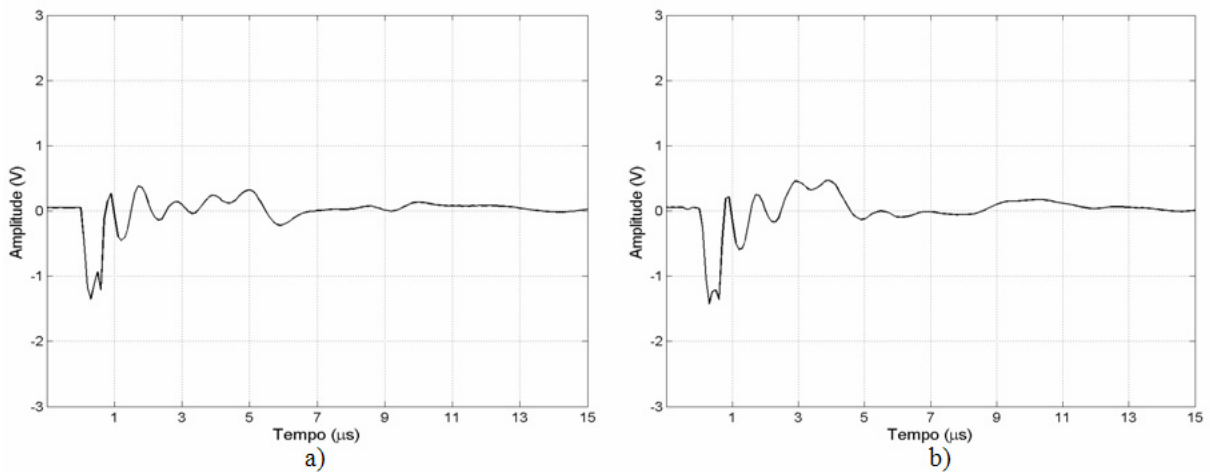


Figura 4.62: Excitando-se somente o elemento 7 do transdutor, observa-se a existência de acoplamento nos elementos (a) 3 e (b) 4.

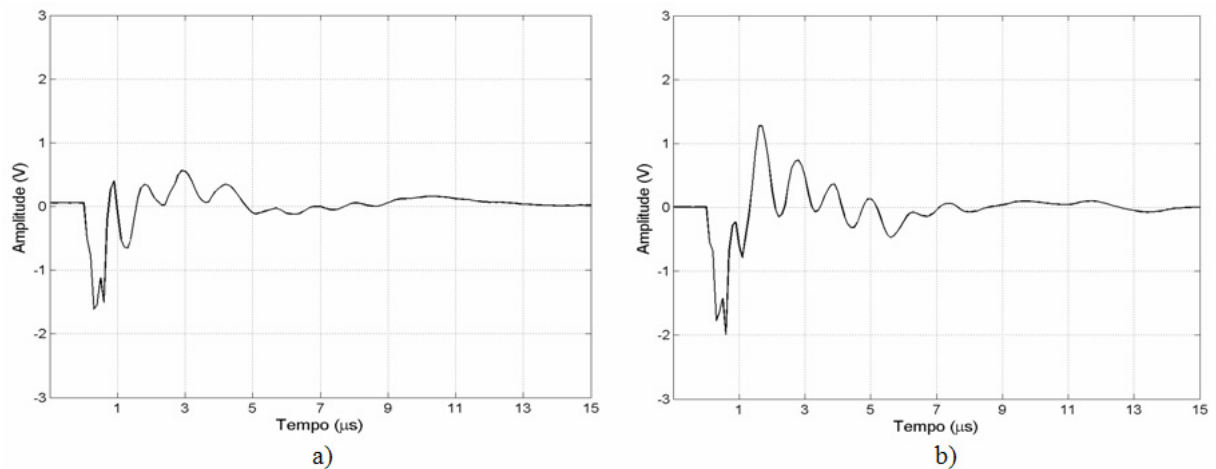


Figura 4.63: Excitando-se somente o elemento 7 do transdutor, observa-se a existência de acoplamento nos elementos (a) 5 e (b) 6.

## Capítulo 4 – Resultados

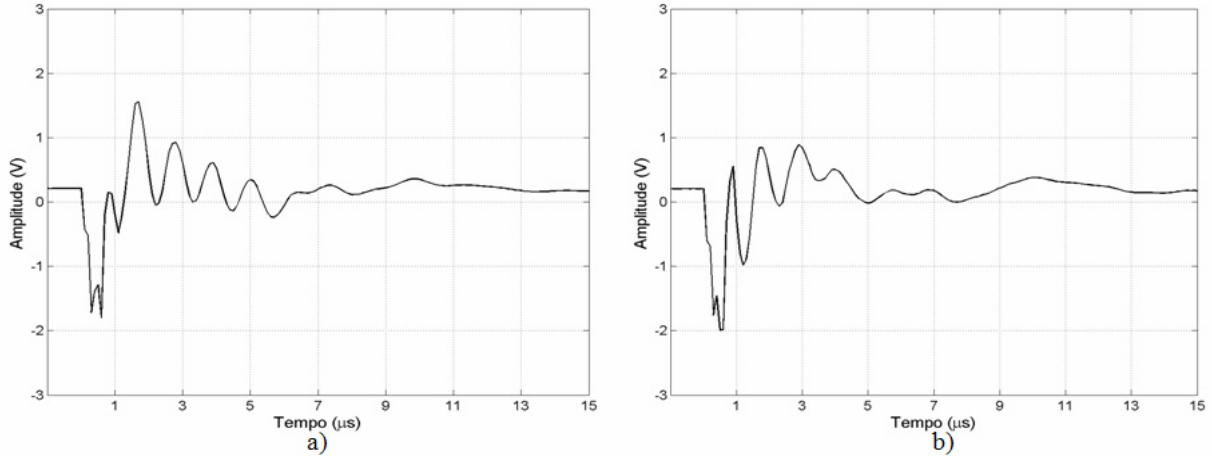


Figura 4.64: Excitando-se somente o elemento 7 do transdutor, observa-se a existência de acoplamento nos elementos (a) 8 e (b) 9.

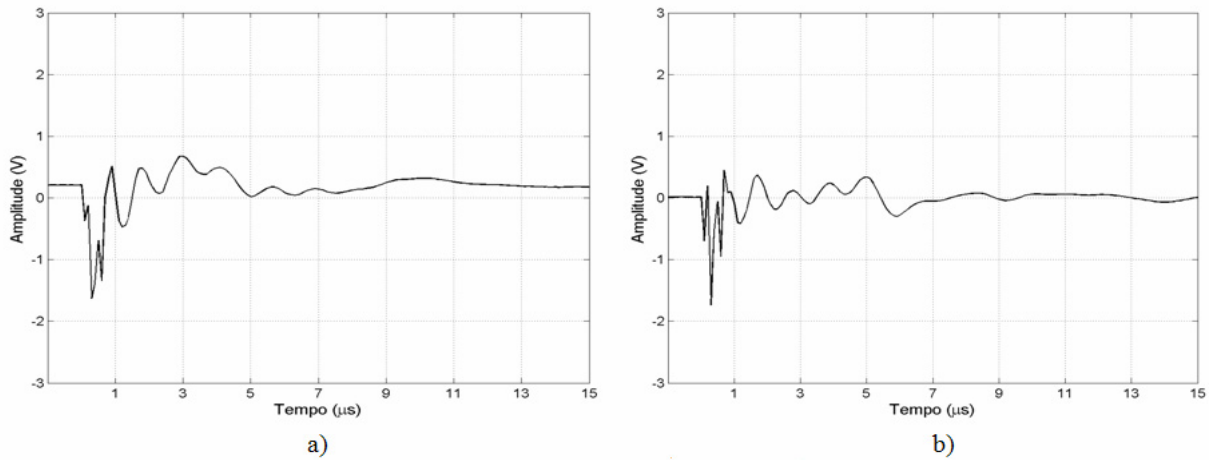


Figura 4.65: Excitando-se somente o elemento 7 do transdutor, observa-se a existência de acoplamento nos elementos (a) 10 e (b) 11.

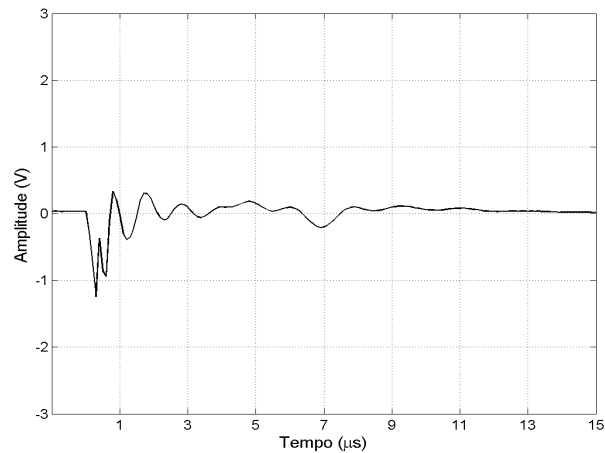


Figura 4.66: Excitando somente o elemento 7 do transdutor, observa-se a existência de acoplamento no elemento 12.

Analisando os testes ilustrados nas Figuras 4.55 a 4.66, observa-se a existência de acoplamento entre os elementos. Com o propósito de determinar se este acoplamento é de natureza elétrica ou mecânica, fez-se um teste excitando-se um elemento do transdutor e verificando nos demais elementos se o sinal de acoplamento se alterava, quando aplicada manualmente pressão nos elementos através da face da cerâmica do transdutor. Esta pressão foi aplicada com o auxílio de uma lâmina metálica fina, com largura próxima a dos elementos. Os resultados, quando comparados com os sinais obtidos sem a aplicação de pressão, não mostraram alterações, sugerindo que o acoplamento é de natureza elétrica e não mecânica. Os gráficos da Figura 4.67 mostram os sinais de acoplamento para os elementos 6 e 8 respectivamente, quando aplicado um sinal de excitação no elemento 7 do transdutor.

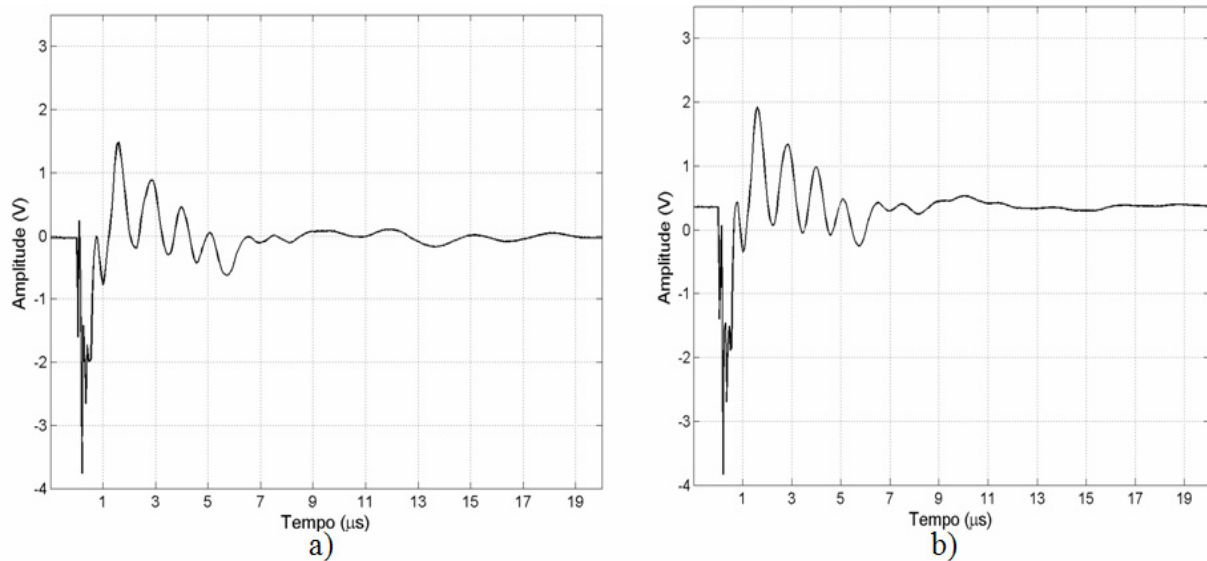


Figura 4.67: Excitando-se somente o elemento 7 do transdutor, observa-se a existência de acoplamento nos elementos (a) 6 e (b) 8, mesmo quando aplicada manualmente pressão na superfície cerâmica referente a estes elementos.

#### 4.4 Mapeamento do campo acústico

Para avaliar o comportamento do feixe ultra-sônico emitido pelo transdutor, foi levantado seu campo acústico. O mapeamento foi realizado no LSA/EPUSP utilizando o esquema ilustrado na Figura 4.68.



O transdutor foi ligado ao sistema de geração e recepção desenvolvido. Como no sistema de mapeamento do LSA/EPUSP é o computador o responsável pela geração do sinal de *trigger* para excitação do transdutor e aquisição dos dados, foi necessária a utilização deste sinal para sincronizar a geração dos pulsos de excitação do transdutor. Assim, fez-se uma pequena adaptação no *software* de controle do microcontrolador, para só disparar os pulsos de controle de excitação no momento em que recebesse sinal de sincronismo do computador. Para captação do campo gerado, foi utilizado um hidrofone pontual (*JP WEIGHT – Ultrasonic Instrumentation*) de 0,6 mm de diâmetro.

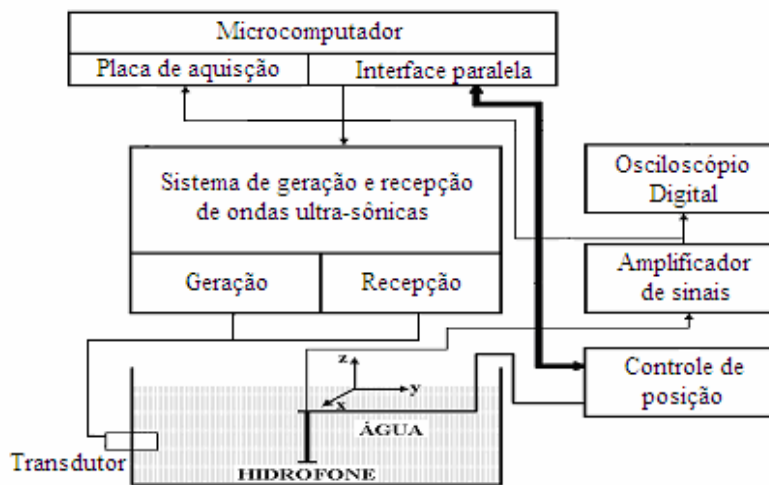


Figura 4.68: Esquema da montagem utilizada para realização do mapeamento acústico.

Os sinais referentes ao campo foram amplificados por um pré-amplificador de 10 dB, do mesmo fabricante, e foram adquiridos por uma placa de aquisição PDA12 (*Signatec*) de 12 bits e 125 MHz de frequência de amostragem, instalada no microcomputador. Os dados adquiridos foram posteriormente processados e registrados graficamente utilizando o *software* Matlab<sup>®</sup>. Foram realizados mapeamentos para o caso onde era excitado somente 1 elemento e também com 2 e todos os elementos excitados simultaneamente. Os mapeamentos foram feitos no plano xy, com variação de 80 mm em ambos os eixos em passos de 1 mm, velocidade de 10 mm/s, taxa de amostragem de 30 MHz e distância inicial do transdutor ao hidrofone de 1 mm. Apresentam-se a seguir, nas Figuras 4.69 a 4.71, os mapeamentos realizados no plano xy, com o eixo de amplitude mostrando a amplitude do sinal naquele ponto.

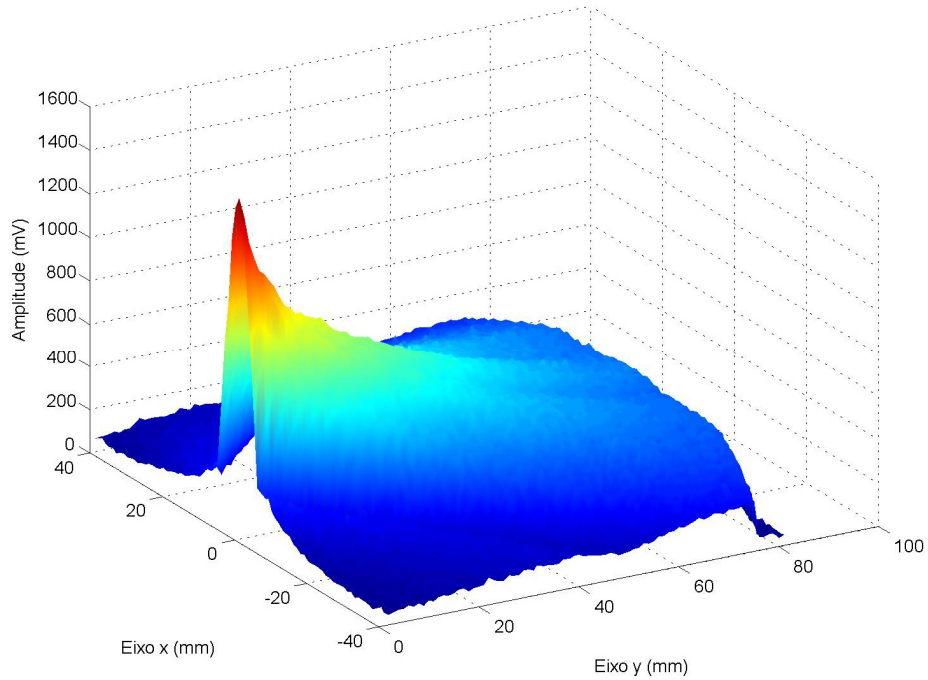


Figura 4.69: Campo acústico no plano xy, incluindo eixo de amplitudes, para um elemento excitado.

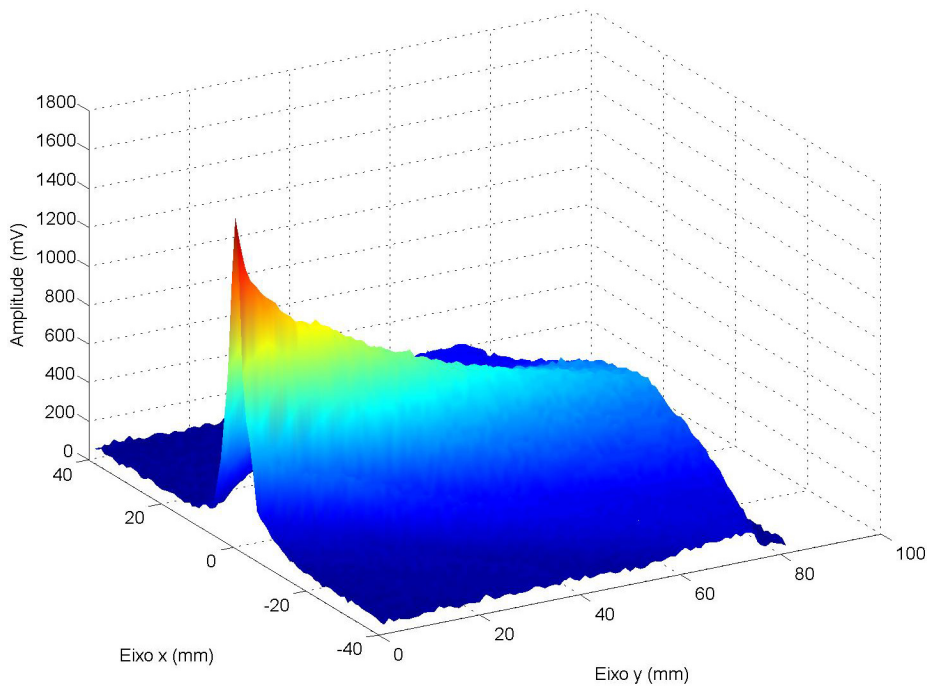


Figura 4.70: Campo acústico no plano xy, incluindo eixo de amplitudes, para dois elementos excitados simultaneamente.

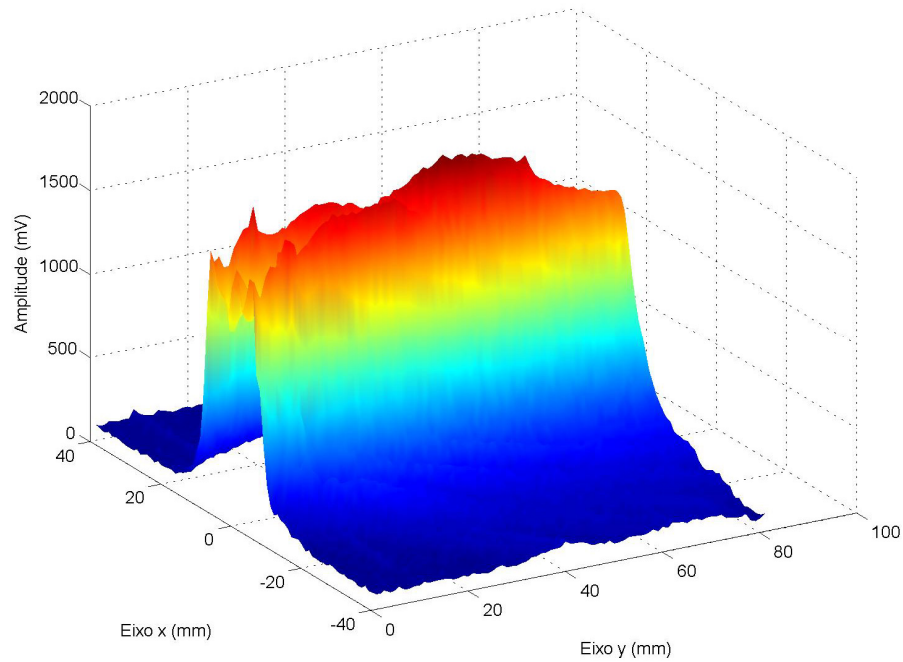


Figura 4.71: Campo acústico no plano xy, incluindo eixo de amplitudes, para seis elementos excitados simultaneamente.

Nas Figuras 4.72 a 4.74 apresentam-se os mapeamentos dos campos no plano x e y, com a amplitude mostrada somente em código de cores, para facilitar a comparação entre a abertura dos campos.

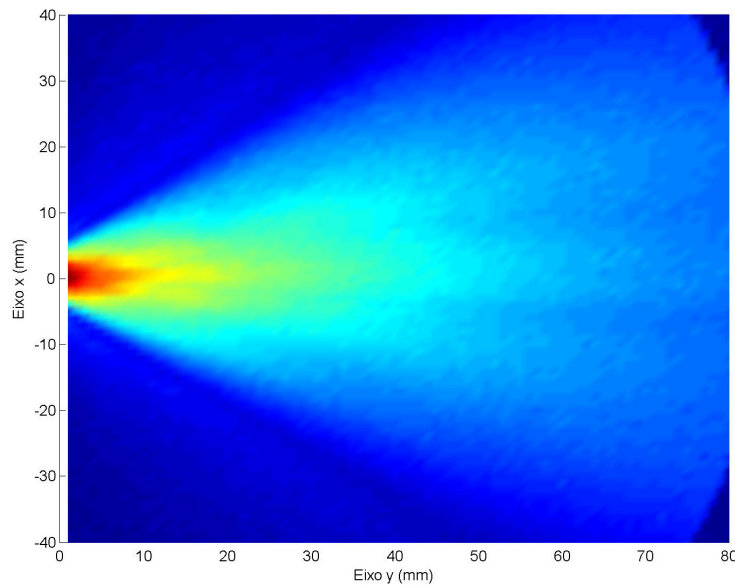


Figura 4.72: Campo acústico de um elemento único (elemento 6).

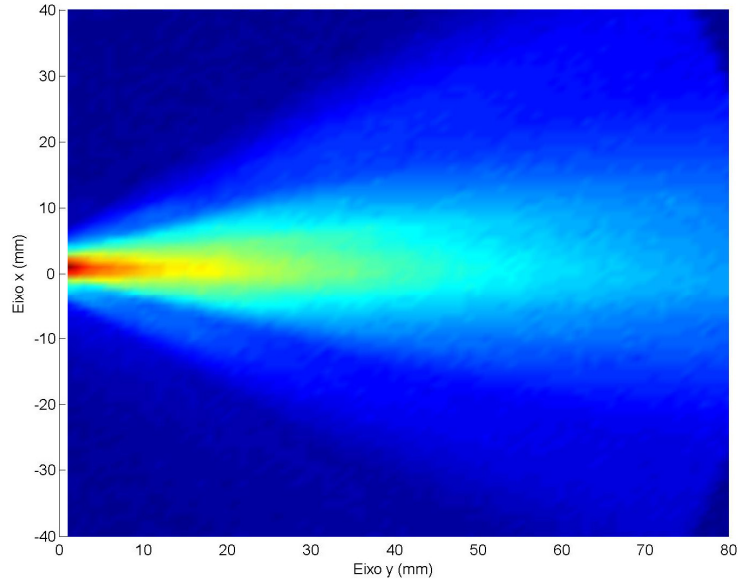


Figura 4.73: Campo acústico de dois elementos excitados (elementos 6 e 7).

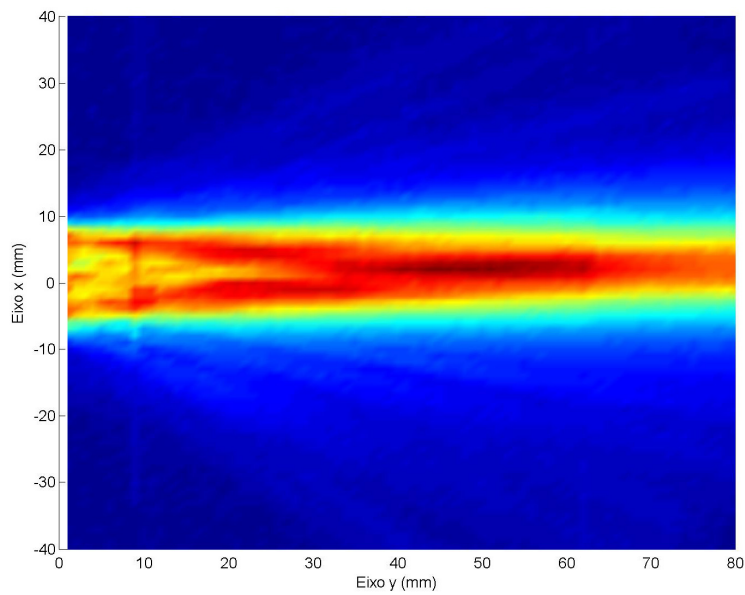


Figura 4.74: Campo acústico com todos os elementos excitados simultaneamente.

Analisando as figuras de mapeamento de campo observa-se que, conforme aumenta o número de elementos excitados simultaneamente, a energia emitida aumenta e a abertura do feixe acústico diminui, concordando com a teoria apresentada na seção 2.3 do Capítulo 2. Comparando as figuras de mapeamento com eixo de amplitude (Figuras 4.69 a 4.71) pode-se dizer que, conforme aumenta o número de elementos excitados simultaneamente, o início do

## Capítulo 4 – Resultados

campo distante se distancia da face do transdutor. Na Figura 4.74 observa-se a presença de lóbulos laterais.

As Figuras 4.75 a 4.77 apresentam os contornos de intensidade do campo de -3 dB, -6 dB, e -20 dB, com relação à amplitude máxima, para os casos anteriores.

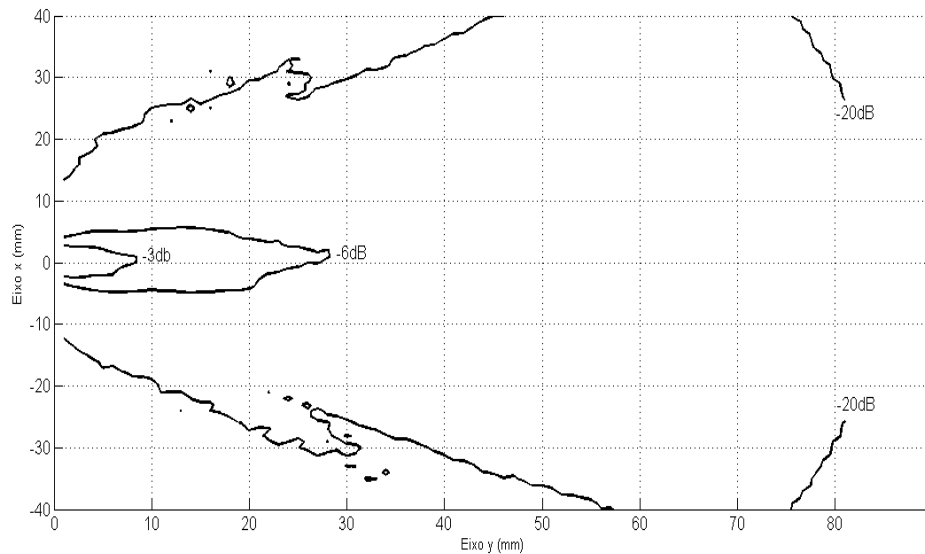


Figura 4.75: Representação em 2D dos contornos de intensidade do campo de -3 dB, -6 dB e -20 dB, através da excitação de um elemento.

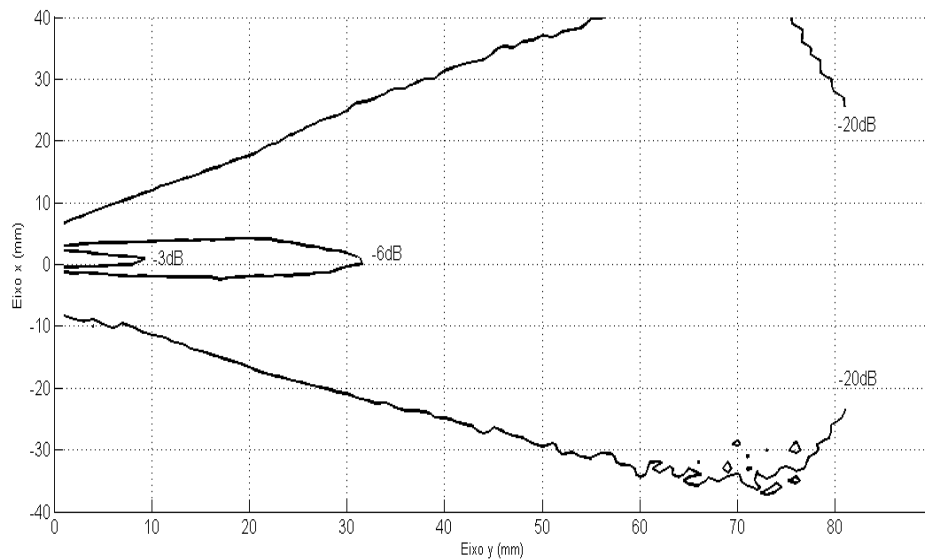


Figura 4.76: Representação em 2D dos contornos de intensidade do campo de -3 dB, -6 dB e -20 dB, através da excitação de dois elementos.

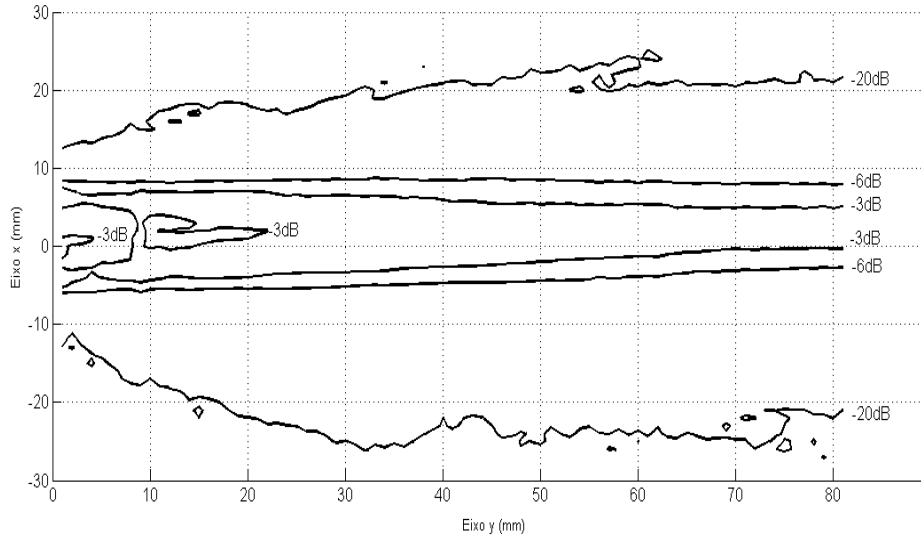


Figura 4.77: Representação em 2D dos contornos de intensidade do campo de -3 dB, -6 dB e -20 dB, através da excitação dos 12 elementos.

Foi feito ainda um teste de mapeamento de campo quando ajustado o *software* de controle do microcontrolador para realizar varredura com disparos de 1 em 1 elemento, tal que o tempo entre os disparos fosse o menor possível para este microcontrolador, produzindo um efeito de deflexão no feixe acústico, como apresentado no campo da Figura 4.78.

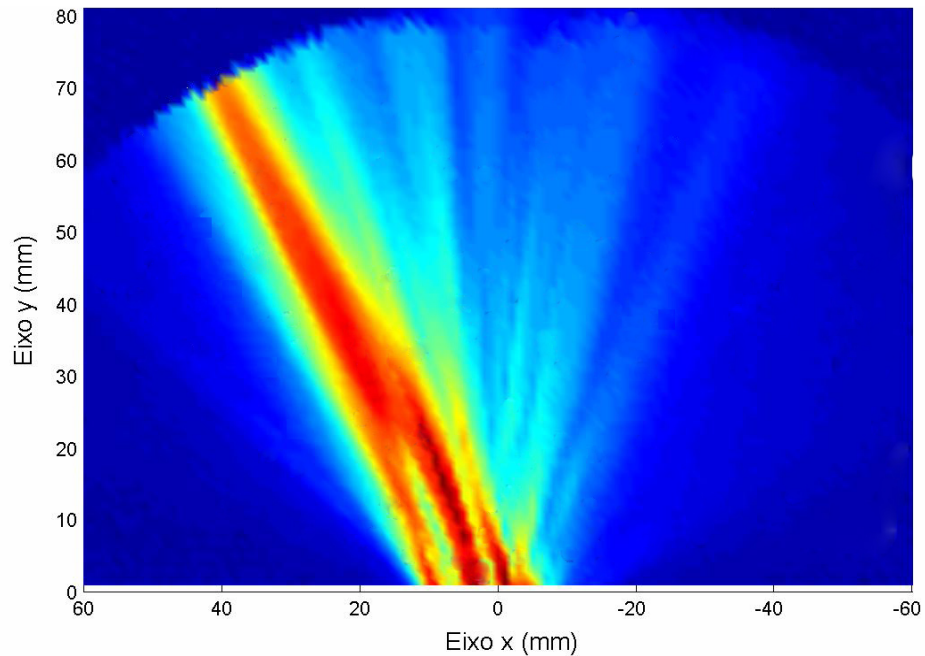


Figura 4.78: Feixe defletido proporcionado por atrasos de 400 ns entre os disparos, iniciando os disparos pelo elemento 1.

O menor tempo entre os disparos é conseguido em 2 ciclos de máquina, ou seja, 400 ns. Com este atraso, é possível produzir uma deflexão do feixe de aproximadamente 30 graus. O campo da Figura 4.78 foi adquirido com resolução de 1 mm e variações de 120 mm no eixo x e 80 mm no eixo y.

#### 4.5 Formação de imagem

Finalmente, após a caracterização de todo o sistema, partiu-se para a geração de uma imagem de um *phantom* simples, composto por dois fios de *nylon*, ambos de 0,6 mm de diâmetro, dispostos conforme ilustrado na Figura 4.79. Posicionaram-se os fios numa direção perpendicular à face do transdutor, de modo que ficassem separados por uma distância de 8 mm. De acordo com a equação 2.7, para o transdutor detectar dois anteparos posicionados no eixo de propagação da onda, separados por uma distância de 8 mm, considerando uma velocidade de propagação de 1500 m/s, é necessário um pulso de duração máxima de 10,6  $\mu$ s. Portanto, teoricamente, é possível detectar os dois anteparos separados por uma distância de 8 mm, já que a resposta pulso-eco para o transdutor em questão tem duração menor que 10,6  $\mu$ s, como apresentado na seção 4.3 deste capítulo.

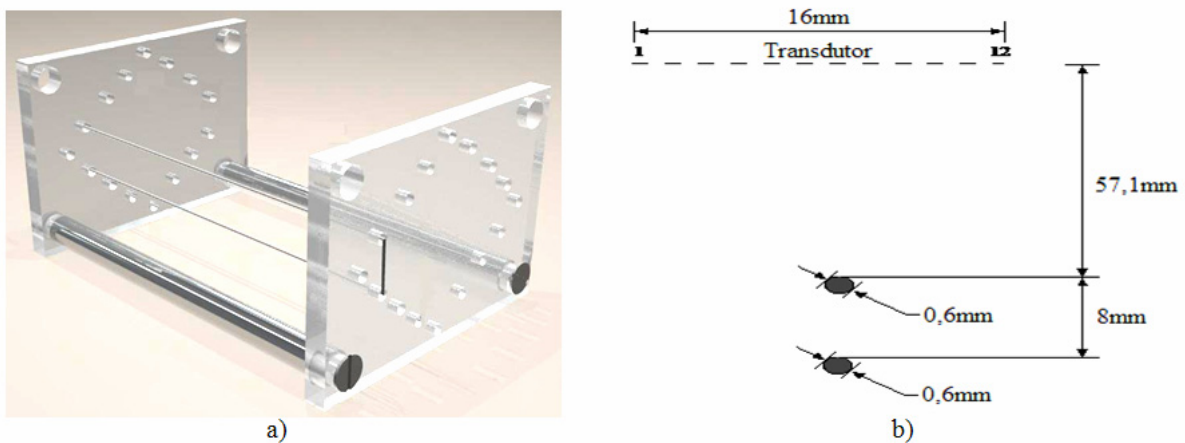


Figura 4.79: a) Foto do *phantom* utilizado para geração de imagem e b) disposição dos fios de *nylon* no *phantom*.

O transdutor e o *phantom* foram mergulhados em água dentro de um tanque e, para a aquisição dos sinais, montou-se o esquema ilustrado na Figura 4.80. A excitação do transdutor



foi feita com todos os elementos sendo excitados simultaneamente e as linhas de ecos foram adquiridas, pelo osciloscópio, em cada uma das saídas dos circuitos de recepção, com ganho de 12 dB. A aquisição foi realizada numa frequência de amostragem de 20 MHz, com 1000 pontos por aquisição. Essas linhas foram posteriormente processadas em *software* para geração de uma imagem em modo-B.

No processamento dos sinais, cada linha de eco foi concatenada de modo a formar uma matriz 1000x12. Determinou-se o envelope de cada sinal da matriz através da transformada de Hilbert que foram convertidos em escala de cinza, resultando na imagem apresentada na Figura 4.81.

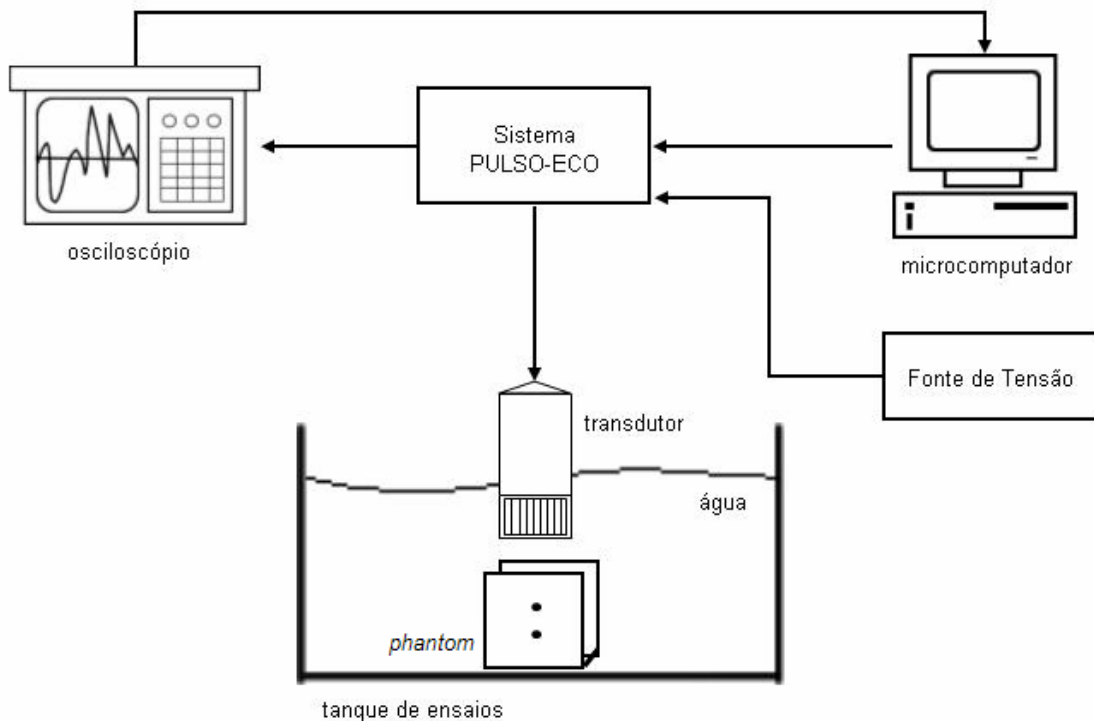


Figura 4.80: Esquema montado para aquisição de sinais e geração de uma imagem em modo-B.

Na Figura 4.81, o eixo das ordenadas indica a profundidade do campo acústico com relação à face do transdutor, e o das abscissas, as linhas concatenadas dos sinais de RF captados por cada canal de recepção, apresentados em escala de cinza.

Na imagem, iniciando a aproximadamente 56 mm, observam-se tons de cinza referentes a ecos captados por todos os canais. Este valor corresponde à distância da face do transdutor ao primeiro fio de *nylon* captado.



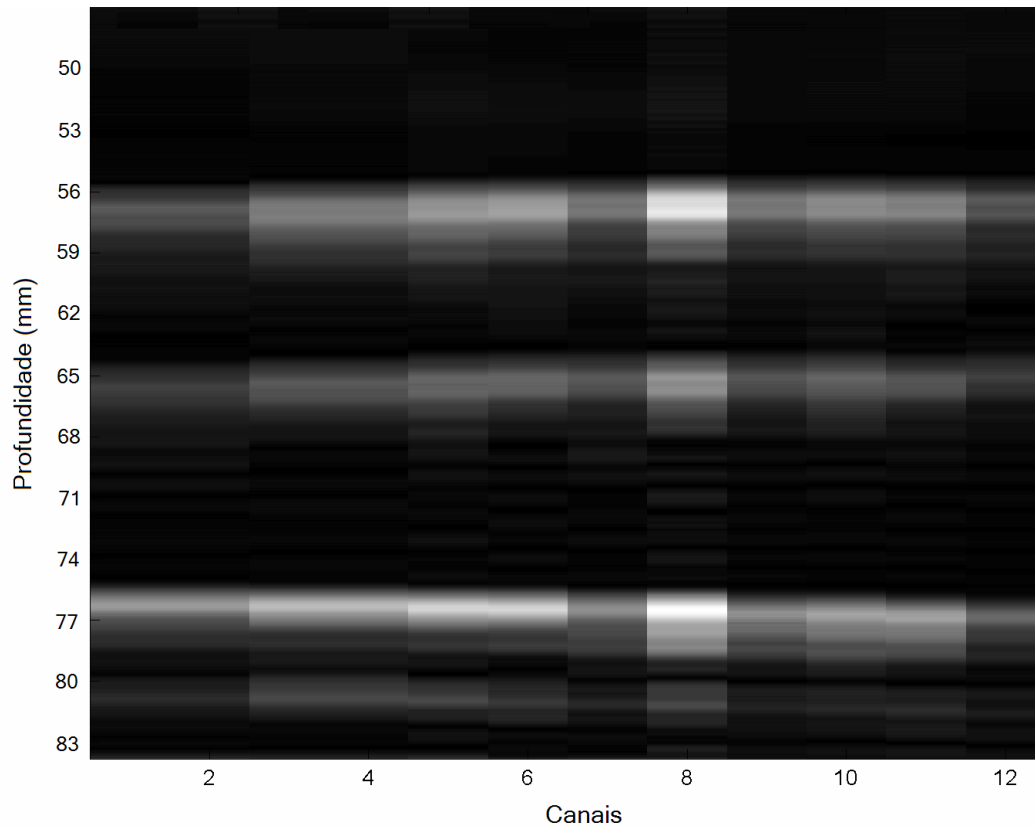


Figura 4.81: Imagem em Modo-B formada a partir do *phantom* da Figura 4.79.

Embora o diâmetro do fio seja menor que a largura de um único elemento, todos os canais captam ecos, com diferentes amplitudes, referentes ao mesmo fio. Este fato não é desejado e evidencia a baixa resolução lateral do transdutor. Ainda na Figura 4.81, observa-se tons de brilho também à distância aproximada de 65 mm, referente ao segundo fio detectado. Conclui-se que tanto a distância do primeiro quanto do segundo brilho estão perfeitamente coerentes com as distâncias dos fios com relação à face do transdutor. Por fim, observam-se também na imagem tons de cinza ocorrendo abaixo dos fios de *nylon*. Estes são referentes a ecos produzidos pela haste de metal que dá suporte ao *phantom*.

No intuito de melhorar a baixa resolução lateral verificada, partiu-se para um processamento dos sinais adquiridos utilizando a técnica de focalização na recepção. O propósito da focalização é fazer coincidir em fases as ondas geradas por todos os elementos do *array* em um determinado ponto do campo acústico. Neste ponto, chamado de foco, cria-se uma alta intensidade de campo acústico como consequência da soma das intensidades de todos os sinais individuais. Fora do foco as intensidades são menores, ou inclusive nulas se os sinais interferem entre si de forma destrutiva.

Para geração da imagem focalizada, apresentada na Figura 4.82, utilizou-se a técnica de focalização dinâmica na recepção, através da inserção de atrasos e somatória no domínio do tempo, nos mesmos sinais de ecos utilizados na construção da Figura 4.81, de acordo com a seguinte equação (CANNATA *et al*, 2006):

$$P(x_i, z_i) = \sum_{e=1}^N w_e R_e \left[ t - \frac{2}{c} \cdot \sqrt{(x_e - x_o)^2 + z_o^2} \right] \quad (4.1)$$

onde  $x_i, z_i$  é a localização do *pixel* no plano da imagem,  $e$  é o índice do elemento (1-12),  $w_e$  é a função apodização,  $R_e$  é a resposta no domínio do tempo,  $t$  é o tempo,  $c$  é a velocidade de propagação,  $x_o, z_o$ , é a localização espacial do ponto focal e  $x_e$  é a posição do elemento no *array*.

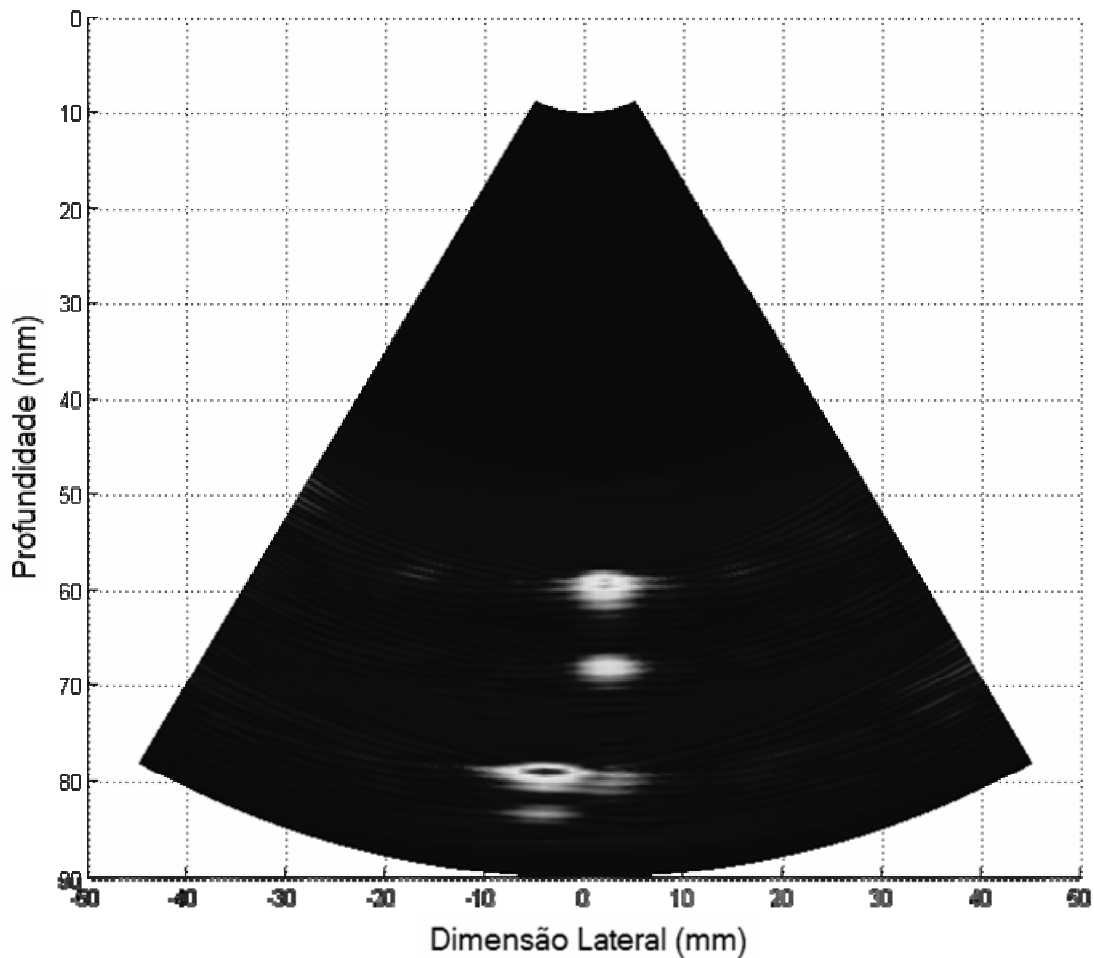


Figura 4.82: Imagem em Modo-B formada a partir do *phantom* da Figura 4.79, processada através da técnica da focalização na recepção.

## *Capítulo 4 – Resultados*

No processamento da imagem, realizou-se uma varredura setorial de  $60^\circ$ , com discretização angular de  $1^\circ$  produzindo 61 linhas formando uma imagem setorial. Na imagem da Figura 4.82 observa-se uma significativa melhora nas resoluções, principalmente a lateral, quando comparada com a imagem da Figura 4.81.

## Capítulo 5

### Discussão e Conclusões

Neste trabalho foi desenvolvido um sistema com 12 canais de geração e recepção de ondas ultra-sônicas para excitação linear seqüencial de transdutores matriciais, em conjunto com um transdutor matricial linear de 12 elementos, cumprindo o objetivo proposto para este trabalho. O sistema encontra-se atualmente operando no LUS/CEB da UNICAMP.

Os circuitos de potência podem aplicar pulsos ao transdutor através de qualquer canal da placa, de forma independente, com amplitude regulável de até 250 V, permitindo que transdutores que exijam maior potência para operar também possam ser utilizados no sistema.

Os circuitos de recepção possuem boa faixa de passagem, com resultados mostrando resposta plana para a faixa de 0,5 a 30 MHz para ganhos até 20 dB, e de 0,5 a 6 MHz para ganho de 30 dB e ganho controlável até 30 dB, permitindo que o sistema possa ser utilizado em conjunto com uma ampla faixa de transdutores. A amplificação é realizada por um amplificador moderno, que exige poucos componentes para operação e possui encapsulamento em SMD, fatores que contribuem para a redução do tamanho de *hardware*.

Os circuitos de proteção funcionam adequadamente. O teste apresentado mostrou que este circuito limita em torno de  $2,5 V_{pp}$  a tensão que chega ao amplificador.

O microcontrolador atende os requisitos do projeto, gerando pulsos com característica adequada à excitação do transdutor com diferentes padrões de excitação e proporciona o controle dos circuitos de corte, que operam de forma independente para cada canal, com tempo de corte ajustável entre 0 e 99  $\mu s$ .

Os circuitos de corte ceifam o sinal na recepção durante todo tempo selecionado na interface com o usuário, restando apenas um pequeno pico de curtíssima duração no momento inicial da excitação do transdutor. Isso acontece porque atualmente o circuito de corte entra em ação praticamente no mesmo instante da excitação do transdutor. Este problema pode ser resolvido via software, adiantando a atuação do circuito de corte com relação ao momento de excitação do transdutor, ou via hardware atrasando a excitação.

O transdutor construído, embora tenha apresentado baixa resolução lateral e acoplamento elétrico entre os elementos, possibilitou que fossem feitos os testes de caracterização da placa com os circuitos. O acoplamento existente entre os elementos é um efeito indesejado e precisa ser tratado com atenção especial nos próximos trabalhos envolvendo construção de transdutores matriciais.

Os resultados obtidos com o mapeamento do campo acústico concordaram com a teoria ao mostrarem que o feixe acústico se torna mais diretivo conforme aumenta o número de elementos excitados simultaneamente.

Embora o transdutor tenha apresentado limitações na geração de imagens, mostrou-se que com processamento de focalização dos sinais de eco através de *software*, foi possível gerar uma imagem com distinção de 2 fios de *nylon* finos e espaçados dentro da faixa de resolução mínima do transdutor.

Em trabalhos futuros, esforços podem ser direcionados no sentido de implementar a focalização e deflexão eletrônica ao sistema, já que a imagem em tempo real exige rápido processamento. Neste caso, a unidade de controle deverá sofrer alterações, uma vez que a velocidade do microcontrolador utilizado não permite a geração de disparos entre um pulso e outro num curto período de tempo, requisitos exigidos para implementar o processo de focalização. Para isto deverá ser estudado a utilização de um microcontrolador de alta velocidade ou FPGA's (*Field Programmable Gate Array*). O sistema é flexível e permite a modificação da unidade de controle sem necessidade de alterações na unidade de geração e recepção de ondas, já que estão separadas. Poderá também ser implementado um controle de ganho para compensar as atenuações do US no meio, bastando aplicar uma tensão, como por exemplo, tipo rampa, no lugar do potenciômetro atualmente utilizado para ajustar a amplitude do ganho.

## Referências Bibliográficas

- ANGELSEN, B.A.J.; TORP, H.; HOLM, S.; KRISTOFFERSEN, K.; WHITTINGHAM, T.A. *Which Transducer Array is Best?*. European Journal of Ultrasound, v.2, p.151-164, 1995.
- BAMBER, J.C.; TRISTAN, M. *Diagnostic Ultrasound*, in WEBB, S.: *The Physics of Medical Imaging*, London: IOP Publishing Ltd, p. 319-387, 1988.
- BELASSIANO, E. *Desenvolvimento de um Transdutor Ultra-Sônico Matricial Bidimensional Para Aplicações Doppler*. Rio de Janeiro, 2004, 109p, Dissertação de Mestrado, Universidade Federal do Rio de Janeiro – COPPE/UFRJ.
- BRITTAIN, R.H.; WEIGHT, J.P. *Fabrication of Non-Uniformly Excited Wide-Band Ultrasonic Transducers*. Ultrasonics, v.25, 1987.
- BRONZINO, J.D. *Biomedical Engineering and Instrumentation: Basic Concepts and Application*. BWS-Kent, 1986, p. 347-386.
- BUTTON, V.L.S.N. *Efeitos da Polarização Não-Uniforme de Cerâmicas Piezoelétricas no Campo de Transdutores de Ultra-Som*. Campinas, 1998, 201p, Tese de Doutorado, Universidade Estadual de Campinas – FEEC/UNICAMP.
- CANNATA, J.M.; WILLIAMS, J.A.; RITTER, T.A.; SHUNG, K.K. *Development of a 35-MHz Piezo-Composite Ultrasound Array for Medical Imaging*. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, v.53, n.1, p. 224-236, 2006.

### Referências Bibliográficas

- COSTA, E.T.; MAIA, J.M. *Equipamentos de Auxílio ao Diagnóstico por Ultra-Som. Equipamentos Médico-Hospitalares e o Gerenciamento da Manutenção: capacitação à distância*, Brasília: Editora Ministério da Saúde, 2002, 363-398.
- DUARTE, M.G. *Estudo da Apodização de Cerâmicas Piezoelétricas*. Campinas, 2003, 135p, Tese Dissertação de Mestrado, Universidade Estadual de Campinas – FEEC/UNICAMP.
- FENSTER, A.; DOWNEY, D. B. *Three-Dimensional Ultrasound Imaging*. *Annu. Rev. Biomed. Eng.* v.2, p. 457-475, 2000.
- FENSTER, A.; DOWNEY, D.B.; CARDINAL, H.N. *Three-Dimensional Ultrasound Imaging*. *Phys. Med. Biol.*, v.46, p. 67-99, 2001.
- HAUN, M.A. *New Approaches to Aberration Correction in Medical Ultrasound Imaging*. Urbana, 2004, 117p, [Ph.D. Dissertation, University of Illinois].
- MAGINNESS, M.G.; PLUMMER, J.D.; BEAVER, W.L.; MEINDL, J.D. *State-of-the-art in two-dimensional ultrasonic transducer array technology*, *Med. Physics*, v.02, p. 312-318, 1976.
- MAIA, J.M. *SPEM: Sistema Pulso-Eco Microcontrolado Para Geração e Medição de Campos Ultra-sônicos*. Campinas, 1995, 135p, Dissertação de Mestrado, Universidade Estadual de Campinas – FEEC/UNICAMP.
- MAIA, J.M. *Sistema Ultra-Sônico Para Auxílio ao Diagnóstico da Osteoporose*, Campinas, 2001, 181p, Tese de Doutorado, Universidade Estadual de Campinas – FEEC/UNICAMP.
- MCDICKEN, W.N. *Diagnostic Ultrasonics: Principles and Use of Instruments*. John Wiley & Sons, 2<sup>nd</sup> ed., Inc, U.S.A., 1981, 381p.

## Referências Bibliográficas

- MICROCHIP TECHNOLOGY INC. *PIC 16F87X: 28/40-pin 8-Bit CMOS FLASH Microcontrollers*, USA: Microchip, 1999.
- MICROCHIP TECHNOLOGY INC. *AN774: Asynchronous Communications with the PICmicro<sup>®</sup> USART*, USA: Microchip, 2003.
- NASCIMENTO, V.M. *Desenvolvimento de um Protocolo para Construção e Caracterização de Transdutores de Ultra-som*. Campinas, 2003, 159p, Dissertação de Mestrado, Universidade Estadual de Campinas – FEEC/UNICAMP.
- PEREIRA, F. *Microcontroladores PIC: Técnicas Avançadas*. Editora Érica, São Paulo, 2002, 358p.
- PEREIRA, F.R. *Protótipo de Equipamento Ultra-Sônico de Imagens em Tempo Real Baseado em Microcomputador Pessoal*. Rio de Janeiro, 1993, 193p, Dissertação de Mestrado, Universidade Federal do Rio de Janeiro – COPPE/UFRJ.
- REZENDE, J.C.P. *Transdutor de Ultra-Som em Arranjo Linear com Varredura Eletrônica*, Rio de Janeiro, 1993, 72p, Dissertação de Mestrado, Universidade Federal do Rio de Janeiro – COPPE-UFRJ.
- SELFRIDGE, A.R. *The Design and Fabrication of Ultrasonic Transducers and Transducers Arrays*. Stanford, 1983, 183p, [Ph.D. Dissertation, University of Stanford].
- SHUNG, K.K.; ZIPPARO, M. *Ultrasonic Transducers and Arrays*. IEEE Engineering in Medicine and Biology, v.15, n.6, 20-30, 1996.
- SINHORI, F.V.F.N., MAIA, J.M., COSTA, E.T., BUTTON, V.L.S.N. *Sistema Ultra-sônico para Operar no Modo Pulso-eco ou Transmissão/Recepção na faixa de 20 kHz a 20MHz*, Proc. of the International Federation for Medical and Biological Engineering, João Pessoa: SBEB, CORAL & IFMBE, v. 05, p. 1607-1610, 2004.



## Referências Bibliográficas

SMITH, S.W.; TRAHEY, G.E.; VON RAMM, O.T. *Two-Dimensional Arrays for Medical Ultrasound*. IEEE Ultrasonics Symposium, 625-628, 1991.

SMITH, S.W.; LEE, W.; LIGHT, E.D.; YEN, J.T.; WOLF, P.; IDRIS, S. *Two Dimensional Arrays for 3-D Ultrasound Imaging*. IEEE Ultrasonics Symposium, 1545-1553, 2002.

SOUZA, D.J. *Desbravando o PIC*. Editora Érica, São Paulo, 199p, 2000.

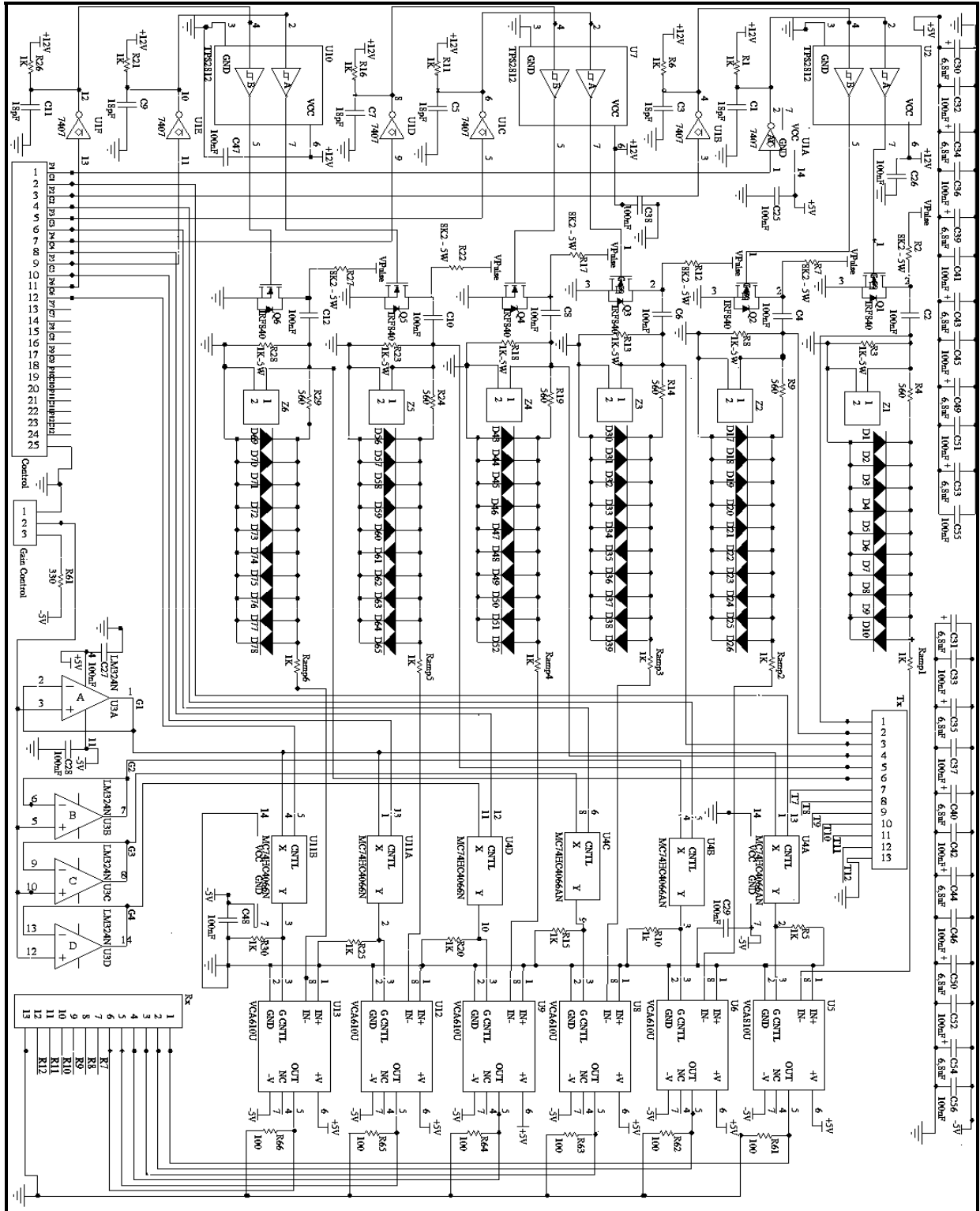
SUN DEVELOPER NETWORK (SDN). Página da Internet: <http://java.sun.com/products/javacomm>. Acesso em: 18/05/2006.

TURNBULL D.H.; FOSTER, F.S. *Beam Steering With Pulsed Two-Dimensional Transducer Arrays*. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, v. 38, n.4, p. 320-333, 1991.

WEBSTER, J.G. *Medical Instrumentation: Application and Design*, 2<sup>nd</sup> ed., Houghton Mifflin, 1992, 814p.

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

# Apêndice – Esquema eletrônico completo dos canais de geração e recepção de ondas ultra-sônicas



# Apêndice

