

CENTRO FEDERAL DE EDUCAÇÃO TECNOLÓGICA  
CELSO SUCKOW DA FONSECA - CEFET/RJ

DIRETORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO  
COORDENADORIA DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA

DISSERTAÇÃO

SISTEMA ELETRÔNICO DE PRÉ-PROCESSAMENTO E TRANSDUTOR DE PVDF PARA  
ANÁLISE DE SINAIS DE ULTRA-SOM.

Paulo Ernesto Moreira

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO PROGRAMA DE PÓS-  
GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS  
PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM TECNOLOGIA.

Carlos Henrique Figueiredo Alves, D.Sc.  
Orientador

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL.  
NOVEMBRO / 2007

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

**Sumário**

|  | <b>Pág.</b> |
|--|-------------|
| <b>Introdução</b>                                    | 1           |
| <b>I – Revisão Bibliográfica</b>                     | 4           |
| I.1- Materiais Piezelétricos                         | 4           |
| I.2 – A propagação da onda ultra-sônica.             | 7           |
| I.3 – Transdutores de Ultra-Som.                     | 11          |
| I.4 – O Campo Acústico                               | 14          |
| I.5 – A Resolução.                                   | 17          |
| I.6 - Modelagem e Teste.                             | 20          |
| I.7 - Técnicas de Aumento do Desempenho.             | 21          |
| I.7.1 - A retro-emissão                              | 21          |
| I.7.2 – A Focalização do Transdutor                  | 22          |
| I.7.3 – O Casamento de Impedância                    | 22          |
| I.7.4 – Sintonia do Transdutor                       | 24          |
| I.8 - Modos de Operação.                             | 25          |
| I.9 – Varredura ( <i>scanning</i> )                  | 28          |
| I.9.1 - Varredura Linear                             | 29          |
| I.9.2 - Varredura setorial.                          | 29          |
| I.9.3 - Varredura Circular                           | 30          |
| <b>II – Metodologia</b>                              | 31          |
| II.1- Construção de um Transdutor                    | 31          |
| II.2 – Construção de um Sistema Eletrônico de Apoio. | 39          |

|   |    |
|---|----|
| II.3 – Descrição dos blocos                         | 42 |
| II.3.1 - Gerador de Pulsos                          | 42 |
| II.3.2 - Chave eletrônica.                          | 45 |
| II.3.3 – Separador Pulso-Eco                        | 47 |
| II.3.4 - Amplificador de Sinal                      | 48 |
| II.3.5 – Controle Temporal de Ganho                 | 49 |
| <b>III - Testes e Resultados.</b>                   | 50 |
| III.1-Teste dos transdutores                        | 50 |
| III.2 -Teste do Sistema Eletrônico                  | 52 |
| <b>Conclusão</b>                                    | 56 |
| <b>Referências Bibliográficas.</b>                  | 57 |
| <b>Apêndices</b>                                    |    |
| Apêndice 1 - Esquema completo do sistema eletrônico | A1 |

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Central do CEFET-RJ

M836     Moreira , Paulo Ernesto  
          Sistema eletrônico de pré-processamento e transdutor de PVDF pa-  
          ra análise de sinais de ultra – som / Paulo Ernesto Moreira.—2007.  
          xi , 58f.: il., tabs. ;enc.

          Dissertação (Mestrado) Centro Federal de Educação Tecnológica  
          Celso Suckow da Fonseca , 2007.  
          Bibliografia:f.57-58

          1. Teste não-destrutivo 2. Ultra-som 3. Transdutores. I. Título.

CDD 620.11274

Resumo da dissertação submetida ao PPTEC/CEFET-RJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de mestre em tecnologia (M.T.).

## SISTEMA ELETRÔNICO DE PRÉ-PROCESSAMENTO E TRANSDUTOR DE PVDF PARA ANÁLISE DE SINAIS DE ULTRA-SOM.

Paulo Ernesto Moreira

Novembro de 2007

Orientador: Carlos Henrique Figueiredo Alves, D.Sc.

Programa: PPTEC

Os sistemas destinados à geração de imagens por ultra-som no campo da medicina ou da indústria envolvem equipamentos específicos de alto custo, porém vários recursos desses equipamentos não são constantemente utilizados em várias aplicações. Esta dissertação descreve a construção de um equipamento com os recursos mínimos necessários para geração de imagens, utilizando componentes de baixo custo e fácil aquisição, composto por um transdutor de PVDF operando na técnica Pulso-eco e um sistema eletrônico para aquisição e pré-processamento de sinal. O transdutor foi construído a partir da adaptação de componentes existentes no mercado e o sistema eletrônico foi baseado em circuitos comuns de chaveamento e amplificadores de RF. Esse equipamento pode ser visto como uma alternativa versátil devido aos resultados obtidos e a facilidade de conexão com qualquer tipo de processador de vídeo em computadores ou em monitores de vídeo.

Palavras chave: **ultra-som, transdutor, PVDF, instrumentação.**

Abstract of dissertation submitted to PPTEC/CEFET/RJ as partial fulfillment of the requirements for the degree of Master in Technology (M.T.).

PRE-PROCESSING ELECTRONIC SYSTEM AND PVDF TRANSDUCER FOR  
ULTRASOUND SIGNAL ANALYSIS.

Paulo Ernesto Moreira

November / 2007

Supervisor: Carlos Henrique Figueiredo Alves, D.Sc.

Program: PPTEC

The systems for the generation of images by ultrasound in medicine or industrial field involve high-cost and specific equipment, but some resources of these equipments are not constantly used in some applications. This thesis describes the construction of an equipment with the minimum resources required for generation of images, using components of low cost and easy acquisition, composed of a transducer of PVDF operating in the pulse-echo technique and an electronic system for acquisition and pre-processing signal. The transducer was built from the adaptation of existing components on the market and the system was based on electronic keying circuits and RF amplifiers. This equipment can be seen as a versatile alternative due its results and easiness of connection to any type of processor video on computers or video monitors.

Keywords: **ultra-sound, transducer, PVDF, instrumentation**

## Índice das figuras

|   | <b>Pág.</b> |
|---|-------------|
| Fig.I.1 – Molécula básica do PVDF.                                  | 5           |
| Fig.I.2 - Estrutura dos cristalitos nas duas fases.                 | 5           |
| Fig.I.3 - O ultra-som no espectro de freqüências.                   | 7           |
| Fig. I.4 – Propagação da onda ultra-sônica.                         | 7           |
| Fig I.5 – Efeito da diferença de impedância na trajetória da onda.  | 9           |
| Fig. I.6 - Efeito da tensão elétrica sobre o transdutor             | 11          |
| Fig. I.7 - Conexões elétricas em um transdutor elementar.           | 12          |
| Fig. I.8 - Modelos de <i>probes</i> de uso médico.                  | 12          |
| Fig. I.9 - Transdutor operando como transmissor e receptor.         | 13          |
| Fig. I.10 – Aspectos do pulso e dos ecos.                           | 13          |
| Fig. I.11 - Mapeamento do campo acústico e a imagem simulada.       | 14          |
| Fig. I.12 - O “Princípio de Huygens”.                               | 15          |
| Fig. I.13 – A intensidade da onda sônica X distância do transdutor. | 15          |
| Fig. I.14 – Principais pontos do lóbulo principal.                  | 16          |
| Fig. I.15 - A largura do feixe e a perda de resolução.              | 17          |
| Fig. I.16– Efeito da baixa resolução axial.                         | 18          |
| Fig. I.17 - Largura L do sinal de eco.                              | 19          |
| Fig. I.18 - Avaliação prática da resolução do transdutor.           | 20          |
| Fig. I.19 – Múltiplas reflexões provocadas pelo <i>backing</i> .    | 21          |
| Fig. I.20 - Técnica de focalização do transdutor.                   | 22          |



|   |    |
|---|----|
| Fig. I.20 - Camada de casamento ( <i>Matching Layer</i> ).              | 23 |
| Fig. I.21 - Casamento de impedância entre fonte e carga.                | 23 |
| Fig. I.22 – O circuito de sintonia.                                     | 24 |
| Fig. I.23 – Determinação da espessura das camadas.                      | 25 |
| Fig. I.24 - Sinal demodulado.   | 25 |
| Fig. I.25 - Operação em modo A.   | 26 |
| Fig. I.27 – Princípio da formação de imagem no modo B                   | 26 |
| Fig. I.28 – Operação em modo B  | 27 |
| Fig. I.29 – Varredura e formação de imagem no Modo-C                    | 28 |
| Fig. I.30 - Varredura linear  | 29 |
| Fig. I.31 - Varredura setorial  | 30 |
| Fig. I.32 - Varredura circular.   | 30 |
| Fig. II.1 – Aspecto do <i>Plug</i> e o ponto a ser serrado.             | 31 |
| Fig. II.2 – Recolocação do terminal “terra”.                            | 32 |
| Fig. II.3 – Arruela de acrílico   | 32 |
| Fig. II.4 - a) Corte do PVDF b) Colocação do fio condutor               | 33 |
| Fig. II.5 – Montagem do PVDF na arruela acrílica.                       | 33 |
| Fig. II.6 – Montagem do PVDF na carcaça.                                | 34 |
| Fig. II.7 – Formando uma curvatura no PVDF.                             | 35 |
| Fig. II.8 – Aspecto final da montagem.                                  | 35 |
| Fig. II.9 – Obtenção do tubo metálico a partir de um “ <i>plug</i> P2”. | 36 |
| Fig. II.10 - Preparação do tubo e sua colagem ao PVDF                   | 37 |
| Fig. II.11 – Montagem na arruela acrílica.                              | 37 |

|  |    |
|--|----|
| Fig. II.12 – Esquema simplificado de um gabarito.                                  | 38 |
| Fig. II.13- Fotografia de algumas <i>probes</i> construídas no laboratório.        | 38 |
| Fig. II.14 – Fotografia do material usado.   | 38 |
| Fig. II.15 - Equipamento eletrônico usado no laboratório.                          | 40 |
| Fig. II.16 - Conexão não utilizando a etapa amplificadora da placa.                | 41 |
| Fig. II.17 – Diagrama de blocos do sistema eletrônico                              | 42 |
| Fig. II.18 - Gerador de pulso DS1040   | 43 |
| Fig. II.19 - O circuito integrado 74121  | 44 |
| Fig. II.20 – Amplificador de pulso   | 45 |
| Fig. II.21 - MOSFET operando como chave eletrônica.                                | 45 |
| Fig. II.22 - Fonte para a geração do pulso.  | 46 |
| Fig. II.23 - Separador Pulso-Eco.  | 47 |
| Fig. II.24 - O amplificador e detalhe do transformador.                            | 48 |
| Fig. II.25 – Controle temporal de ganho.   | 49 |
| Fig. III.1 – Resultado produzido pelo transdutor com excitação pelo centro         | 50 |
| Fig. III.2 – Resultado produzido pelo transdutor com excitação pela circunferência | 51 |
| Fig. III.3 – Fotografia de um transdutor sob teste no “LINUS”                      | 51 |
| Fig. III.4 – Fotografia dos módulos do sistema eletrônico.                         | 52 |
| Fig. III.5 – Pulso gerado pelo C.I. 74121.   | 52 |
| Fig. III.6 – Pulso obtido na saída da chave eletrônica.                            | 53 |
| Fig. III.7 - Sinal obtido na saída do amplificador                                 | 53 |

|  |    |
|--|----|
| Fig. III.9 – Amplificador com demodulador na saída.        | 54 |
| Fig. III.11 – Sinais de eco demodulados.                   | 55 |
| Fig. III.12 - Sinais de eco sob a forma de sinal de vídeo. | 55 |

**Índice das tabelas**

|  | <b>Pág.</b> |
|--|-------------|
| Tabela 1 - Comparação entre elementos piezelétricos. | 6           |
| Tabela 2 - Características de propagação.            | 8           |
| Tabela 3 - Coeficientes de atenuação.                | 10          |
| Tabela 4 - Resumo dos testes dos dois protótipos.    | 51          |

## Introdução

Tendo como marco inicial a descoberta da “piezeletricidade” pelos irmãos Curie em 1880, a utilização do ultra-som, em diversos setores da indústria e na área de saúde, vem ganhando espaço ao longo dos últimos anos de tal forma que já é considerada como uma ferramenta indispensável.

No campo da indústria, a determinação da espessura, integridade, composição e uniformidade de diversos tipos de materiais são feitas atualmente por meio de testes utilizando o ultra-som. Esses métodos são conhecidos como “Ensaio Não Destrutivo” (END). O uso industrial do ultra-som é bastante difundido apenas entre profissionais da área, porém no campo da medicina sua popularidade é verificada em todos os segmentos da sociedade.

Além da eficiência, o método alcançou popularidade devido à sua grande aceitação por parte dos pacientes, o que indiretamente induziu um grande aprimoramento no processo. Essa aceitação se deve principalmente á:

- Desconforto – O paciente sofre um mínimo desconforto. Apenas uma leve pressão da sonda na área de aplicação.
- Preparação – O paciente não necessita ingerir nenhuma substância previamente (contraste).
- Incisão – O ultra-som é predominantemente não-invasivo, dispensando o uso de agulhas e instrumentos de corte (salvo em procedimentos específicos como a biópsia).
- Seqüelas – Por não ser uma energia ionizante o ultra-som pode ser aplicado repetidas vezes sem seqüelas para o paciente.
- Custo – Comparado a outros processos constantes em radiologia, o ultra-som pode ser considerado como sendo de baixo custo, e ainda com a vantagem do resultado obtido ser imediato, não necessitando de técnicas de revelação fotográficas.

As aplicações do ultra-som abrangem todas as especialidades da medicina. No caso do uso em terapia, a energia é aplicada na área traumatizada, com o intuito de reduzir processos inflamatórios. Na medicina diagnóstica o interesse é obter uma imagem do órgão ou tecido sob estudo. Nesse processo, conhecido como “ultrassonografia”, a energia emitida é refletida pelo tecido e captada para a formação da imagem. Em obstetrícia, talvez a mais popular forma de utilização do ultra-som como gerador de imagem, permite um acompanhamento da evolução de

um feto durante todo o período de gestação. Isto tornou possível detectar e, em muitos casos, corrigir problemas de formação do feto ainda no estágio pré-natal.

Com a evolução do sistema, que se traduziu em sondas com alta resolução e equipamento computacional para o processamento da imagem, tornou-se possível a criação de microscópios acústicos, empregados em dermatologia e oftalmologia.

Apesar de toda essa evolução o processo confronta ainda com um grande obstáculo que é o custo inicial do equipamento, principalmente em países não industrializados. No caso de clínicas particulares que possam de algum modo fazer tal investimento, isto não se constituirá em um grande risco, pois, na medida em que seus clientes paguem pelo uso o investimento se amortiza, porém nas instituições públicas isto representa um problema que carece de estudos. Esse obstáculo se faz sentir desde as raízes, isto é, inibe a formação de técnicos especializados uma vez que uma formação sólida exige das instituições de ensino um investimento adicional quase sempre proibitivo.

Esse trabalho propõe a criação de um sistema, construído praticamente com componentes nacionais, composto por uma sonda de ultra-som e um circuito eletrônico de apoio. As partes componentes do sistema são:

- Sonda (*probe*) utilizando filme de PVDF (Polivinilideno Fluorídrico) com 28 $\mu$ m de espessura, operando com frequência de 10MHz.
- Circuito gerador de pulsos.
- Circuito de separação pulso-eco
- Circuito amplificador de RF com controle de ganho.

Os principais itens motivadores do projeto podem ser relacionados como sendo:

- Redução de custo com o circuito eletrônico e sua programação (*hardware e software*): as placas de excitação/aquisição e seus *softwares* não existem no mercado nacional e, por se tratar de material específico o preço se torna bastante elevado.
- Maior versatilidade: Como as placas de processamento de imagem são comuns no mercado, o sistema pode ser aplicado à diversos equipamentos dotados de monitores de vídeo, permitindo também, se usadas baterias adequadas, sua utilização em equipamentos portáteis como *laptops*.
- Aplicação industrial: O sistema pode ser adaptado para ensaios não destrutivos.

- Treinamento: Torna possíveis estudos práticos em cursos que tenham o ultra-som como parte do currículo.

Esse trabalho está dividido em quatro partes. Na primeira parte é feita uma revisão bibliográfica onde, além de um breve histórico, os principais parâmetros físicos do ultra-som são abordados. É mostrado também detalhes da construção de alguns tipos de transdutores e princípios de funcionamento.

Na segunda parte descreve-se a metodologia usada para a construção do transdutor, ressaltando a utilização de materiais e ferramentas de fácil aquisição no mercado. Descreve-se também a construção do sistema eletrônico, dividindo-o em partes e justificando o emprego de cada uma delas. A terceira parte descreve os testes executados nos transdutores e módulos eletrônicos.

A quarta parte é uma análise e conclusão dos resultados obtidos e uma conclusão geral do sistema.

O circuito completo é apresentado como apêndice.

## I – REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

### I.1- Materiais Piezelétricos

A descoberta do chamado “efeito piezelétrico” se deve aos irmãos Pierre e Jacques Curie, em 1880. A descoberta revelou que certos cristais geravam uma tensão elétrica quando submetidos a uma pressão (“piezo” no idioma grego) e, inversamente, apresentavam deformações se submetidos a uma tensão. O uso prático de materiais piezelétricos se tornou possível com a descoberta de Paul Langevin, em 1916, quando este descobriu as propriedades piezelétricas do cristal de quartzo. Seguindo essa trajetória, foi observado um fenômeno denominado “ferrelétrico”, que, em analogia ao ferromagnetismo que é a capacidade de um material exibir um magnetismo permanente, revelou a capacidade de certos cristais e polímeros conservarem espontaneamente dipolos elétricos que podem ser revertidos se submetidos a um campo elétrico. Esses materiais apresentam propriedades piezelétricas. Um cristal sintético que durante décadas permaneceu como o único material conhecido com propriedades ferrelétricas, chamou-se “Sal de Rochelle”, produzido em 1675 pelo farmacêutico Pierre Seignette em La Rochelle [1]

Um grande progresso se verificou com a descoberta do Titanato de Bário e o processo de ativação para torná-lo um material com características piezelétricas. Logo em seguida, um sucesso ainda mais marcante se verificou com a eficiência alcançada pelo Zirconato de Titânio, uma cerâmica popularmente conhecida por “PZT”. [1];[2].

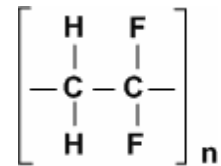
Atualmente são conhecidos vários materiais com características piezelétricas porém é notado um especial interesse nas cerâmicas com características ferrelétricas devido a grande sensibilidade que elas apresentam, consequência do maior acoplamento eletromecânico se comparados ao cristal piezelétrico. Apesar desses progressos, esses materiais ainda apresentam uma grande limitação no que se refere à frequência de operação, mas em situações em que a frequência não precisa ser elevada o PZT tem atualmente uma grande repercussão [2];[3].

A descoberta de piezeletricidade em polímeros tornou possível a quebra da limitação de frequência de operação, tendo como base a experiência de Fukada em 1964. Fukada e sua equipe descobriram cargas de superfície induzidas em polímeros submetidos a pressões e isso permitiu que Kawai em 1969 descobrisse o forte efeito piezelétrico do “Polivinilideno Fluorídrico” ou “PVDF”. A fabricação de polímeros ferrelétricos envolve diversas técnicas. No caso do PVDF, o material é distendido mecanicamente e polarizado para a formação de um transdutor. As técnicas de distensão incluem extrusão, estiramento e, durante o processo, um forte campo elétrico para polarizar o material [4].



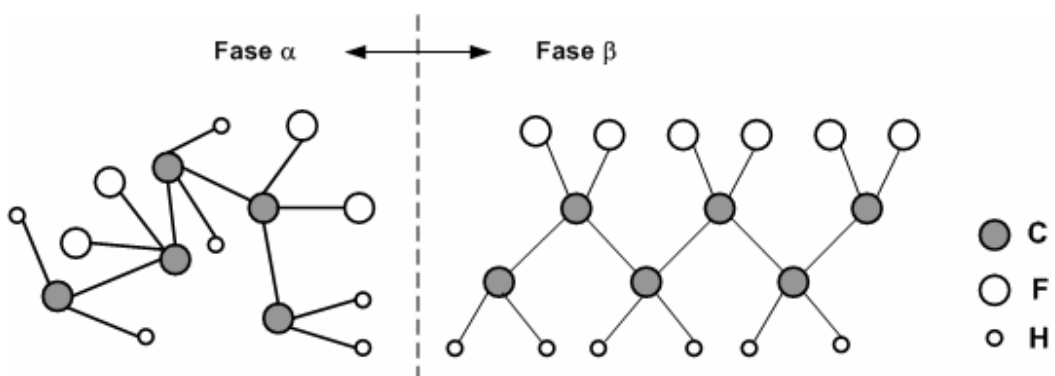
O termo polímero, denominação genérica de vários materiais plásticos, se caracteriza por ser a união de várias moléculas básicas, daí o prefixo “poli”, denominadas “monômeros”. Essas moléculas apresentam ligações ou “valências” livres que as une a outras moléculas iguais formando uma cadeia com centenas ou milhares de moléculas.

No caso do PVDF a molécula básica é o “fluoreto de vinilideno”, cuja fórmula química é descrita como:  $\text{CH}_2\text{CF}_2$ . Essa molécula é o resultado da composição do flúor (F) com o hidrocarboneto  $\text{C}_2\text{H}_2$ , que é o gás “etileno”. Para caracterizar um polímero é normalmente usada a letra “n” significando repetição da molécula básica então, para o caso do PVDF, a fórmula se apresenta como  $(\text{CH}_2\text{CF}_2)_n$  ou na forma espacial, representada na Figura I.1.



**Fig. I.1** – Molécula básica do PVDF.

Com cadeias com cerca de 2000 moléculas, o PVDF apresenta regiões amorfas e cristalinas sendo as cristalinas formadas por lâminas extremamente finas de cristal denominados “cristalitos”. Os cristalitos inicialmente ou na denominada “fase  $\alpha$ ” se caracteriza por apresentar uma “desorganização” no que diz respeito à posição de seus elementos no espaço, como mostra o lado esquerdo da Figura I.2.



**Fig. I.2** - Estrutura dos cristalitos nas duas fases.

Devido à desordem dos íons H(+) e F(-), as cargas elétricas se anulam tornando o material eletricamente neutro. Após ser submetido a uma tensão elevada os íons de mesma polaridade se agrupam tornando o material eletricamente polarizado. Esta estrutura é chamada fase b, mostrada no lado direito da Figura 1.2 [3]; [5].

O uso do PVDF em transdutores para formação de imagens em tecidos biológicos, segundo Foster et al.[4], se deu em 1979. Foi utilizado um modelo com um único elemento com 13mm de diâmetro. Nesse modelo operando na frequência de 15MHz, o PVDF foi montado sobre uma camada de côncava cobre, o que o tornou “naturalmente focado”. Na época a resolução alcançada foi considerada boa embora a penetração tenha ficado limitada a uns poucos centímetros.

O polímero PVDF e seus co-polímeros, que é a denominação de derivados como o P(VDF-TrFE) ou Poli (Fluoreto de Polivideno – Trifluoretileno) representam uma solução na produção de imagens em medicina e biologia quando a frequência de trabalho ultrapassa 15MHz. Enquanto as cerâmicas piezelétricas apresentam grandes dificuldades quanto à fabricação, sensibilidade e principalmente a frequência de trabalho, o PVDF, embora possa se mostrar inferior em algum requisito como, por exemplo, o acoplamento mecânico apresenta, devido a sua grande flexibilidade aliada a espessuras extremamente reduzidas, a possibilidade de amoldar-se a diversos tipos de sonda, algumas das quais com dimensões de agulhas hipodérmicas, e operar em frequência elevada já que esta é inversamente proporcional a espessura do material piezelétrico. Foster et al.[4], cita que para uma frequência de 50MHz, uma cerâmica do tipo PZT5A deveria ter uma espessura de 43,5µm o que representaria pouco mais de 6 vezes a dimensão do grão da estrutura tornando, devido a fragilidade do material, quase impossível seu manuseio. A Tabela 1 faz uma comparação de propriedades entre três tipos de materiais.

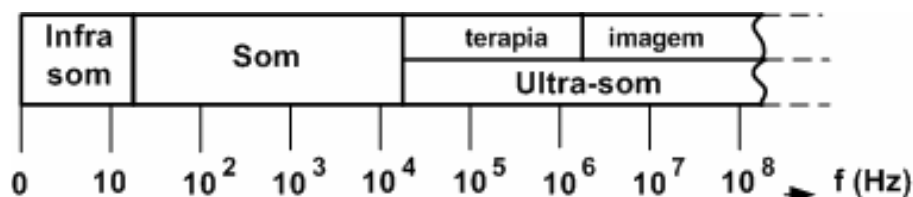
Tabela 1 – Comparação entre elementos piezelétricos.

| PARÂMETRO                               | PVDF               | P(VDF-Tr FE)        | PZT5A        |
|---|--------------------|---------------------|--------------|
| <b>Velocidade de Propagação ( m/s )</b> | <b>2200</b>        | <b>2400</b>         | <b>4350</b>  |
| <b>Densidade ( g/cm<sup>3</sup> )</b>   | <b>1,78</b>        | <b>1,88</b>         | <b>7,75</b>  |
| <b>Impedância ( Mrayl )</b>             | <b>3,9</b>         | <b>4,5</b>          | <b>33,7</b>  |
| <b>Coefficiente de acopl. Mecânico</b>  | <b>0,15 - 0,20</b> | <b>0,3</b>          | <b>0,49</b>  |
| <b>Flexibilidade Mecânica</b>           | <b>Excelente</b>   | <b>Satisfatória</b> | <b>Pobre</b> |

Fonte: Foster et al.

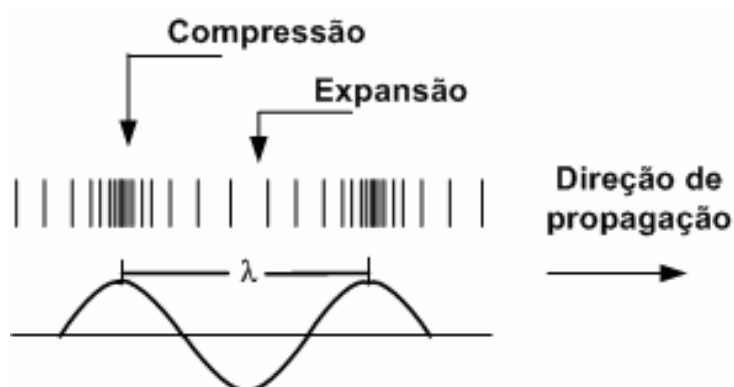
## I.2 – A propagação da onda ultra-sônica.

A onda ultra-sônica é assim denominada pelo fato de sua frequência de vibração ter um valor acima do limite superior da faixa de frequência audível (20kHz). A Figura I.3 mostra a localização e a aplicabilidade médica do ultra-som no espectro de frequências.



**Fig. I.3** - O ultra-som no espectro de frequências.

As ondas mecânicas se propagam deslocando as partículas, átomos ou moléculas, de materiais chamados “elásticos”. Essa “elasticidade” é caracterizada pelo fato das tensões internas do material recolocarem as partículas deslocadas nas suas posições originais. Devido à proximidade entre essas partículas, traduzida como força de coesão, o movimento de uma delas provoca o movimento das adjacentes e assim sucessivamente por todo o material. A propagação da onda pode ser então visualizada como um movimento de compressão e expansão de partículas deslocando-se em uma direção (Figura. I.4).



**Fig. I.4** – Propagação da onda ultra-sônica.

São chamadas ondas longitudinais aquelas cujo movimento das partículas tem o mesmo sentido da propagação enquanto que nas ondas transversais o movimento das partículas é

perpendicular ao sentido de propagação. Além desses dois tipos podem ser citadas também as ondas superficiais e as ondas de Rayleigh. Apenas as ondas longitudinais se propagam com facilidade nos meios líquidos e por isso constituem o ponto de interesse desse estudo [2].

A distancia entre as partículas difere para cada estado da matéria, determinando sua densidade e acarretando comportamentos distintos na propagação da onda ultra-sônica. No caso do ar, as moléculas estão tão distanciadas que, em termos práticos, não se verifica propagação. De modo análogo à impedância elétrica, que se traduz em uma oposição à passagem de uma corrente elétrica por um componente ou circuito, define-se uma “impedância acústica”, que é a oposição à propagação da onda ultra-sônica, função da densidade e da velocidade de propagação no material.

$$Z = \rho \cdot v \quad (1.1)$$

onde:

$\rho$  : densidade do material.

$v$  : velocidade do som no material

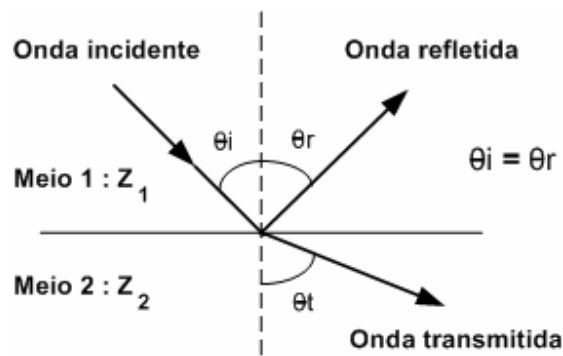
Como exemplo, a Tabela 2 fornece as características de propagação de ultra-som em alguns materiais e partes do corpo humano. A impedância pode também ser expressa em MRayls ( Mega Rayls )

Tabela 2. Características de propagação.

| <b>Material</b> | <b>Densidade</b>          | <b>Velocidade</b> | <b>Impedância</b>                              |
|-----------------|---------------------------|-------------------|--|
|                 | <b>(kg/m<sup>3</sup>)</b> | <b>(m/s)</b>      | <b>(kg/m<sup>2</sup>/s) x (10<sup>6</sup>)</b> |
| <b>Ar</b>       | <b>1.3</b>                | <b>330</b>        | <b>0,000 429</b>                               |
| <b>Água</b>     | <b>1000</b>               | <b>1500</b>       | <b>1,500 000</b>                               |
| <b>Sangue</b>   | <b>1060</b>               | <b>1570</b>       | <b>1,590 000</b>                               |
| <b>Cérebro</b>  | <b>1025</b>               | <b>1540</b>       | <b>1,580 000</b>                               |
| <b>Gordura</b>  | <b>925</b>                | <b>1450</b>       | <b>1,380 000</b>                               |
| <b>Músculo</b>  | <b>1075</b>               | <b>1590</b>       | <b>1,700 000</b>                               |
| <b>Ossos</b>    | <b>1908</b>               | <b>4080</b>       | <b>7,780 000</b>                               |

A máxima transferência de energia entre dois meios acontece quando as impedâncias acústicas desses meios são iguais. Em caso de diferença de impedância será observada uma reflexão de parte da energia incidente. Embora a Lei de Snell tenha sido elaborada para descrever

o comportamento da propagação de luz em meios diferentes, ela se adapta perfeitamente para a descrição de ondas ultra-sônicas trafegando em meios com diferentes características de propagação. A Figura 1.5 mostra os principais efeitos para uma incidência oblíqua [2];[6].



**Fig. 1.5** – Efeito da diferença de impedância na trajetória da onda.

Pela Lei de Snell :

$$\frac{\text{sen } \theta_i}{\text{sen } \theta_t} = \frac{v_1}{v_2} \quad (1.2)$$

Onde  $v_1$  e  $v_2$  são, respectivamente, as velocidades nos meios 1 e 2.

Em condições ideais, isto é, a superfície de separação dos meios perfeitamente polida e com estrutura homogênea, pode-se afirmar que a intensidade da onda incidente é a soma das intensidades das ondas refletida e transmitida, porém na prática o processo apresentará perdas. As perdas mais comuns são produzidas pela absorção e pelo espalhamento (*scattering*). Na absorção, parte da energia incidente é transformada em calor e no espalhamento as irregularidades físicas do material no ponto de contato, tais como rugosidade ou micro bolhas de ar, produzem ondas refletidas em diversas direções. Em alguns casos esse espalhamento pode servir como informação ao analista sobre as condições de uma superfície em análise.

Para incidência normal, a intensidade da onda refletida pela superfície de separação dos meios é proporcional ao coeficiente de reflexão “**R**” dado por:

$$R = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \quad (1.3)$$

A intensidade da onda transmitida é proporcional ao coeficiente de transmissão “**T**” dado por:

$$T = \frac{2Z_2}{Z_2 + Z_1} \quad (1.4)$$

Cada material, devido às perdas mencionadas, apresenta um parâmetro denominado “coeficiente de atenuação” (Tabela 3). Na incidência normal, conhecidos a distância ao ponto de reflexão e o coeficiente de atenuação do meio, é possível determinar a intensidade em um ponto qualquer pela expressão:

$$I(z) = I_0 \exp(-\mu z) \quad (1.5)$$

Onde  $\mu$  é o coeficiente atenuação,  $z$  é a distancia do ponto e  $I_0$  é a intensidade inicial. O coeficiente  $\mu$ , dado em **dB / MHz.cm**, é a soma das atenuações produzidas por espalhamento ( $\mu_s$ ) e por absorção ( $\mu_a$ ). A Tabela 3 exibe os coeficientes de atenuação para alguns materiais presentes no corpo humano.

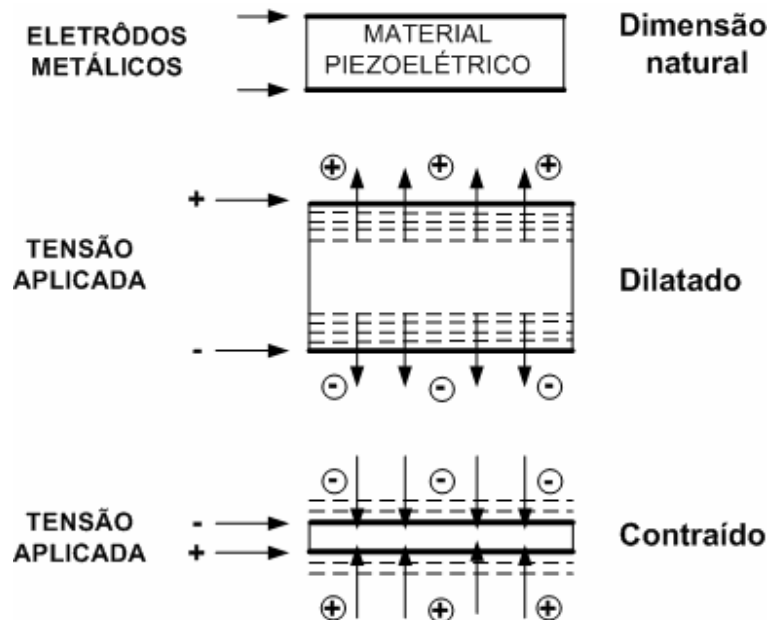
Tabela 3 – Coeficientes de atenuação

| <b>Material</b> | <b><math>\mu</math> (dB / MHz.cm)</b> |
|-----------------|---------------------------------------|
| <b>Pulmão</b>   | <b>41</b>                             |
| <b>Osso</b>     | <b>20</b>                             |
| <b>Rim</b>      | <b>1</b>                              |
| <b>Fígado</b>   | <b>0,94</b>                           |
| <b>Gordura</b>  | <b>063</b>                            |
| <b>Sangue</b>   | <b>0,18</b>                           |
| <b>Cérebro</b>  | <b>0,85</b>                           |
| <b>Água</b>     | <b>0,0022</b>                         |

Fonte: Mooney, Mattheu G. [6].

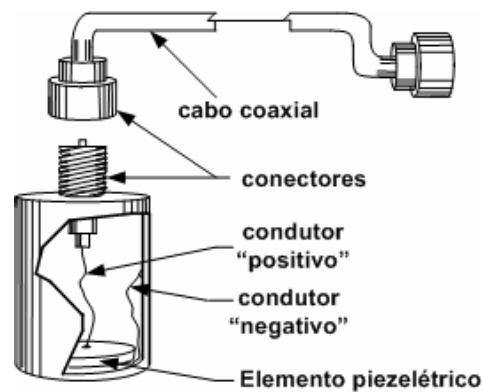
### I.3 – Transdutores de Ultra-Som.

O termo “transdutor” serve para designar todo o dispositivo capaz de converter uma determinada forma de energia em uma outra qualquer. Tratando-se dos chamados transdutores de ultra-som ou “ultrassônicos” usados em áreas médicas, compreende-se um dispositivo estimulado por energia elétrica que converte esta para energia mecânica sob a forma de vibrações. Essas vibrações são devido às contrações e dilatações provocadas por uma tensão elevada aplicada sobre um material metálico que forma uma fina camada sobre as superfícies do material piezelétrico. A Figura I.6 esquematiza esse efeito [2].



**Fig. I.6** - Efeito da tensão elétrica sobre o transdutor.

A fragilidade do elemento piezoelétrico impõe técnicas especiais de conexão dos condutores elétricos com as faces metálicas sendo muito comum o uso de uma cola do tipo *epoxy* condutor. Uma dessas faces, normalmente a externa, é conectada à estrutura metálica que, por sua vez, é conectada ao pólo negativo do sistema. Nos sistemas onde o transdutor opera tanto como transmissor como receptor, cuidados adicionais devem ser tomados com relação ao cabo de conexão com o equipamento responsável pelo processamento do sinal recebido. Como esses sinais são normalmente de baixa amplitude e alta frequência, perdas e ruídos introduzidos pelo cabo devem ser evitados ao máximo observando-se seus parâmetros elétricos. A Figura I.7 mostra um transdutor elementar e suas conexões elétricas.



**Fig. I.7** - Conexões elétricas em um transdutor elementar.

O conjunto, composto pelo estojo contendo o transdutor, o cabo e os conectores, é freqüentemente designado por *probe*. Essas *probes*, em aplicações médicas, se apresentam com vários tamanhos e formatos diferentes, dependendo do órgão ou tecido de que se queira obter uma imagem. As *probes* podem ainda conter vários elementos piezelétricos em um arranjo denominado *array*. Na Figura I.8 são exibidos alguns modelos.

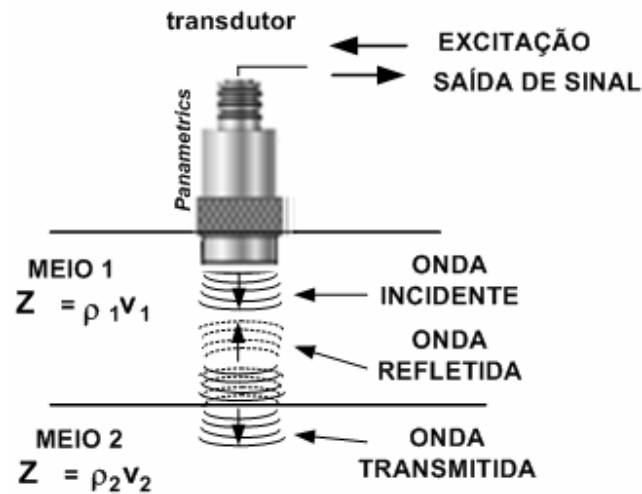


Fonte: GORE Creative Technologies Worldwide

**Fig. I.8** - Modelos de *probes* de uso médico.

Para a formação de imagens, operando como receptor, o transdutor é sensibilizado pelas ondas refletidas sobre o seu eixo de transmissão, o que é conhecido como retro-espalhamento ou *backscatter*. A energia que atinge a face do transdutor faz com ele vibre e transforme essa vibração em um sinal elétrico, executando, desse modo um processo inverso ao de transmissão (Figura I.9).

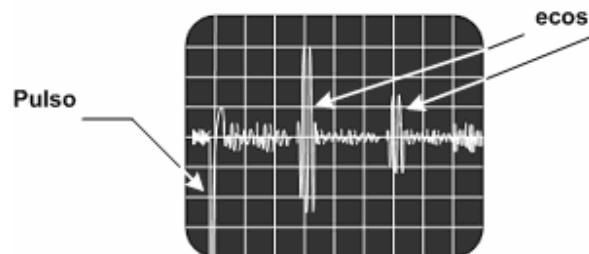




**Fig. I.9** - Transdutor operando como transmissor e receptor.

Para a obtenção das ondas refletidas, freqüentemente chamadas de “eco”, o transdutor pode ser excitado de dois modos: aplicando-se um sinal elétrico de freqüência idêntica à freqüência de operação do transdutor, sob a forma de rajadas (*burst*) ou aplicando-se pulsos de curta duração e tensão elevada. O segundo método, conhecido como “pulso-eco” é mais adequado quando não é conhecida a freqüência de operação do transdutor. Uma análise mais profunda permite concluir que, pelo ponto de vista elétrico, os dois métodos são análogos, pois o pulso, devido sua curta duração é um somatório de uma infinidade de freqüências e entre elas está a freqüência de operação do transdutor que efetivamente irá excitá-lo. Para a excitação de transdutores de freqüência elevada, os geradores fornecem pulsos cuja duração é da ordem de nano segundos.

A Figura I.10 mostra o aspecto do pulso e dos ecos vistos na tela de um osciloscópio.



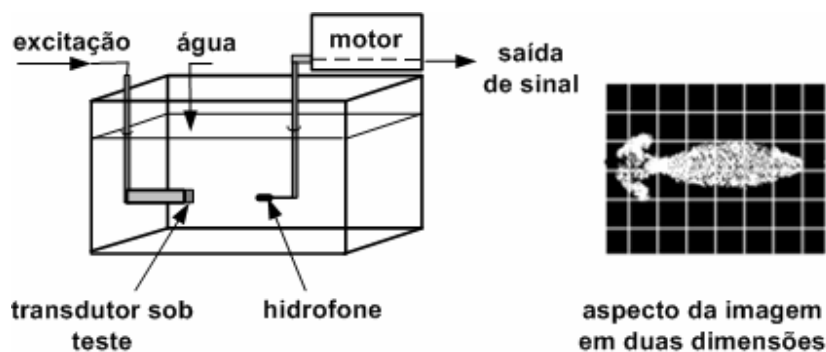
**Fig. I.10** – Aspectos do pulso e dos ecos.

## I.4 – O Campo Acústico

É possível ser feito um mapeamento da variação da intensidade da onda sônica ao longo de três dimensões, determinando os pontos de maior ou menor intensidade. Descreve-se um elipsóide maior, cujo vértice determina a direção de maior propagação da onda, denominado lóbulo principal e outros, de tamanho reduzido, denominados lóbulos secundários. Constata-se também uma região de grande variabilidade junto à face do transdutor. O conjunto dos pontos onde se verifica a presença da onda sônica forma o campo sônico [2];[3].

Esse campo é mapeado utilizando-se um transdutor, comumente chamado hidrofone, operando como receptor. O mapeamento consiste então em captar a onda transmitida por um transdutor cujo campo deverá ser mapeado e, para que esse mapeamento fique bem delimitado, gerando imagens com boa definição, o hidrofone deverá ter excelente resolução, o que é conseguido, em princípio, pelo seu diâmetro reduzido [3].

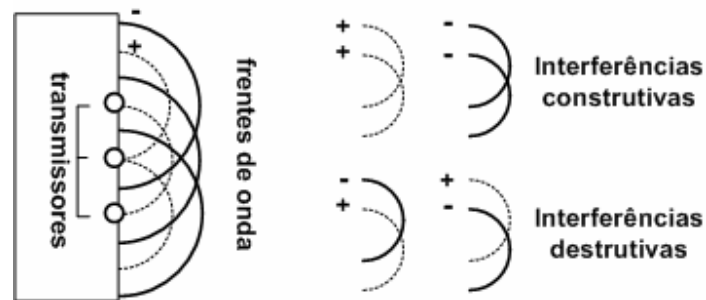
O equipamento usado consiste basicamente de um tanque com água onde se fixa submerso o transdutor sob teste e do lado oposto, também submerso, um hidrofone adaptado a uma estrutura mecânica acionada por um motor. Essa estrutura faz com que o hidrofone execute uma varredura em três dimensões e o sinal obtido é então processado e exibido em uma tela. A Figura I.11 mostra à esquerda um esboço do equipamento e à direita uma simulação da imagem do campo em duas dimensões.



**Fig. I.11** - Mapeamento do campo acústico e a imagem simulada.

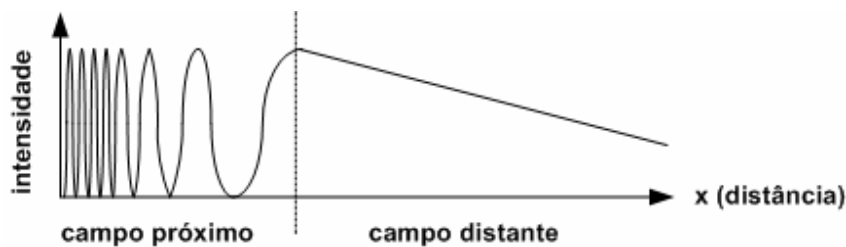
Embora a superfície do elemento piezelétrico seja lisa e de estrutura química homogênea, o seu comportamento é de uma superfície coberta por pontos, cada qual emitindo sua própria onda. As frentes de onda, devido à proximidade desses pontos, se entrelaçam causando

interferências mútuas que são ora construtiva, reforçando a intensidade do campo, ora negativa anulando-o, o que causa a região de alta variabilidade mencionada no primeiro parágrafo. Esse comportamento é conhecido como “Princípio de Huygens” [2]; [7] (Figura I.11).



**Fig. I.12** – O “Princípio de Huygens”.

O lóbulo principal é dividido em duas partes no sentido longitudinal. A região junto à face do transdutor é chamada “Campo Próximo” ou “Zona de Fresnel” que, devido à variabilidade descrita, é inadequada ao uso para a formação de imagem para diagnóstico médico. Traçando-se um gráfico da intensidade da onda em relação à distância do transdutor (Figura I.13), podem ser determinadas essas regiões e os respectivos comportamentos.



**Fig. I.13** – A intensidade da onda sônica X distância do transdutor.

Logo após, no sentido da propagação, as interferências se reduzem tornando a intensidade do feixe estável. Essa região é denominada “Campo Distante” ou “Zona de Fraunhofer”. A linha imaginária que separa esses campos corta o lóbulo em seu ponto mais estreito, ou seja, onde se localiza a menor área transversal que, em outras palavras, se traduz no ponto de maior densidade ou concentração de energia. Esse ponto constitui o foco natural do transdutor e a sua distância à face do elemento piezelétrico é a “Distância Focal” designada por “**F**”. A Distância Focal guarda

uma relação com o raio “a” do transdutor e o comprimento de onda “λ” de sua freqüência de trabalho dada pela equação [3]; [6]:

$$F = \frac{a^2}{\lambda} \quad (1.6)$$

A Figura I.13 ressalta os principais pontos do lóbulo principal. É definida uma região denominada “Zona Focal” limitada pelos pontos acima e abaixo da linha de foco, onde se verifica uma queda de 6dB na intensidade do feixe. Essa é a região de melhor desempenho dos transdutores pois é máxima a concentração de energia.

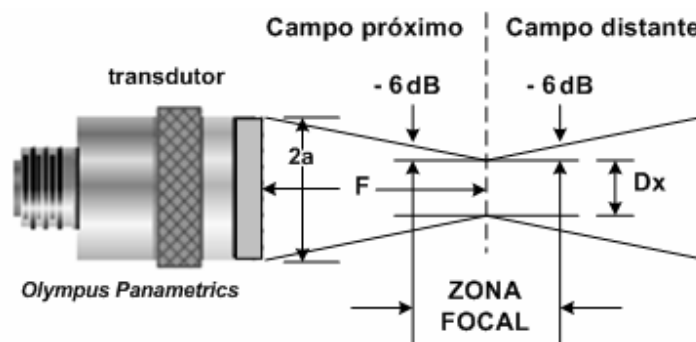


Fig. I.14 – Principais pontos do lóbulo principal.

A largura **Dx** do feixe é de extrema importância para o desempenho do transdutor na produção de imagem, como será visto adiante ao ser abordado a resolução.

Segundo Mooney e Wilson [6], para transdutores não focados, **Dx** pode ser determinado pela equação:

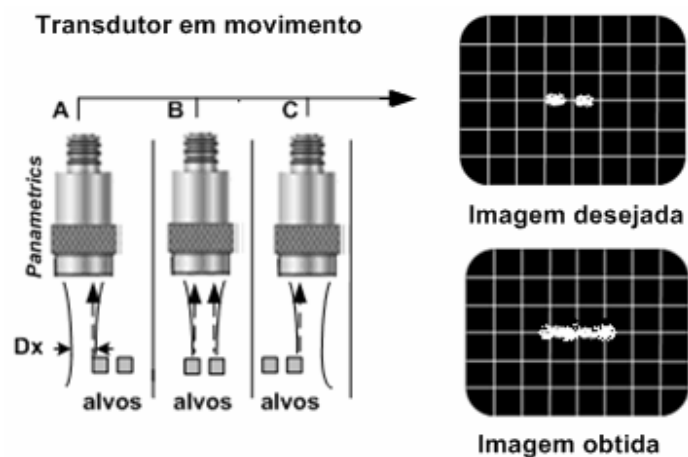
$$Dx = \frac{0,89 F \lambda}{2a} \quad (1.7)$$

Muitas vezes Dx é designado pela sigla FWHM, extraída de “*Full Width of the beam at Half Maximum*” e, segundo Hunt *et al.* [5], é definido para transdutores focados como:

$$FWHM = \frac{1,41 \lambda F}{2a} \quad (1.8)$$

### I.5 – A Resolução.

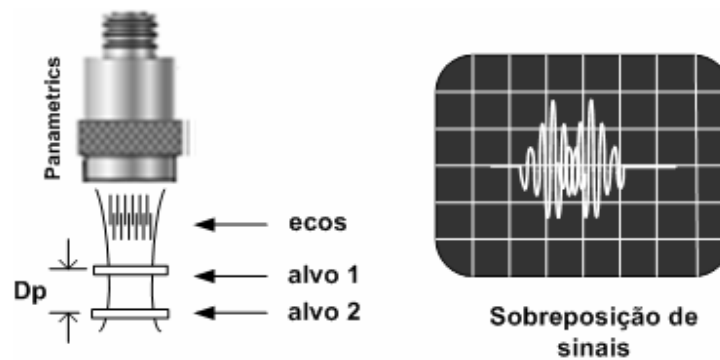
A resolução, resumidamente, consiste na capacidade do transdutor detectar alvos muito próximos ou mesmo alvos pequenos de modo que a imagem produzida apresente corretamente suas dimensões. Para alvos próximos, sobre a linha de varredura horizontal, a distinção destes se deve a “resolução lateral” e esta é dependente da largura  $D_x$  do feixe que, como visto no item anterior, é função do diâmetro e da frequência do transdutor. A Figura I.15 mostra o efeito de uma largura de feixe maior que os alvos e a separação entre eles.



**Fig. I.15** - A largura do feixe e a perda de resolução.

Observa-se que na posição A o transdutor receberá ecos provenientes do alvo à esquerda, na posição B ecos referentes aos dois alvos ao mesmo tempo e, na posição C, os ecos do alvo à direita. A imagem obtida será então uma linha única cujo comprimento é a soma dos comprimentos dos alvos. Para tecidos biológicos, são usados valores típicos de resolução que variam de  $300\mu\text{m}$  para 15MHz até  $30\mu\text{m}$  para 100MHz [8].

Para a resolução axial define-se como sendo a capacidade do transdutor detectar alvos próximos, no sentido do eixo de transmissão, ou seja, com pequena diferença de profundidade. Na Figura I.16 verifica-se o efeito da baixa resolução axial, mostrado em uma tela de osciloscópio (simulação) [9].



**Fig. I.16** – Efeito da baixa resolução axial.

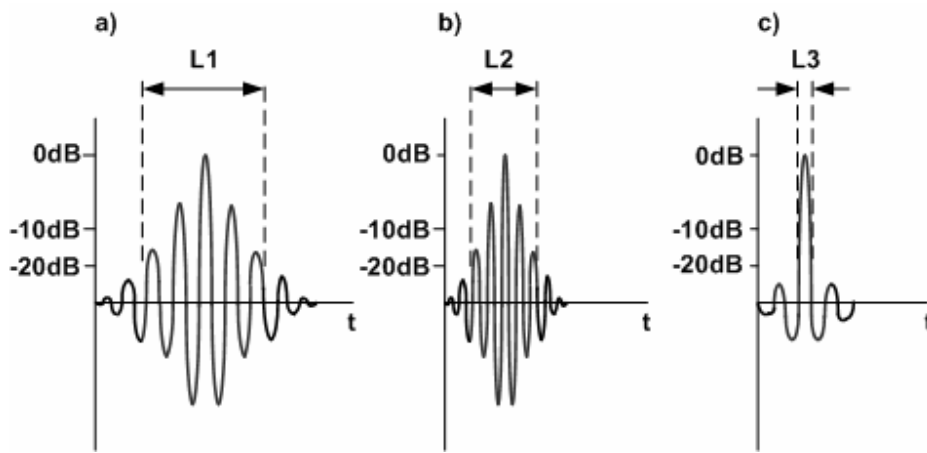
Devido ao pequeno trajeto percorrido, o eco do alvo **2** encontra o alvo **1** ainda em movimento vibratório, resultando em um entrelaçamento de sinais. A resolução axial **D<sub>p</sub>**, ou seja, a menor diferença de profundidade entre dois corpos detectável pelo transdutor é dada pela equação:

$$D_p = \frac{L_s \cdot v}{2} \quad (1.9)$$

Onde **L<sub>s</sub>** é a largura do sinal de eco e **v** é a velocidade da onda no meio de propagação [8]; [9].

Uma vez que **L<sub>s</sub>** tem dimensão de tempo e **v** dimensão de espaço por tempo, **D<sub>p</sub>** tem dimensão de espaço e significa o espaço que será percorrido pela onda enquanto o eco do primeiro alvo durar. Esse espaço compreende o trajeto do primeiro alvo ao segundo e o caminho inverso, justificando o denominador da fração. Demonstra-se assim que a resolução axial é função da frequência de trabalho do transdutor, isto é, melhores resoluções são conseguidas com o aumento da frequência devido à redução do comprimento de onda [9].

O sinal de eco, como é visto na Figura I.17, apresenta um máximo no centro que corresponde à contribuição da frequência central de operação, decrescendo nas laterais. Considera-se como largura a distância entre pontos onde esse decréscimo atinge um valor determinado, normalmente 20dB [6]. Artíficos são feitos para que essa queda se verifique mais rapidamente, pois um pulso com forma ideal significa uma considerável redução em **D<sub>p</sub>**. Desse modo constata-se que o diâmetro do transdutor, em tese, não influirá na resolução, sendo então possível existir transdutores com excelente resolução lateral e baixa resolução axial ou vice-versa.



**Fig. I.17** - Largura  $L$  do sinal de eco. a) Para uma frequência  $f$ . b) Para uma frequência  $2f$ . c) Para um pulso ideal com frequência  $f$ .

Examinando a Figura I.17 é possível concluir que não apenas a frequência mais também a duração do pulso irá determinar a resolução axial e essa duração é função da resposta ao impulso do transdutor. Segundo Leithiecq et al. [10], uma resolução acentuada requer uma grande largura de banda de resposta do transdutor sendo essa banda determinada pela divisão de  $\Delta f$  pela frequência central do transdutor onde  $\Delta f$  é medido sobre os pontos acima e abaixo da frequência central em que se verifica um atenuação de 6dB. Cita ainda, como exemplo, que 40% de largura de banda de um transdutor com frequência central de 50MHz acarreta uma resolução axial comparável a de um transdutor com frequência de 20MHz e 100% de largura de banda. Leithiecq ressalta também o compromisso entre a resolução e a penetração citando valores típicos de penetração que variam de 30mm para 15MHz até 3mm para 100MHz.

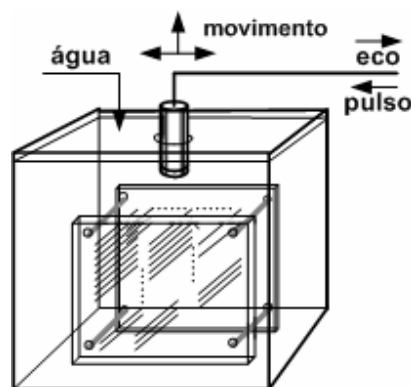
Os transdutores variam entre si segundo esses parâmetros não existindo, em termos práticos, modelos capazes de atender a todas as necessidades. Hunt et al. [5] classifica como “decisão difícil” a seleção da frequência e a largura de banda estabelecendo três fatores importantes na escolha da frequência que são: a atenuação no tecido, a profundidade de penetração e a faixa dinâmica do sistema, não existindo uma regra que equacione essas variáveis e determine um valor ótimo de frequência.

Atualmente os transdutores de frequência muito alta têm grande aplicação na análise microscópica de superfícies com ênfase em dermatologia e oftalmologia. Nessa técnica denominada “microscopia ultra-sônica por retro-espalhamento” ou “UBM – Ultrasound Backscatter Microscopy”, os transdutores deverão ter como característica uma excelente resolução [8].

## I.6 - Modelagem e Teste.

A modelagem computacional se constitui em uma técnica que visa predizer o comportamento elétrico assim como as características físicas de um transdutor com bastante precisão. Em poucas palavras, essa modelagem se traduz na criação de um circuito elétrico capaz de explicar os parâmetros elétricos e mecânicos de um transdutor. Dezenas de modelos têm sido desenvolvidos para esse fim sem, contudo existir ainda um modelo que possa ser chamado de definitivo ou ideal. A maioria dos modelos sugeridos estão baseados na aproximação descrita por Mason em 1948 [11];[12], que combinou as equações do material piezoelétrico com a equação de onda para definir as funções de transferência observadas. A modelagem constitui por si só um trabalho de árdua pesquisa que, embora deva ser mencionado, não é o motivo dessa dissertação.

Uma grande discrepância surge quando um transdutor é aferido por equipamentos diferentes ou mesmo em condições ambientais diferentes um laboratório especializado. Esses testes são feitos com corpos de prova, freqüentemente denominados de *phantoms*, que simulam as características de um tecido biológico. Em ambientes hospitalares as condições de teste não podem estar em conformidade com as de um laboratório especializado. Com o intuito de preencher essa lacuna, o *American Institute of Ultrasound in Medicine Standards Committee*, desenvolveu um corpo de prova que chamou de “*standard 100mm test obje*”. Este corpo consiste em duas placas paralelas de material plástico com várias agulhas de aço inoxidável com 0,75mm de diâmetro interceptando essas placas (Figura I.18). Esse teste, embora simples, permite avaliar a resolução lateral e axial de um transdutor devido ao modo geométrico com que estão arranjas as agulhas e, por outro lado, visa introduzir uma padronização entre os vários *phantoms* empregados que geram resultados diversificados [13].



**Fig. I.18** - Avaliação prática da resolução do transdutor.



## I.7 - Técnicas de Aumento do Desempenho.

### I.7.1 - A retro-emissão

A face posterior do transdutor também emite ondas e essa emissão, no sentido inverso, pode ter relevância no desempenho do transdutor. O material colocado na parte posterior do transdutor, conhecido como *backing*, deverá estar em concordância com alguns critérios.

A situação mais simples e também mais eficaz é a não existência de material sólido, nesse caso diz-se que o *backing* é o ar e, devido ao fato de que as ondas ultrassônicas não se propagam no ar, a interferência da retro-emissão sobre a emissão frontal não é observada. Porém, os atuais polímeros usados como elementos piezelétricos são filmes flexíveis com espessura da ordem de milésimos de milímetro e isso os torna, além de frágeis, incapazes de se auto-sustentarem mecanicamente quando o diâmetro do elemento for relativamente grande. Faz-se então necessário o uso de uma base de apoio sobre a qual deve ser aderido o filme. O *backing* deverá ser de material absorvente para atenuar as ondas emitidas, de constituição homogênea garantindo a mesma impedância em todo seu volume e não conter falhas, tais como trincas ou bolhas, o que causa reflexões múltiplas (Figura I.19).

Materiais de diversas naturezas têm sido propostos para a utilização como *backing*. Normalmente tratam-se resinas do tipo *epoxy* as quais podem apresentar irregularidades como trincas e bolhas durante o processo de mistura ou durante o processo de cura o que permite concluir que não apenas o tipo de material como também uma técnica de aplicação se faz necessária.

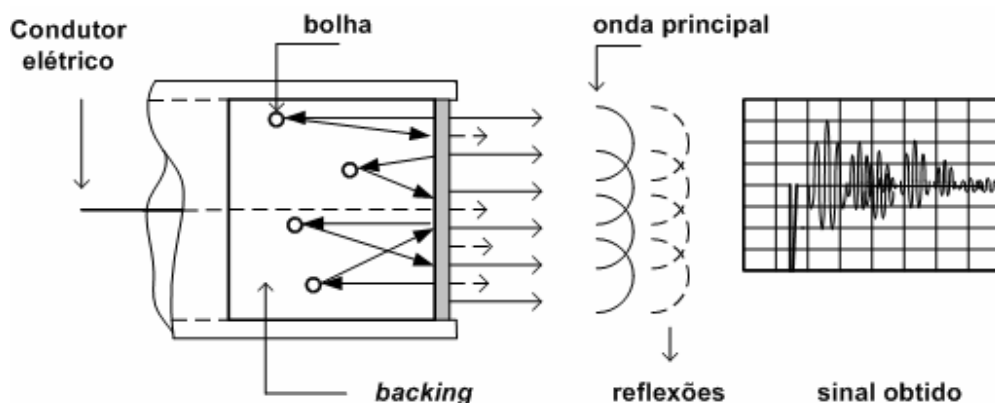
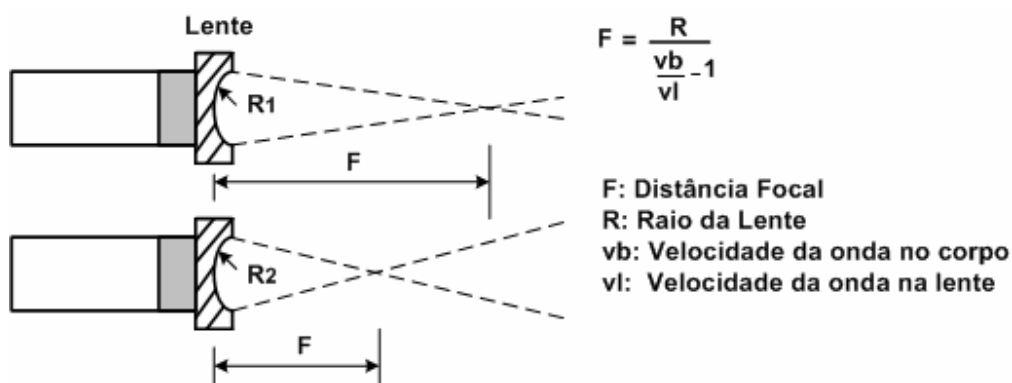


Fig. I.19 – Múltiplas reflexões provocadas pelo *backing*.

### I.7.2 – A Focalização do Transdutor.

Uma técnica muito usada para a redução da largura do feixe de ondas na zona focal é a que aplica uma curvatura na película piezolétrica. Com base no que foi visto no parágrafo anterior, verifica-se que tal curvatura é feita no material de apoio da película, ou seja, no *backing*. Tais transdutores são chamados de “focais” ou “focados”.

Outra técnica consiste na colocação de uma “lente acústica”. Essas lentes são feitas de materiais que introduzem pouca atenuação e devem ter impedância próxima ao meio em que opera. A Figura I.19 mostra a variação da distância focal, conseqüente da variação do raio da lente [6].

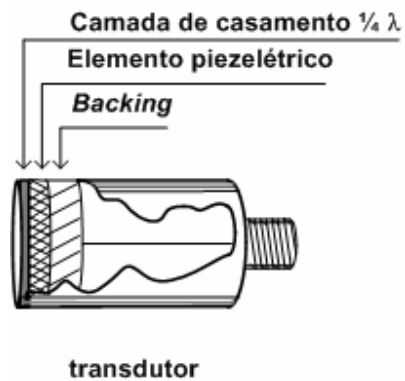


FONTE : Mooney, Mattheu G. [6]

**Fig. I.20** - Técnica de focalização do transdutor.

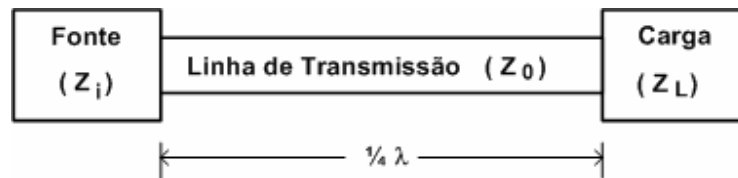
### I.7.3 – O Casamento de Impedância

Como antes mencionado, a onda transmitida é resultado da diferença entre a onda incidente e a onda refletida, desconsiderando-se a perda por absorção. Caso a impedância natural do transdutor seja muito diferente da impedância do corpo de contato praticamente não se terá onda transmitida. Desse modo, técnicas no sentido de tornar a impedância da *probe* o mais próxima possível da impedância do corpo de contato têm sido desenvolvidas, dentre elas, a mais usada, consiste na colocação de uma camada com a espessura de um quarto do comprimento de onda da frequência de ressonância do transdutor ( $\frac{1}{4} \lambda$ ) [9], como esquematizado na Figura I.21.



**Fig. I.21** - Camada de casamento ( *Matching Layer* ).

A propagação da onda ultrassônica segue as mesmas leis de propagação de um sinal elétrico em uma linha de transmissão, o que torna possível analisar o desempenho da camada de casamento do transdutor através de um modelo constantemente usado em telecomunicações (Figura I.21)



**Fig. I.22** - Casamento de impedância entre fonte e carga.

No ponto correspondente a um quarto do comprimento de onda as partes imaginárias do sinal se cancelam tornando a linha um componente puramente resistivo. O comportamento da linha de transmissão passa a ser idêntico ao de um transformador de impedância, estabelecendo-se a expressão [14]:

$$Z_0 = \sqrt{Z_i \cdot Z_L} \quad (I.10)$$

Levando essa expressão para o transdutor:

$Z_i$  : Impedância do transdutor

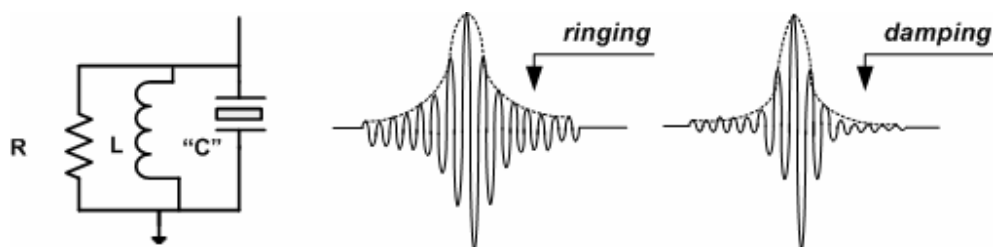
$Z_L$  : Impedância do corpo

$Z_o$  : Impedância da camada

Dividindo-se a velocidade da onda no material empregado pelo o quádruplo da freqüência de operação determina-se a espessura da camada de casamento. Operando-se com freqüências elevadas essa espessura assume valores extremamente baixos, dificultando experiências nesse sentido. É comum o uso de mais de uma camada de casamento visando valores finais de impedâncias o mais próximo possível da impedância do corpo de contato.

#### 1.7.4 – Sintonia do Transdutor

Outra técnica bastante usual consiste em “sintonizar” o transdutor, visando conseguir um sinal elétrico com maior amplitude. Um indutor é colocado em paralelo com o transdutor formando com sua capacitância um circuito ressonante com a freqüência de vibração do transdutor. Como efeito indesejável, poderá surgir uma oscilação transitória (*ringing*), o que provoca um alargamento no pulso demodulado e uma conseqüente perda de resolução axial. Isto se deve ao fato de que a sintonia reduz a largura de banda do transdutor, o que pode ser compensado, pelo menos parcialmente, colocando-se um resistor de amortecimento (*damping*) em paralelo com o circuito. Esses procedimentos são plenamente viáveis para transdutores operando apenas como receptor, pois para transdutores operando também como transmissor o pulso de disparo será desviado para o aterramento [5] (Figura 1.23).



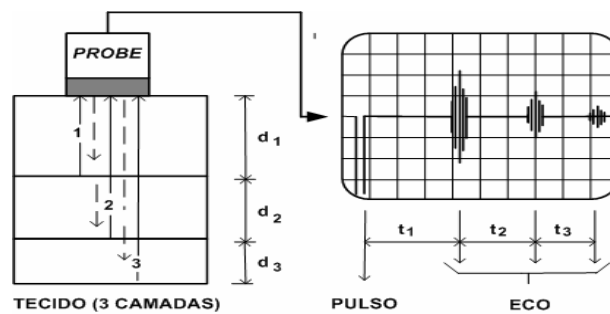
**Fig. 1.23** – O circuito de sintonia e o efeito do resistor R de amortecimento

Fica então estabelecido um compromisso relacionando a amplitude da onda com a resolução axial, que será decidido pela aplicação, ou seja, a finalidade da pesquisa.

### I.8 - Modos de Operação.

Os transdutores podem operar em modos diferentes, no que se refere à aquisição e processamento de dados para a formação de imagens. Destacam-se os modos A, B e C:.

O Modo – A, o primeiro a ser utilizado, serviu como base para todos os demais modos. Os ecos recebidos pelo transdutor formam uma única linha de imagem que pode ser exibida por um osciloscópio, um monitor de vídeo ou ainda um computador, depois de digitalizada. Inicialmente o modo A constituiu a principal técnica de medida de espessura em oftalmologia e dermatologia [10]. Uma conversão direta entre o tempo decorrido entre dois ecos recebidos e o espaço percorrido por eles permitiu obter medidas precisas em tecidos vivos, conhecidas, evidentemente, a velocidade de propagação ( $v_i$ ) nesses tecidos e a base de tempo ( $t_i$ ) da varredura horizontal do osciloscópio (Figura I.24).

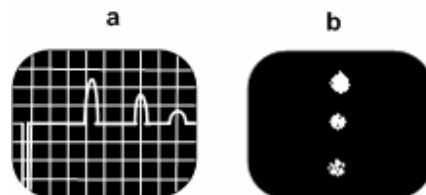


**Fig. I.24** – Determinação da espessura das camadas.

As espessuras são dadas por:

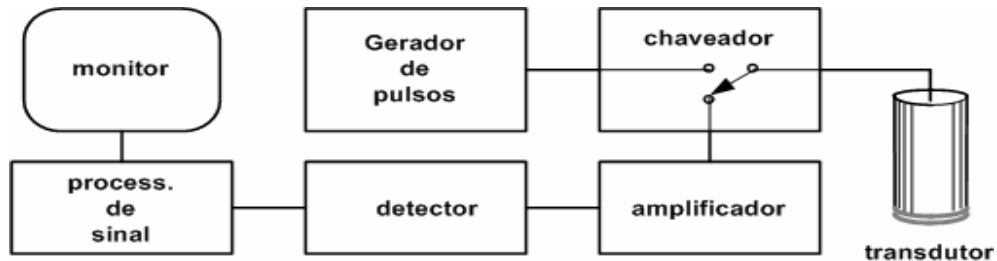
$$d_i = (v_i \cdot t_i) \cdot 0,5 \quad (I.11)$$

Usando-se a envoltória do sinal, a imagem assume o aspecto da Figura I.25.



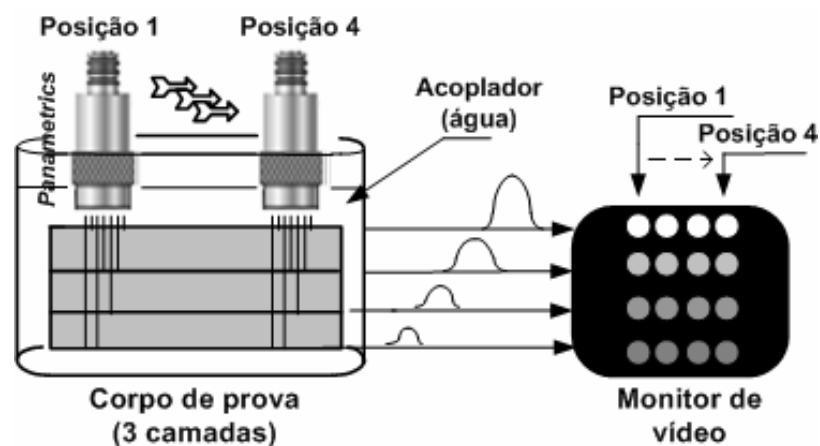
**Fig. I.25** - Sinal demodulado : a) No osciloscópio ; b) No monitor de vídeo.

O sistema eletrônico para obtenção de imagens no modo A é visto no diagrama de blocos da Figura I.26 [10].



**Fig. I.26** - Operação em modo A.

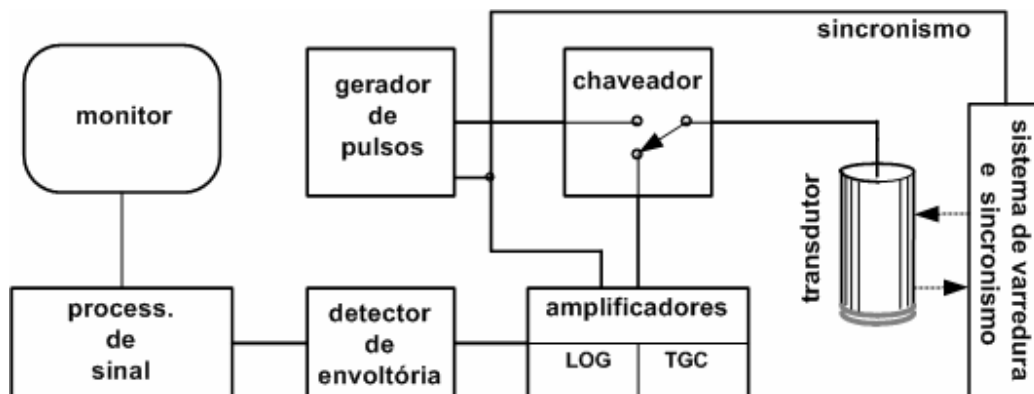
O Modo-B difere do anterior, embora se origine dele, principalmente no que se refere ao processamento do sinal. Desenvolvido para exibir uma imagem em duas dimensões, o sistema dispõe de um mecanismo capaz de provocar deslocamentos no transdutor sobre a superfície do material em análise (*scanning*)[10]. O resultado, em primeira análise, seria uma seqüência de linhas no modo-A formando uma imagem, porém existem diferenças significativas introduzidas na visualização. Dentre essas diferenças destacam-se a variação de brilho dos pontos na tela caracterizando a variação de amplitude dos ecos recebidos (Figura I.27).



**Fig. I.27** – Princípio da formação de imagem no modo B

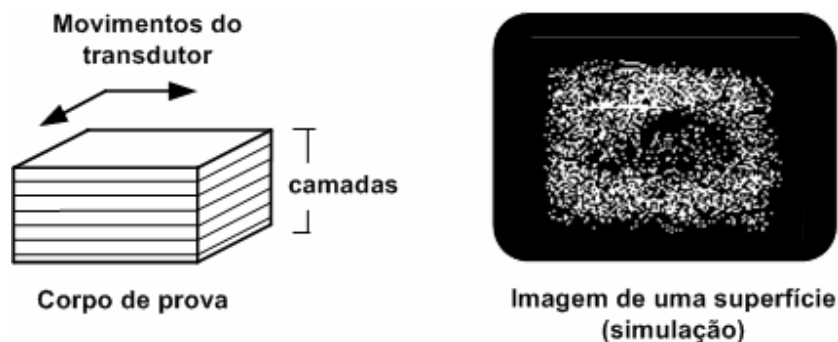
A operação em modo B, como se constata na Figura I.28, requer um sistema eletrônico mais elaborado. O circuito gerador de varredura e sincronismo comanda o deslocamento do transdutor mantendo-o sincronizado com os pulsos de disparo. Os ecos colhidos são endereçados, por um sistema de chaveamento eletrônico, a um sistema de amplificação não linear composto por um amplificador com ganho variável no tempo (TGC – *Time Gain Control*) e um amplificador logarítmico. O amplificador variável no tempo usa uma tensão de polarização em forma de rampa, coincidente no tempo compreendido entre os pulsos de disparo. Isto faz com que os ecos obtidos de profundidades maiores, geralmente muito atenuados, sejam mais amplificados que os obtidos de profundidades menores, ou seja, mais próximos em tempo do pulso de disparo. O resultado dessa amplificação e compressão é um aumento na relação sinal-ruído e também redução do comprimento da palavra binária da codificação digital da amplitude do sinal.

Depois de amplificados, um detector de envoltória elimina as variações de alta frequência do sinal, transformando em um sinal próprio para ser convertido em um ponto luminoso em uma tela. O sinal detectado normalmente sofre sofisticado processamento digital antes de ser exibido. Isto torna o sistema apto a colher e armazenar informações assim como eliminar ou realçar uma série de características do sinal. Para que a imagem se mantenha estática na tela e os pontos mostrados nas posições corretas, todo o sistema, inclusive o motor que movimenta o transdutor mantém uma relação de sincronismo constante por meio do gerador de varredura e sincronismo.



**Fig. I.28** – Operação em modo B.

O Modo-C apresenta varredura em dois sentidos de maneira que o transdutor percorre uma área na face do corpo de prova. É freqüente dizer que o modo C corta o corpo de prova em planos paralelos ao plano da face enquanto o modo B corta em planos perpendiculares. A imagem produzida é conseqüência dos ecos emitidos por um plano, não necessariamente o da face. Isto é possível porque processamento digital dispõe de meios para a seleção de profundidade [10] (Figura I.29).



**Fig. I.29** – Varredura e formação de imagem no Modo-C

Ao serem usados transdutores de freqüência muito elevada, obtém-se uma imagem rica em detalhes microscópicos da face (UBM – *Ultrasound Backscatter Microscope*) e, no caso de freqüências mais baixas onde se verifica uma penetração maior, os processadores atuais são capazes de armazenar dados obtidos de vários planos e criar uma imagem com três dimensões. O Modo-C, como se pode concluir, é derivado do Modo-B com um eixo de varredura a mais e um sistema de processamento digital com recursos adicionais. [10].

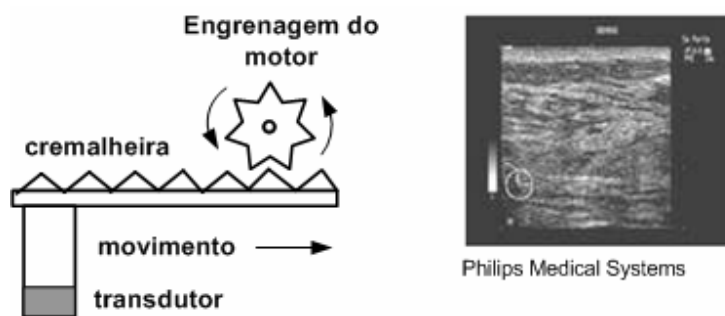
### **I.9 – Varredura (*scanning*)**

Nos processos de geração de imagem em que se utiliza um único transdutor a varredura é inevitavelmente feita por um sistema eletro-mecânico. A força motriz é obtida de um ou mais motores elétricos, dependendo do modo de operação. Um motor denominado “motor-de-passo” é frequentemente usado para essa finalidade. Esse tipo de motor apresenta a propriedade de dividir sua rotação em frações isto é, para cada comando sob a forma de pulso recebido, verifica-se um deslocamento de valor fixo correspondente a uma fração de 360°. O formato da imagem é função do tipo de varredura empregada



### I.9.1 - Varredura Linear

O movimento circular do motor é convertido em pequenos deslocamentos lineares do transdutor. A Figura I.30 mostra um esquema simplificado e uma imagem real de uma glândula mamária. O sistema de processamento digital da imagem garante uma interação com o operador permitindo que este demarque pequenas áreas que apresentem irregularidades [10].

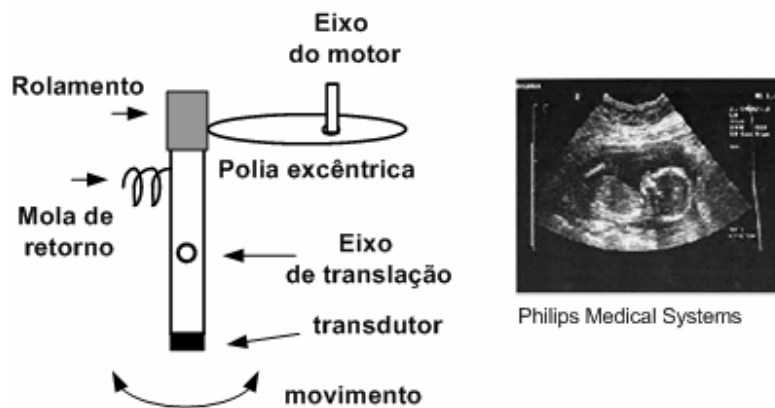


**Fig. I.30** - Varredura linear

### I.9.2 - Varredura setorial.

Esse tipo de varredura é largamente utilizado devido sua adequação a diversos tipos de diagnósticos e, devido sua aplicação em obstetrícia, tornou-se um símbolo popular despertando curiosidade pela forma geométrica da imagem. Aliado a um processamento digital eficiente, como no sistema anterior, o acompanhamento do desenvolvimento de um indivíduo em fase intra-uterina por meio de imagens tornou-se uma ferramenta indispensável na medicina preventiva e corretiva [10].

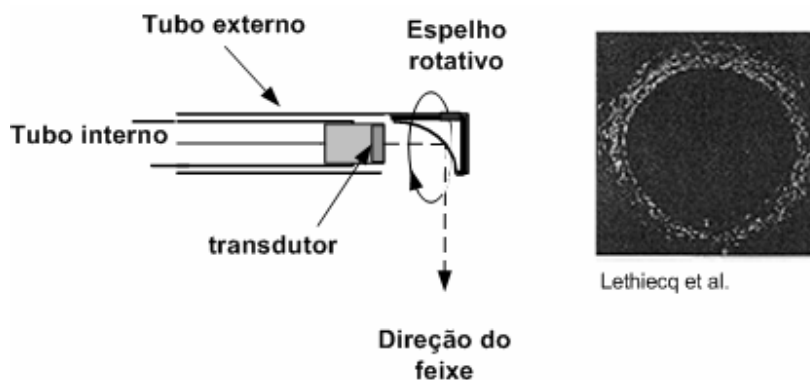
O sistema pode ser descrito, em poucas palavras, como sendo um transdutor colocado na ponta de uma haste que tem um movimento pendular e a imagem obtida tem a forma de um setor truncado. Na Figura I.31 é visto um esquema simplificado do mecanismo e uma imagem real de um feto com 17 semanas. Uma grande vantagem da varredura setorial é o seu campo visual bastante expandido pela própria geometria do processo.



**Fig. I.31 - Varredura setorial**

### I.9.3 - Varredura Circular

A varredura circular equipa algumas *probes* que são introduzidas nos pacientes tais como as trans-retais e as trans-vaginais ou mesmo uma introdução através de pequena incisão. Uma sonda desse tipo, equipada com um transdutor na extremidade, é introduzida no paciente e, por um processo de reflexão e de rotação, uma imagem do tecido que circunda a extremidade da sonda é obtida. A Figura I.32 [10] mostra uma sonda com um espelho que gira 360° em torno do eixo longitudinal da sonda provocando um desvio de 90° na trajetória do sinal, produzindo uma imagem em forma de anel. A imagem do exemplo se refere a um vaso sanguíneo [10].



**Fig. I.32 - Varredura circular.**

## II – METODOLOGIA

### II.1 – Introdução

Este capítulo descreve a construção de uma probe utilizando como elemento piezelétrico o polímero PVDF e a concepção e construção de um sistema eletrônico de apoio. Na descrição, no caso da probe, evidencia-se a possibilidade de se construir um equipamento de uso específico usando-se métodos artesanais como adaptação ou conversão de objetos comuns em componentes com finalidade específica, tendo como ferramental instrumentos de fácil aquisição.

Para o sistema eletrônico, um procedimento análogo foi adotado, isto é, circuitos com finalidades diversas foram adaptados e concatenados criando um sistema específico. Esses métodos foram adotados visando não apenas a redução de custos como também a possibilidade de execução com materiais e recursos técnicos disponíveis no mercado.

#### II.1- Construção de um Transdutor

Visando minimizar os processos de usinagem e dar ao produto final uma aparência mais profissional com custo reduzido optou-se, para servir de carcaça, por um produto já com acabamento e medidas adequadas e também de fácil aquisição no mercado para que sua construção se tornasse viável a qualquer um que a desejasse. O material que preencheu os requisitos citados foi um conector para sonorização de instrumentos musicais, conhecido no mercado como *Plug P-10*. Esse conector teve sua ponta serrada, na altura do isolante plástico que separa a parte negativa ou carcaça da peça, como mostra a Figura II.1.

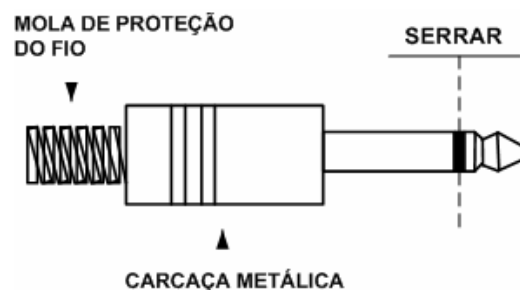
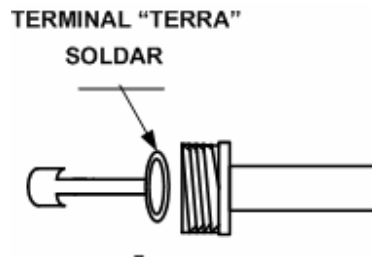


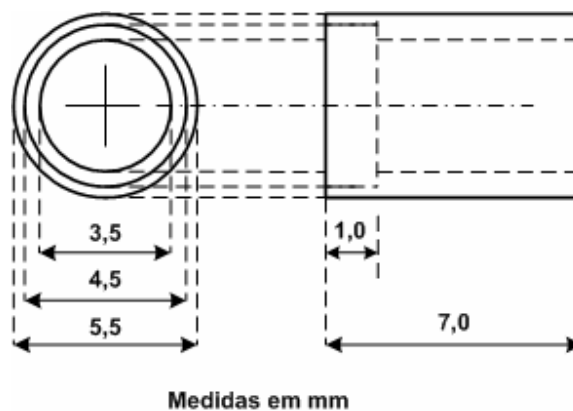
Fig. II.1 – Aspecto do *Plug* e o ponto a ser serrado.

Ao ser serrado e ter sua carcaça removida, verifica-se que o terminal destinado à conexão do negativo ou “terra” do componente se desprende. É de máxima importância que este terminal seja soldado ao corpo do *plug* antes das demais operações. O calor necessário à soldagem pode danificar o material piezelétrico e, é conveniente ressaltar que, esse terminal constitui a única alternativa de se conectar o transdutor ao negativo do sistema daí, a sua importância.(figura II.2).



**Fig. II.2** – Recolocação do terminal “terra”.

A próxima etapa é a construção de uma arruela de material isolante, onde será apoiada a película piezelétrica. Para essa tarefa foi usado um tubo de acrílico, vazado, com 6,5mm (seis e meio milímetros) de diâmetro externo e 3,5mm (três e meio milímetros) de diâmetro interno. Usando-se um torno mecânico, reduziu-se o diâmetro externo para 5,5mm (cinquenta e cinco milímetros) que é medida exata para que o tubo pudesse ser introduzido na ponta do *plug*. O diâmetro interno foi aumentado para 4,5mm (quatro e meio milímetros) em um comprimento de 1mm (um milímetro). O tubo, assim modificado, é serrado com um comprimento de cerca de 7mm (sete milímetros) formando-se então a arruela detalhada na Figura II.3.

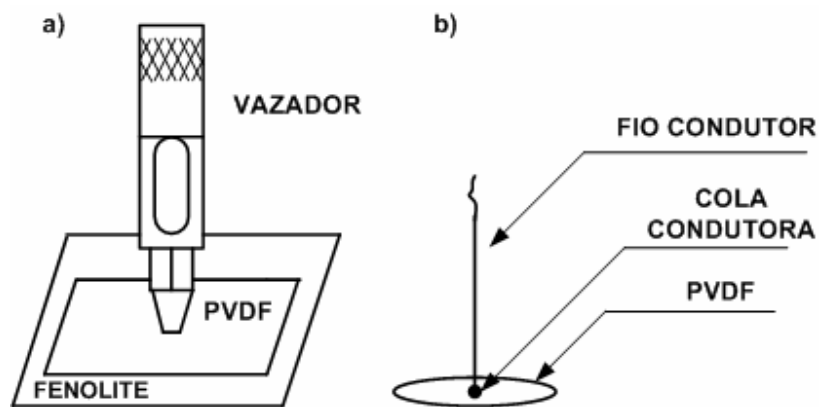


**Fig. II.3** – Arruela de acrílico

Depois de concluída a construção da arruela, segue-se a tarefa mais delicada que é o corte do material piezelétrico. O material usado nos protótipos foi um filme de PVDF com aproximadamente 30 $\mu$ m (trinta micrometros) de espessura e eletrodos de prata e para cortá-lo foi usado um vazador de 4,5mm (quatro e meio milímetros), de fácil aquisição em papelarias. Esse vazador teve que ser afiado, pois, na sua forma original, ele se apresentou com baixo poder de corte para materiais plásticos. Para tal, prendeu-se a peça em uma máquina de furar e, por meio de uma lima tipo “morsa” afiou-se adequadamente o vazador.

Usaram-se dois modos para a execução do corte da película: por meio de uma pancada dada com um pequeno martelo e por meio de compressão do vazador contra a película, usando-se um pequeno torno. Em ambos os casos, concluiu-se que o sucesso da operação muito se devia ao material da base sobre o qual a película se apoiava isto é, materiais macios provocavam distensões danificando a película e materiais muito duros não permitiam o corte em toda a circunferência. A solução encontrada foi a utilização de uma placa de fenolite, usada para a fabricação de circuitos impressos.

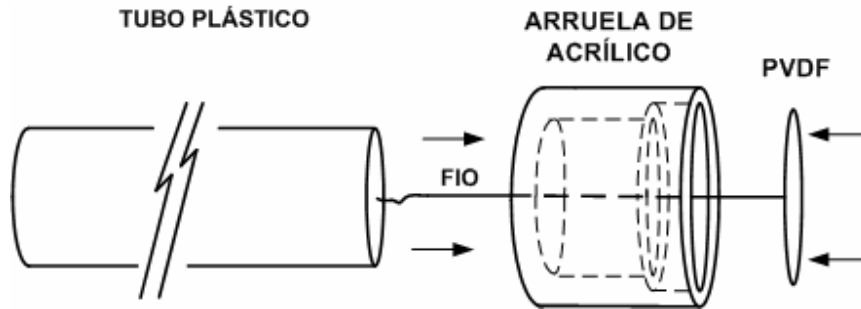
Cortado o PVDF, conectou-se um fio flexível de cobre estanhado com 0,1mm (um décimo de milímetro) a um dos eletrodos do PVDF usando-se cola condutora de fabricação nacional, (“Cola Condutiva de Prata”, produzida e distribuída por “www.eletronica.com”) encontrada em lojas de material eletrônico. A Figura II.4 mostra o corte do PVDF a conexão do fio.



**Fig. II.4** - a) Corte do PVDF b) Colocação do fio condutor

Constatado endurecimento da cola condutora, o PVDF foi acamado no furo alargado da arruela de acrílico que recebeu, previamente, uma fina camada de cola “epóxi”. Na outra extremidade da arruela foi introduzido um tubo plástico, do tipo usado em “cotonetes”. A finalidade

deste tubo é isolar eletricamente o fio condutor e também fixá-lo em posição adequada à montagem como mostra a Figura II.5.

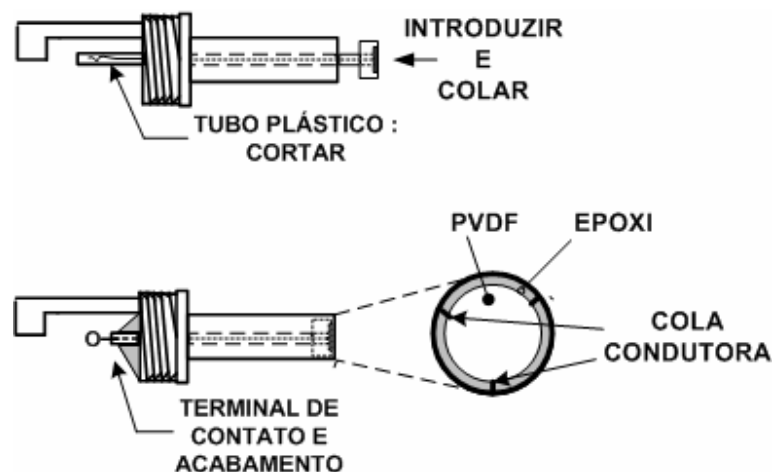


**Fig. II.5** – Montagem do PVDF na arruela acrílica.

O conjunto montado da forma descrita foi então introduzido no *plug*, tendo sido usada, também aqui, uma fina camada de cola para manter fixa a posição.

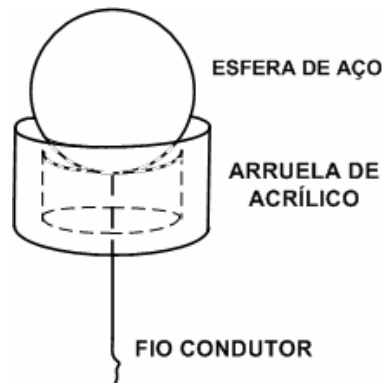
O passo seguinte consistiu em fazer o contato elétrico entre a face exposta do PVDF e a carcaça do *plug*. Isso foi feito através de cola condutora, unindo-se três pontos da periferia do PVDF à carcaça e, para finalizar essa extremidade do transdutor, aplicou-se um filete de cola na borda da carcaça visando a impermeabilização e acabamento.

Na outra extremidade, o tubo plástico foi cortado deixando a mostra o fio condutor que, devido a sua fragilidade, foi soldado a um fio de diâmetro maior e fixado com cola, criando-se assim um terminal mais robusto. Esses passos estão representados na Figura II.6.



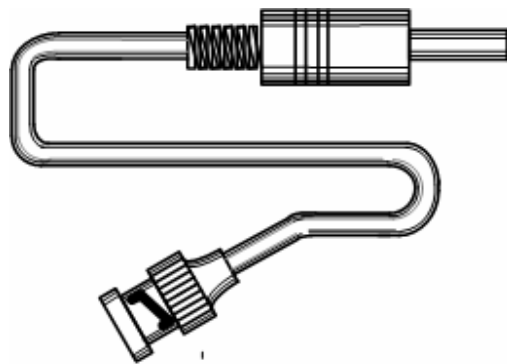
**Fig. II.6** – Montagem do PVDF na carcaça.

Em um dos protótipos foi possível, durante a colagem do PVDF na arruela acrílica, a colocação de uma pequena esfera metálica que fez com o PVDF, após a secagem, adquirisse uma forma curva, o que tornou o transdutor focalizado (Figura 2.7).



**Fig. II.7** – Formando uma curvatura no PVDF.

Finalmente foi colocado um cabo do tipo coaxial usado em rede digital, com  $50 \Omega$  de impedância característica e um conector tipo BNC. O aspecto final é visto na Figura II.8.



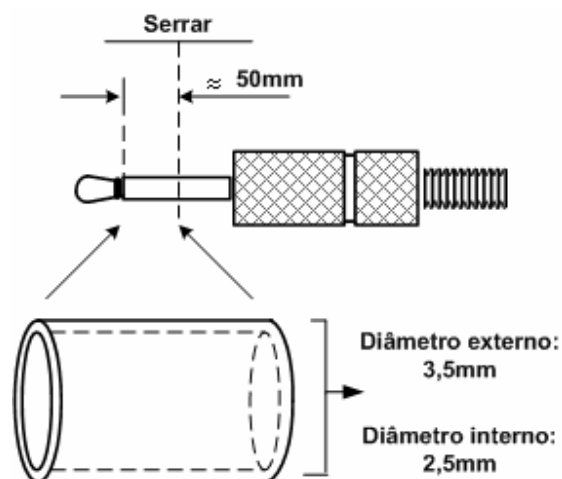
**Fig. II.8** – Aspecto final da montagem.

A etapa da construção que requer mais cuidado é o corte do PVDF, logicamente tratando-se do uso de ferramental não específico. A dificuldade cresce com a redução da espessura do material. Frequentemente, além de cortar, produz-se um esmagamento do material que fatalmente se traduzirá em um curto circuito entre os eletrodos. Imediatamente após o corte, um teste de verificação de curto-circuito deve ser aplicado. Devido à dificuldade de colocação das pontas de prova do aparelho de teste em contato com as faces do PVDF, é conveniente colocar o PVDF

sobre uma superfície metálica polida e colocar uma das pontas em contato com essa superfície e a outra sobre a face do PVDF. O ideal é que, para evitar uma pressão excessiva da ponta de prova sobre a película, seja soldado um condutor fino (0,1mm) na ponta de prova e este condutor seja encostado delicadamente na película.

A procura por um melhor desempenho nos transdutores fabricados no laboratório revelou que, a não uniformidade da superfície do PVDF é um dos principais causadores do baixo rendimento da *probe*. Essa não uniformidade se deve à espessura reduzida do material aliada à sua grande maleabilidade que, ao receber o condutor interno e a cola condutora, tende a se deformar. Esse fenômeno indesejável pode se apresentar mesmo quando usado material sólido no *backing* e é praticamente inevitável quando o *backing* usado é o ar. Nesse projeto procurou-se minimizar tal efeito usando como condutor interno um fio com 0,1mm. O processo pode ser ainda melhorado se for usada a esfera destinada a dar o formato curvo no PVDF durante a colagem do condutor.

Uma outra solução aplicada foi excitar o PVDF não mais pelo centro do círculo, mas pela circunferência. Isto exigiu pequenas mudanças na tecnologia antes empregada. Primeiramente foi necessário obter um tubo metálico com 3,5mm de diâmetro externo, o que foi conseguido serrando-se um conector de áudio tipo “P2”, como mostra a Figura II.9.



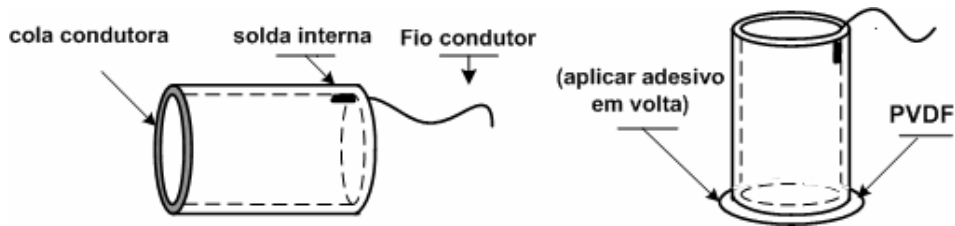
**Fig. II.9** – Obtenção do tubo metálico a partir de um “plug P2”.

A próxima etapa consiste em soldar o fio condutor que será o terminal interno do transistor. Essa soldagem deve ser feita na parte interna do tubo para não alterar seu diâmetro externo do tubo. Em seguida aplica-se cola condutora na borda oposta do tubo e cola-se o filme de PVDF já



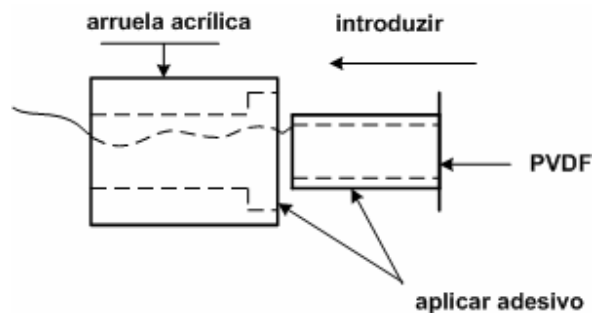
cortado em forma de disco como no processo anterior tendo o cuidado de manter o conjunto centralizado.

Observa-se que o diâmetro do PVDF é ligeiramente maior que o do tubo. Sobre essa diferença deve ser aplicado cola epóxi, o que dará rigidez ao sistema e aumentará virtualmente o efeito adesivo da cola condutora (Figura II.10).



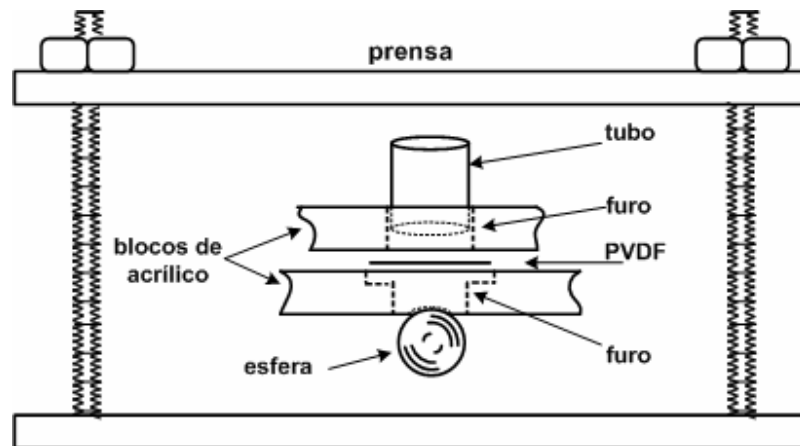
**Fig. II.10** - Preparação do tubo e sua colagem ao PVDF

Após o endurecimento da cola, o tubo foi introduzido na arruela acrílica descrita no processo anterior, usando-se cola epóxi para fixá-lo (Figura II.11).



**Fig. II.11** – Montagem na arruela acrílica.

Para finalizar, o conjunto foi montado em um conector P10, com os mesmos procedimentos usados para a montagem do protótipo anterior. Os processos descritos podem ser agilizados e feitos com maior precisão com a construção de gabaritos de plástico ou acrílico (Figura II.12). Uma esfera de vidro ou aço, com diâmetro adequado, pode ser usada para gerar a curvatura sendo o conjunto fixado em uma prensa durante o processo de cura do adesivo.



**Fig. II.12** – Esquema simplificado de um gabarito.

A Figura II.13 mostra algumas *probes* construídas no laboratório, podendo ser vistos modelos com diâmetros diferentes.



**Fig. II.13-** Fotografia de algumas *probes* construídas no laboratório.

Como o material envolvido tem dimensões reduzidas e de acentuada fragilidade, o ferramental usado deve ser adequado. Uma solução simples consiste em usar ferramentas odontológicas que são facilmente conseguidas no comércio especializado. A Figura II.14 mostra algumas ferramentas usadas, além dos adesivos *epoxy* e condutor.



**Fig. II.14** – Fotografia do material usado.

Para o corte e acabamento das partes metálicas foi usada uma furadeira do tipo “mini-retífica”, equipada com disco de corte, com as seguintes características:

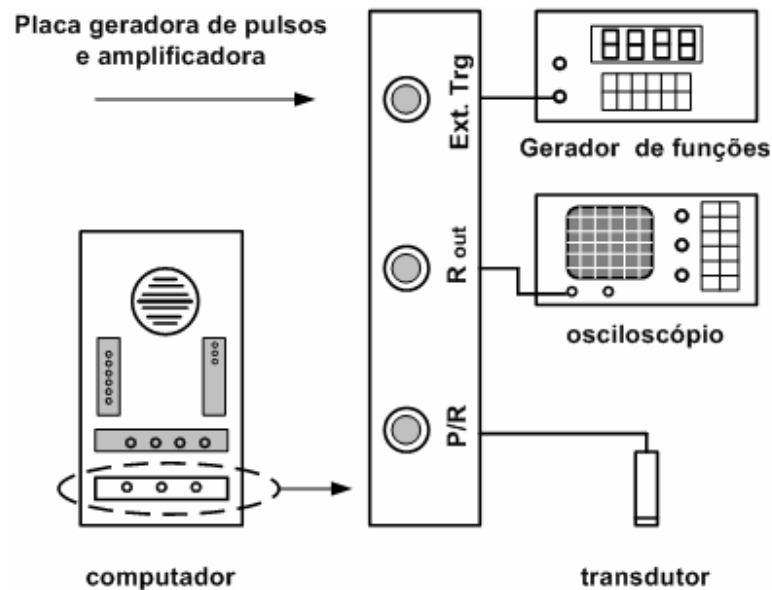
Tensão de trabalho: 110 VAC (60 Hz)

Potência : 125W

Velocidade: 8000 ~ 32000 rpm (ajustável).

## **II.2 – Construção de um Sistema Eletrônico de Apoio.**

Como mencionado no capítulo anterior, o transdutor requer antes de tudo um pulso de curta duração e amplitude elevada para excitá-lo. Alguns fabricantes produzem placas eletrônicas que, adaptadas a um computador comum, produzem pulsos com parâmetros ajustáveis por programação (*software*). Essas placas são geralmente sincronizadas por um gerador externo o que implica no emprego de um outro equipamento, normalmente um gerador de funções. A Figura **II.15** mostra o equipamento usado nessa pesquisa e as conexões entre as partes.



**Fig. II.15** - Equipamento eletrônico usado no laboratório.

As especificações do material usado são as seguintes:

Computador Pessoal (PC) com processador “Celeron” de 300MHz, com memória de 64MB

Placa Geradora de Pulsos / Receptora modelo PAC - IPR-100, com saída de 50 a 400v de fabricação da “Physical Acoustics Corporations”.

Programa (software) IPR-100 DEMO p/ Control.

Gerador de Funções Sintetizadas modelo DS 345, 30MHz de fabricação da “Stanford Research Systems”, USA.

Osciloscópio Digital HP 54616 de fabricação da “Hewlett Packard”.

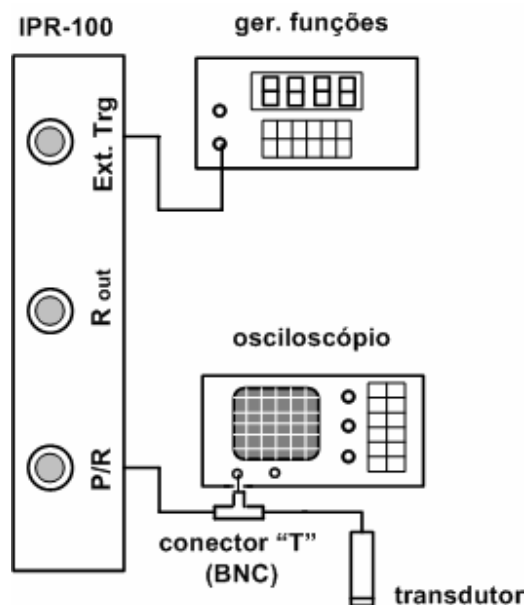
As conexões usadas da placa geradora de pulso são designadas como:

**P/R** – Saída do pulso de disparo com níveis de tensão e energia ajustados por programação; entrada do sinal de eco captado.

**R out** – Saída do sinal de eco com ganho e filtragem ajustados por programação.

**Ext. Trg.** – Entrada do sinal de sincronismo (*trigger*).

Em alguns testes optou-se por não utilizar a saída amplificada como no esquema da Figura II.16.

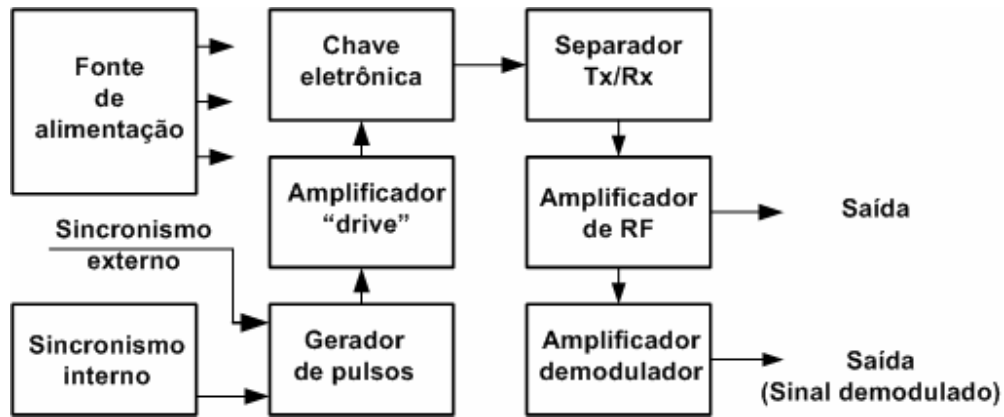


**Fig. II.16** - Conexão não utilizando a etapa amplificadora da placa.

O circuito a ser implementado propõe, de modo simplificado, trazer para fora do computador a placa geradora de pulsos. De modo simplificado significa dizer que apenas as funções básicas são consideradas, eliminando-se ou mantendo fixos alguns recursos presentes na placa original que efetivamente não são usados ou permanecem invariáveis.

A idéia básica é gerar pulsos em uma cadência fixa com parâmetros também fixos o que permite atender a uma extensa gama de transdutores e tendo como vantagem economia de *software* e *hardware* dedicados, ambos importados e dispendiosos. O circuito está apto a dar ainda ao sinal captado uma pré-amplificação, enviando ao sistema de processamento um sinal livre do pulso de disparo o que representa uma proteção a esse sistema. O sinal obtido pode ser somado a um sinal de sincronismo de vídeo permitindo a conexão a qualquer equipamento de exibição de imagem que disponha de uma placa de aquisição de vídeo. As placas de aquisição de vídeo já alcançaram relativa popularidade, sendo produzidas por diversos fabricantes, o que provocou uma significativa redução do custo. O mesmo não aconteceu e nem deve acontecer, pelo menos a curto e médio prazo, com as placas de geração de pulso e recepção de sinal, pois se trata de um equipamento específico não sendo pois atraente para diversos fabricantes um investimento nesse sentido. O resultado disso, principalmente em laboratórios com recursos financeiros limitados, como os de universidades públicas, é geralmente a existência de um único

equipamento para atender diversos usuários. Na figura II.17, o circuito proposto é apresentado sob a forma de diagrama de blocos.



**Fig. II.17** – Diagrama de blocos do sistema eletrônico

Esse sistema poderá ter gerador próprio de sincronismo ou operar sincronizado por um gerador externo. No primeiro caso, o bloco “Sincronismo Interno” é um gerador de onda retangular com a freqüência de pulsos desejada e, no segundo caso, deve ser usado um Gerador de Funções conectado diretamente na entrada “Sincronismo Externo”.

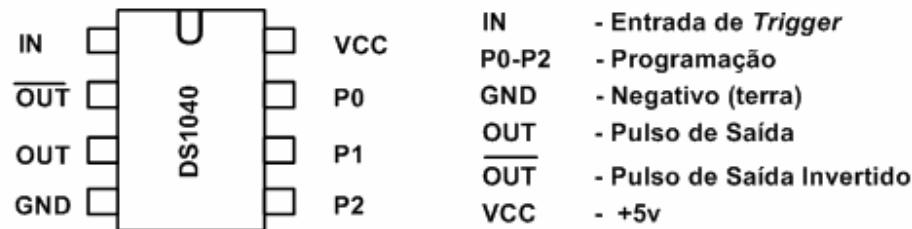
## II.3 – Descrição dos blocos

### II.3.1 - Gerador de Pulsos

Como já mencionado é preciso garantir que a amplitude da freqüência contida no pulso que efetivamente irá excitar o transdutor seja suficiente. Isto impõe que a duração desse pulso seja tão curta quanto possível.

Para a construção desse gerador, duas opções foram estudadas. A primeira opção, que pelo ponto de vista técnico seria a melhor delas, consiste na utilização de um circuito integrado gerador de pulsos com duração programada. Fabricado pela “Dallas Semiconductor”, esse circuito, designado por DS1040, é capaz de gerar pulsos com largura que pode variar de 5ns até 500ns,

mediante uma programação aplicada em seus terminais. A Figura II.18 mostra o aspecto do circuito integrado e o modo de programação [15].



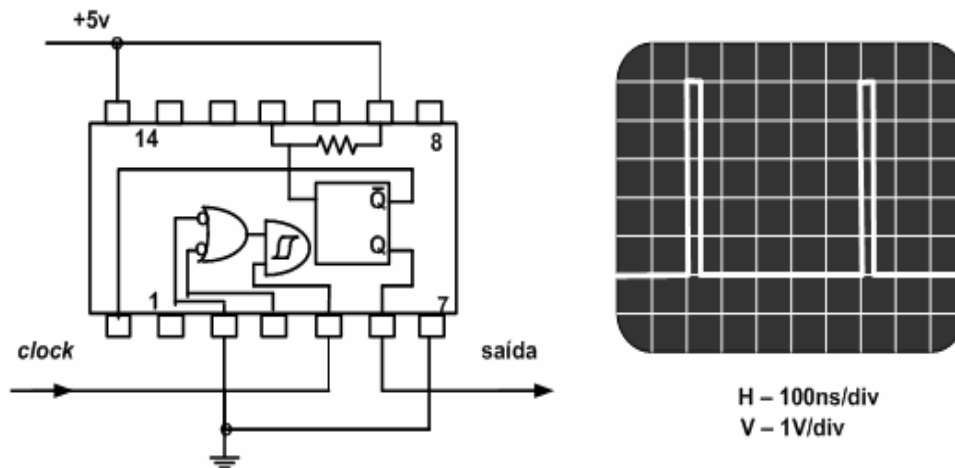
| Pinos de progr. | Larg. Max. | Larg. Min. → |    |    |    | Larg. Max. | Larg. Max. | Larg. Max. |
|-----------------|------------|--------------|----|----|----|------------|------------|------------|
| MSB P2          | 0          | 0            | 0  | 0  | 1  | 1          | 1          | 1          |
| P1              | 0          | 0            | 1  | 1  | 0  | 0          | 1          | 1          |
| MSB P0          | 0          | 1            | 0  | 1  | 0  | 1          | 0          | 1          |
| DS1040-75 (ns)  | 75         | 15           | 30 | 45 | 60 | 75         | 75         | 75         |

**Fig. II.18** - Gerador de pulso DS1040 e a programação da largura do pulso.

A segunda opção, embora com muito menos recursos, se tornou mais viável devido à dificuldade de aquisição do circuito descrito anteriormente e também ao propósito de manter o sistema com o máximo possível de componentes nacionais ou com distribuição regular no país.

Foi usado o circuito integrado 74121, de fácil aquisição no mercado nacional e custo reduzido e se trata de um multivibrador mono-estável (*one shot*) com circuito temporizador interno. Optando-se pelo uso desse temporizador, o que significa não conectar nenhum componente aos terminais de temporização, o circuito fornece um pulso com 50ns de largura, conforme descrito pelos manuais dos diversos fabricantes.

Este circuito integrado dispõe de recursos que permite que seja disparado por um sinal retangular, tanto na rampa de descida como na rampa de subida e ainda o uso de sinal não retangular já que dispõe de uma entrada tipo "Schmitt Trigger". Na Figura II.19 é mostrado o circuito integrado, deixando evidente a simplicidade das conexões externas, e o sinal de saída obtido, segundo o manual do fabricante [16], para um sinal de disparo (*clock*) de 2MHz.



**Fig. II.19** - O circuito integrado 74121 como gerador de pulsos estreitos.

O nível de sinal fornecido pelo gerador de pulsos, em ambas as opções descritas, é insuficiente para acionar a chave eletrônica, já que esse nível é de apenas 5Vcc. Faz-se então necessário um amplificador capaz de fornecer um nível adequado ao sinal. Esse amplificador poderia ser de fácil implementação, porém sua resposta de frequência impõe forte restrição na escolha do circuito. O amplificador deverá operar com pulsos de 50ns de largura o que significa uma resposta de frequência superior a 20MHz. Os amplificadores operacionais encontrados no mercado nacional apresentam, em casos raros, uma resposta máxima de 10MHz para ganho unitário o que significa que o sinal de saída tem a mesma amplitude do sinal de entrada. Optou-se então pela construção de um amplificador com componentes discretos, com acoplamentos indutivos pois o uso de capacitores causariam um efeito de integração e retardo no sinal e um conseqüente alargamento dos pulsos. Foram usados transistores populares no mercado, da série BC, que apresentam ganho elevado e uma resposta máxima de 200MHz conforme dados dos manuais. A Figura II.20 mostra o esquema do circuito e o aspecto dos transformadores.



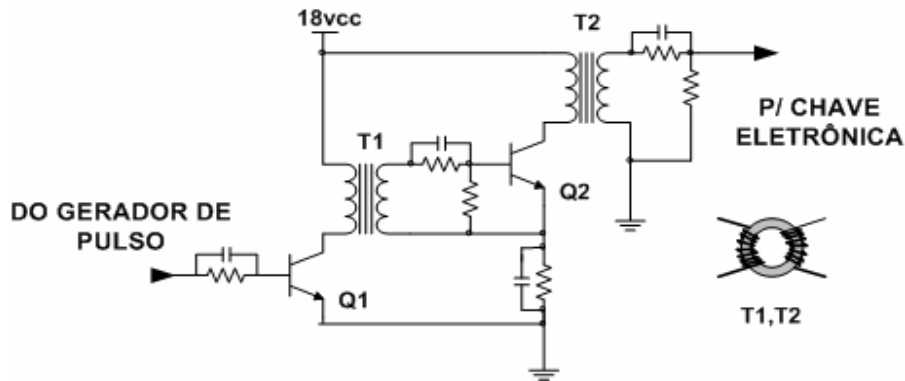


Fig. II.20 – Amplificador de pulso

Os transformadores T1 e T2 foram enrolados sobre núcleos toroidais de 1cm de diâmetro.

### II.3.2 - Chave eletrônica.

Vários tipos de transistores bipolares de potência foram testados para a verificação de seus comportamentos como chave, porém nenhum deles apresentou um desempenho satisfatório. Esse mau funcionamento foi conseqüência de alguns parâmetros tais como resposta de freqüência abaixo do valor adequado e o alto valor resistivo apresentado pela chave no estado “ligada”.

A solução encontrada foi o emprego de um transistor do tipo “MOSFET” (sigla de “*Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor*”) o qual apresenta baixa resistência na condição de saturação ou “ligado”. A Figura II.21 exhibe o circuito empregado.

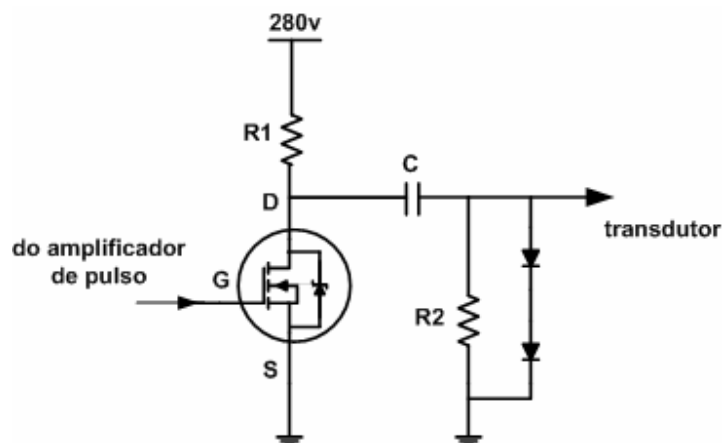


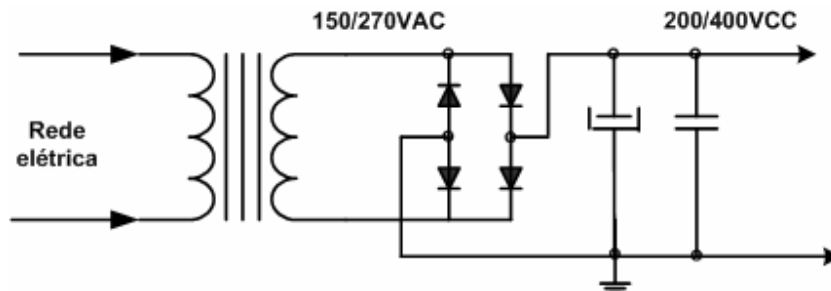
Fig. II.21 - MOSFET operando como chave eletrônica.

Ao ser aplicado o pulso em G (*Gate*), a resistência entre os pontos D (*Drain*) e S (*Source*) cai para valores abaixo de  $2\Omega$  provocando a descarga do capacitor C sobre o resistor R. O resultado é um pulso de tensão elevada e polaridade negativa que será aplicado ao transdutor. Os valor do resistor R1 irá determinar o tempo de carga do capacitor C e o valor de R2 o tempo de descarga do mesmo. Desse modo, o dimensionamento desses três componentes tem grande influência na largura final do pulso na saída do circuito.

O MOSFET empregado foi o IRF830. Essa escolha se deveu as características desse componente tais como [17]:

- Tensão de trabalho ( $V_{DSS}$ ): 500v
- Resistência de “ligado” ( $R_{DS\ on}$ ):  $< 1,5\ \Omega$
- Corrente máxima ( $I_d$ ): 4,5A
- Tempo de resposta (Turn-on Time): 11,5 ns

Em termos práticos, o valor de R2 deve ser baixo para garantir uma baixa impedância na saída. A fonte de alimentação poderá ser feita a partir da rede elétrica (Figura II.22 ) ou a partir de uma bateria (fonte chaveada).



**Fig. II.22** - Fonte para a geração do pulso.

Observa-se que, admitindo-se para R1 um valor igual a  $100\Omega$  e uma tensão de 280V, no circuito da chave eletrônica, a corrente debitada dessa fonte será de 2,8A, porém durante um período de 50ns. Devido este fato, a corrente média debitada se mantém em um nível muito baixo, o que possibilitou a construção do transformador da fonte com um secundário dimensionado para suportar uma corrente de apenas 0,25A. A tentativa de reduzir este valor, para que se pudessem ser usados transformadores tipo miniatura, não teve êxito, pois isto se traduziu na redução do diâmetro do fio usado que por sua vez acarretou um aumento da resistência interna da fonte e esta não permitiu a carga total dos capacitores. Como se trata de um pulso de curta duração o usual é

dimensioná-lo em função de sua energia, o que significa o produto da potência pela duração sendo resultado dado em  $\mu\text{J}$  (micro Joule).

### II.3.3 – Separador Pulso-Eco

Como temos um único transdutor operando no sistema pulso-eco, este deverá se alternar nas funções de transmissor e receptor ou, em outras palavras, se conectar ora ao circuito transmissor que gera pulsos de tensão elevada e ora ao circuito de recepção que se traduz em um amplificador sensível a sinais de baixa amplitude. Isto, de imediato, permite concluir que um simples nó no circuito faria com que o pulso danificasse o amplificador. As soluções apresentadas pela literatura são, normalmente, meramente ilustrativas, apresentando chaves comutadoras e também pares de diodos, em conexão antiparalela, atuando como um limitador de tensão. Sucede que não está disponível no mercado nacional nenhum semiconductor capaz de operar com essas características e a solução do limitador aplicada à entrada do amplificador limita também a amplitude do pulso quando na transmissão.

A solução encontrada foi a utilização de um transformador atuando em conjunto com um limitador composto por dois diodos em “anti-paralelo” conectados ao secundário.

Para a construção do transformador foi utilizado um núcleo de ferrite de um casador de impedância de antena de televisão (*ballun*). A não existência de um outro limitador, bloqueando a passagem do sinal de eco para dentro do gerador de pulso como é visto em Lethiecq et al [10], tem aqui um efeito favorável, pois é necessário que o terminal oposto ao transdutor, no primário do transformador esteja aterrado, pelo ponto de vista do sinal de eco (Figura II.23).

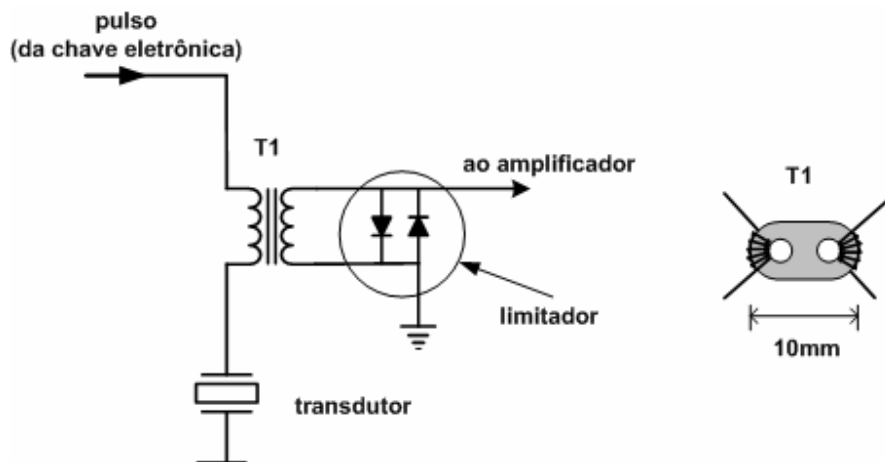
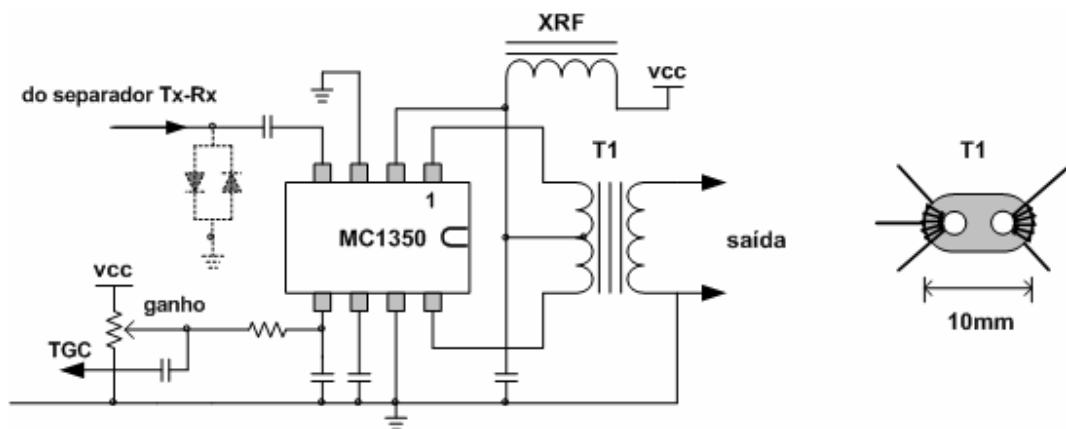


Fig. II.23 - Separador Pulso-Eco.

### II.3.4 - Amplificador de Sinal

O amplificador, como mencionado anteriormente, deve operar com sinais cuja amplitude pode variar de uns poucos milivolts até tensões próximas de 1 volt. Isto representa uma dificuldade no projeto do circuito, se implementado com componentes discretos. De alguma forma, torna-se necessária uma técnica de compressão para a redução da faixa dinâmica desse sinal. Outro fator importante é o ruído introduzido pelo circuito. Como a frequência de operação é elevada, técnicas de filtragem para a redução do ruído fatalmente acarretariam atenuação do sinal desse modo o amplificador deve ter uma boa relação sinal/ruído. Optou-se então por utilizar um circuito integrado cujas características fossem capazes de solucionar tais imposições. O circuito integrado escolhido foi o MC1350, um amplificador de Frequência Intermediária (FI) destinado ao uso em rádios que operam em Amplitude Modulada (AM), Frequência Modulada (FM) e televisão, o que significa uma banda de operação que se estende de 455kHz a 48MHz e uma boa relação sinal/ruído exigida por esse tipo de aplicação [18]. O componente dispõe ainda uma entrada para controle automático de ganho (AGC- *Automatic Gain Control*) que nesse projeto é também usada para a compressão do sinal (TGC). A figura II.24 exhibe o circuito do amplificador.



**Fig. II.24** - O amplificador e detalhe do transformador.

Para a construção do transformador de saída, foi novamente usado um núcleo de ferrite como descrito anteriormente.

### II.3.5 – Controle Temporal de Ganho

O controle temporal de ganho ou *TGC* consiste em gerar um sinal em forma de rampa, que excursiona no intervalo compreendido entre dois disparos adjacentes e aplicá-lo na entrada controladora de ganho (*AGC*) do amplificador. O circuito foi construído usando, mais uma vez, o multivibrador mono-estável 74121 sendo que o sinal é desta vez obtido da junção R-C do temporizador, que é a tensão gerada pela carga do capacitor C através do resistor R. (Figura II.25).

Esta tensão é acoplada ao amplificador de sinal por meio de um amplificador operacional que, devido sua alta impedância de entrada, impede que a carga influencie a constante de tempo do circuito e ao mesmo tempo inverte a fase do sinal já que o sinal de controle para o amplificador deve ter o aspecto de uma rampa descendente, fazendo com que o ganho aumente com o tempo. O sinal de disparo (*clock*) é o mesmo usado para o disparo do gerador de pulsos, desse modo consegue-se manter o sincronismo entre esses, porém os valores de R e C devem ser calculados de modo que o sinal gerado fique compatível em tempo com o sinal de *clock*.

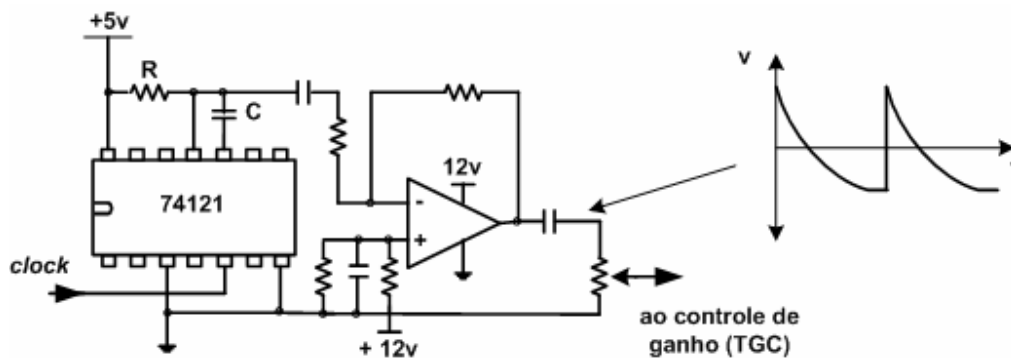
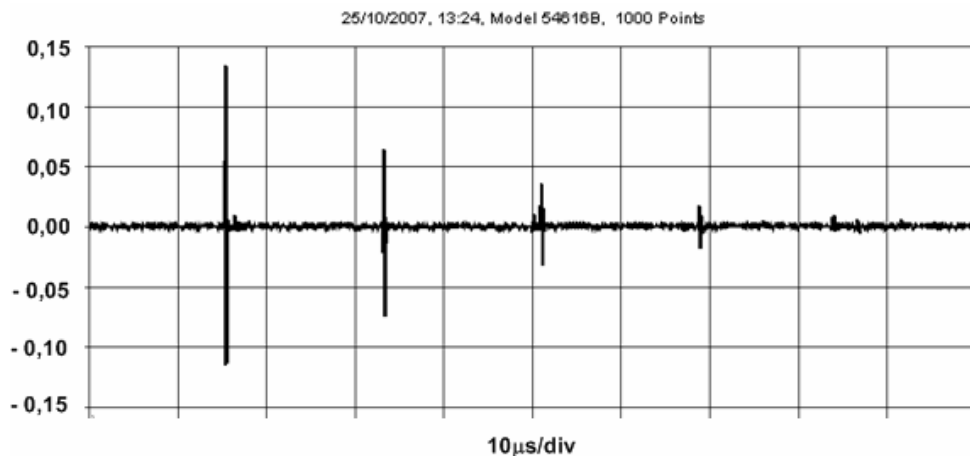


Fig. II.25 – Controle temporal de ganho.

### III – TESTES E RESULTADOS.

#### III.1-Teste dos transdutores

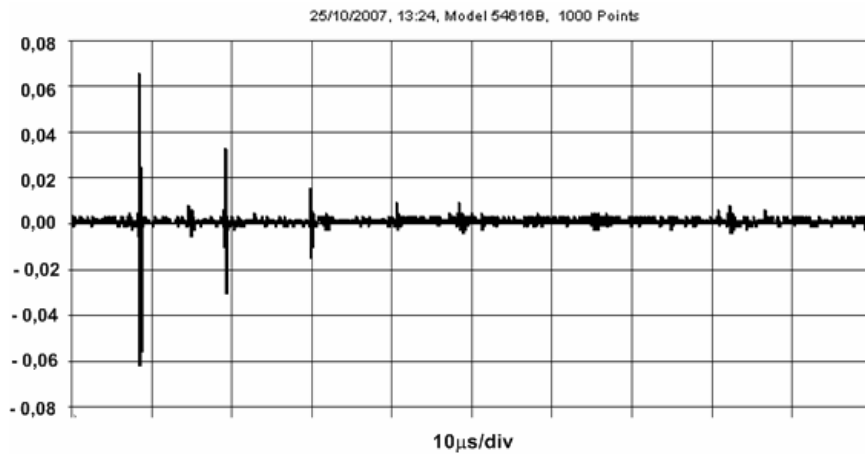
Foram utilizados dois transdutores sendo um deles com excitação pelo perímetro do disco de PVDF. Para a geração do pulso de excitação foi usada a placa geradora de pulso IPR-100, fornecendo pulsos com amplitude de 400v e 52mJ de energia. As características dessa placa serão comentadas adiante. A Figura III.1 mostra os sinais de eco, produzidos pela superfície do corpo de prova, captados pelo transdutor com excitação central. Os sinais foram medidos na saída do primeiro amplificador. Como corpo de prova foi usado um cilindro de ferro com 5cm de diâmetro e 3cm de altura.



**Fig. III.1** – Resultado produzido pelo transdutor com excitação central

Para o segundo transdutor, com excitação pela circunferência, foram utilizadas as mesmas condições. O resultado é mostrado na Figura III.2 .

Comparando-se os gráficos das figuras III.1 e III.2 nota-se um decréscimo acentuado na amplitude dos pulsos no segundo caso. Outra diferença que deve ser citada é a distancia entre os ecos que no segundo caso se mostra menor. Os transdutores foram posicionados em ambos os casos para uma saída máxima de sinal e no segundo caso essa posição se verificou mais próxima do alvo. Isto caracterizou uma perda de sensibilidade que um exame posterior revelou ser devido a um excesso de cola epoxy que se deslocou sobre a face do PVDF. A Tabela 4 faz um resumo comparativo dos testes dos dois transdutores.

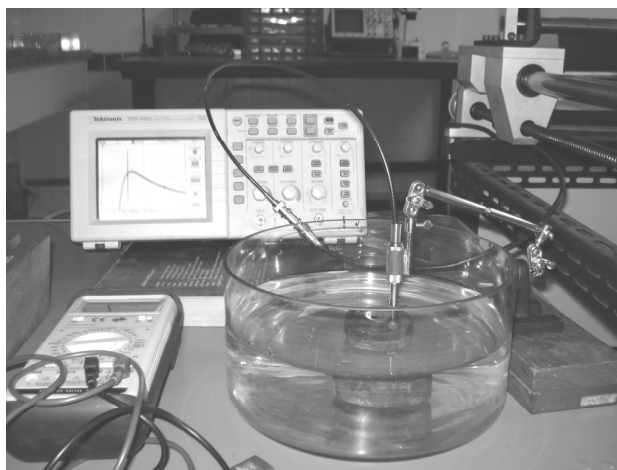


**Fig. III.2** – Resultado produzido pelo transdutor com excitação pela circunferência.

Tabela 4 – Resumo dos testes dos dois protótipos

| Transdutor       | Material Piezelétrico | Sinal obtido ( max.) | $\Delta f$ | $f_c$   | BW  |
|------------------|-----------------------|----------------------|------------|---------|-----|
| Excit. Central   | PVDF 28 $\mu$ m       | 250mv pp             | 4,8MHz     | 8,50MHz | 56% |
| Excit. Perímetro | PVDF 28 $\mu$ m       | 130mv pp             | 4,3MHz     | 8.25MHz | 52% |

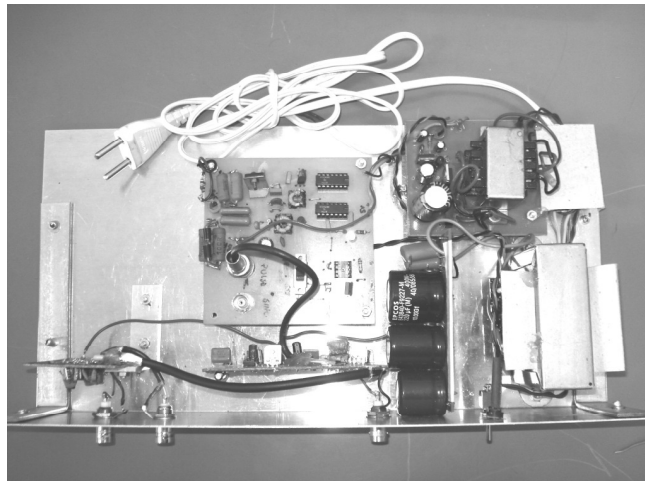
A Figura III.3 mostra parte do Laboratório de Instrumentação e Ultra-Som ou “LINUS” do CEFET-RJ, onde se pode ver um transdutor sob teste.



**Fig. III.3** – Fotografia de um transdutor sob teste no “LINUS”

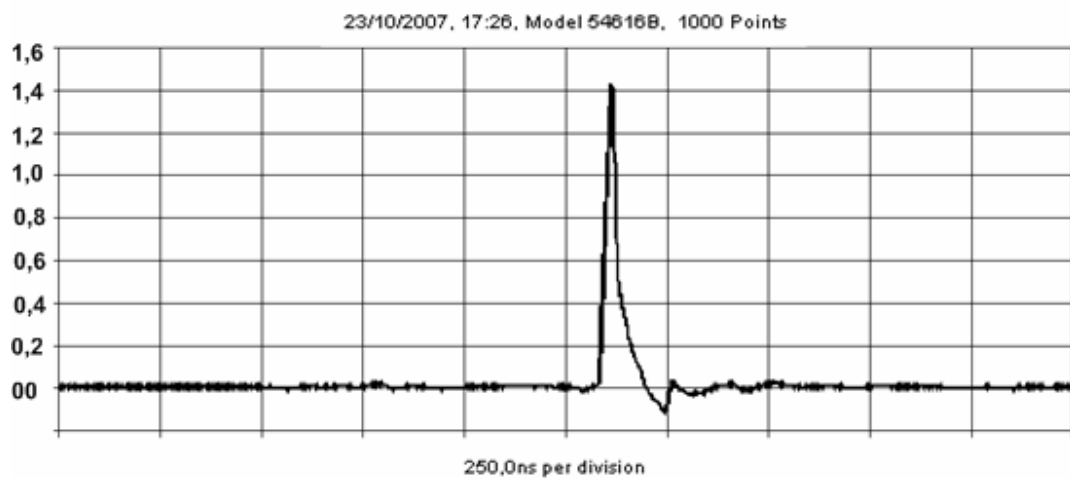
### III.2 -Teste do Sistema Eletrônico

O sistema eletrônico foi montado em módulos para facilitar os testes, ajustes e troca de componentes. Pelos os mesmos motivos, não se procurou reduzir demasiadamente as dimensões físicas das placas. Na Figura III.4 são vistos os módulos e as fontes de alimentação.



**Fig. III.4** – Fotografia dos módulos do sistema eletrônico.

Em primeiro lugar foi testado o gerador de pulsos. O resultado mostrou-se absolutamente coerente com o descrito na especificação técnica do C.I. 74121, como mostra a Figura III.5.

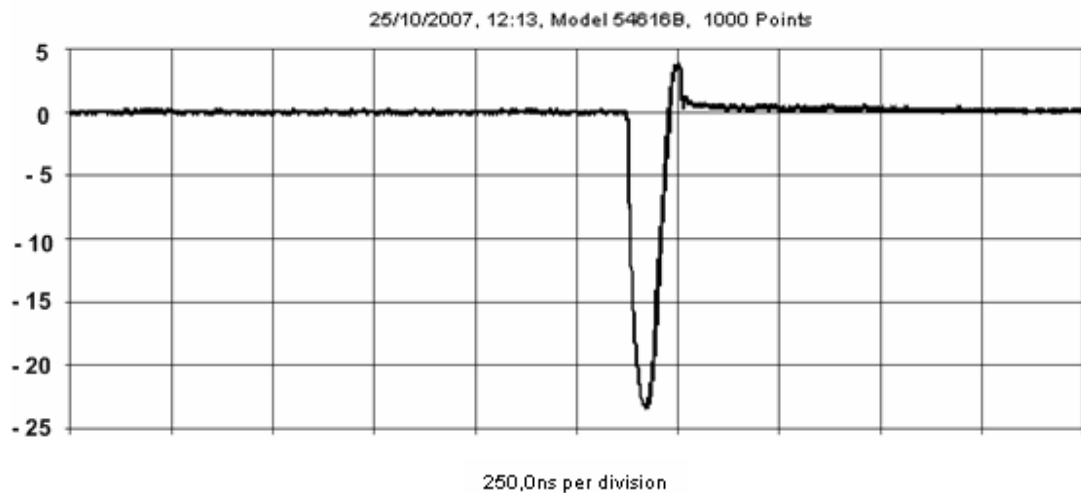


**Fig. III.5** – Pulso gerado pelo C.I. 74121.



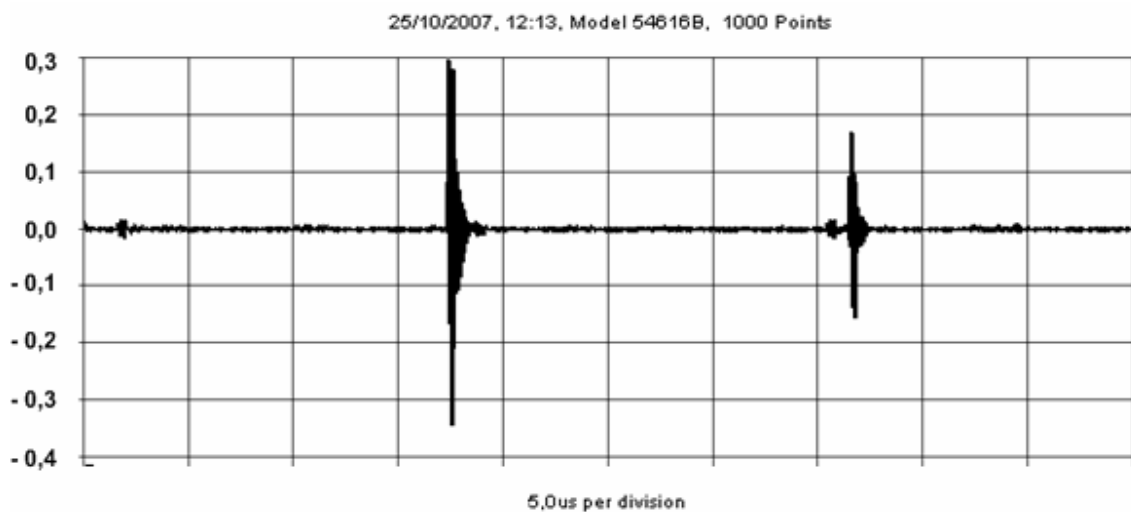
A deformação observada se deve à capacitância da carga aplicada, no caso o amplificador de pulso. A escala horizontal foi ajustada em 100ns por divisão.

Este pulso, com sua tensão elevada para -235v na saída da chave eletrônica, é visto na Figura III.6. A escala horizontal foi ajustada para 250ns por divisão e a ponta de prova em x10.



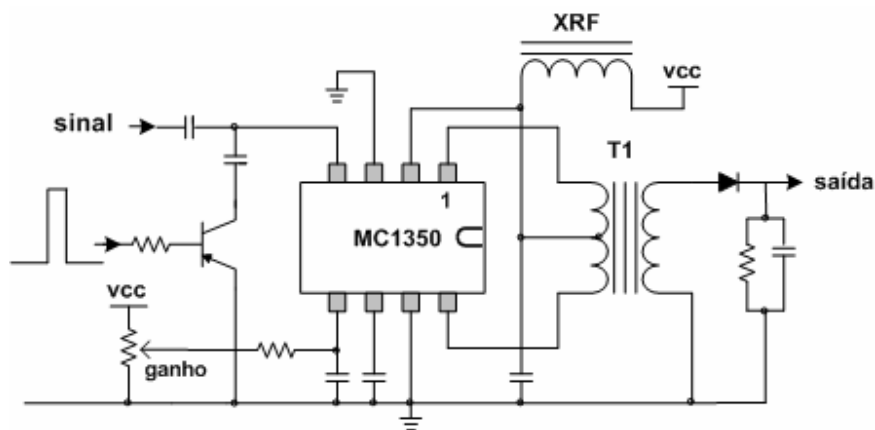
**Fig. III.6** – Pulso obtido na saída da chave eletrônica.

O teste do amplificador e separador pulso-eco foi feito utilizando o transdutor com excitação central pelo seu melhor desempenho o resultado é visto na Figura III.7. O Controle de ganho foi ajustado para a melhor relação sinal-ruído (s/n).



**Fig. III.7** – Sinal obtido na saída do amplificador.

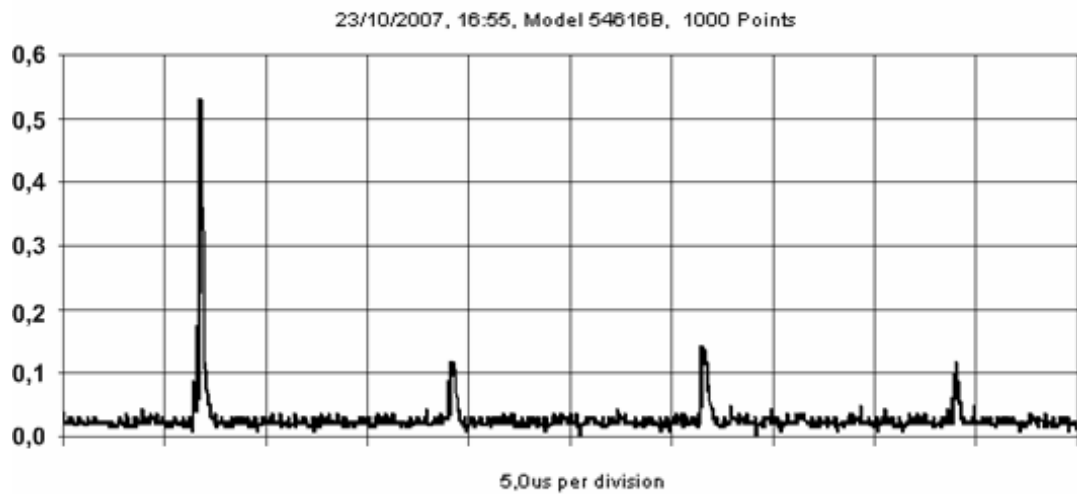
Como a proposta do projeto inclui a demodulação dos pulsos de eco, o resultado obtido na saída do amplificador só poderia ser considerado adequado se o demodulador empregado fosse do tipo “síncrono” que pode operar com níveis baixos de sinal. No caso de demodulação por detecção de envoltória deve ser considerada a perda de sinal devido à barreira de potencial do diodo empregado. Para solução optou-se pela construção de mais estágio amplificador, tomando-se como base o amplificador já existente. (Figura III.8).



**Fig. III.8** – Amplificador com demodulador na saída.

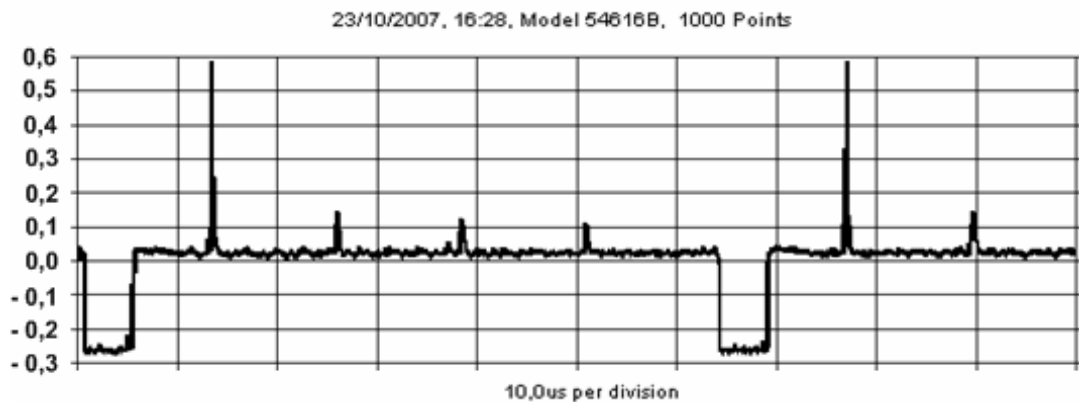
Os pulsos de tensão elevada, limitados a uma tensão de 1.2Vpp na primeira etapa amplificadora, devem ser limitados também nesta segunda etapa pois surgirão na saída como um sinal interferente de grande amplitude. Para esse fim usou-se um circuito conhecido na prática como “*mutting*”, feito por um transistor que aterriza o sinal. Os pulsos aplicados na base desse transistor são os mesmos usados para a geração dos pulsos de tensão elevada para disparo do transdutor logo são coincidentes em tempo com o sinal interferente. Para que fossem detectados sinais de baixa amplitude, optou-se pelo uso de um diodo de germânio como detector de envoltória por apresentar uma barreira de potencial reduzida com relação ao silício (0,2v para o germânio e 0,6 para o silício).

A Figura III.9 exhibe os sinais de eco demodulados obtidos na saída do amplificador.



**Fig. III.9** – Sinais de eco demodulados.

Foi feito também uma sobreposição dos pulsos demodulados com o sinal obtido de um gerador de sincronismo composto construído no laboratório (Figura III.10).



**Fig. III.10** - Sinais de eco sob a forma de sinal de vídeo.

O sinal visto na Figura III.10 constitui um ponto de partida para outros trabalhos a serem desenvolvidos no laboratório. Poderá ser, por processamento digital, modificado, realçado ou transmitido para diversos pontos onde poderá ser novamente processado e exibido. Trabalhos nesse sentido vem sendo motivo de estudos e teses no LINUS.

## CONCLUSÃO.

Os resultados obtidos foram compatíveis com os esperados, porém o projeto se tornaria menos complexo se houvesse acesso à determinados componentes que, devido à especificidade, não são considerados como comerciais pelo mercado nacional. Exemplo disso, pode ser citado o amplificador excitador da chave eletrônica. O circuito se mostrou crítico por ter que fornecer um pulso de amplitude capaz de levar ao estado de saturação o transistor MOS-FET que, devido sua capacitância de entrada, tendeu a integrar o sinal, gerando um pulso de maior largura que o ideal. A solução para isso é um amplificador com baixa impedância de saída, razão pela qual foi usado um transformador, porém essa característica sugere o uso de um amplificador operacional que por sua vez não poderia ser do tipo comum encontrado no mercado nacional por ter resposta de frequência muito baixa.

O amplificador dos sinais de eco apresentou um resultado esperado no que diz respeito ao ganho, embora tenha sido necessário acrescentar um outro estágio, deve-se levar em consideração a baixa amplitude dos sinais a serem amplificados. Quanto à relação sinal-ruído, cujo resultado pode ser analisado pelos gráficos das Figuras III.7 e III.9, ficou evidente que o circuito integrado utilizado se adequou ao projeto. O sistema pode ainda ser melhorado usando-se uma montagem que englobe todos os módulos em uma única placa com especial atenção para com os aterramentos e desacoplamentos entre eles.

Sinais de eco com maior amplitude poderiam ser conseguidos se os transformadores de entrada e saída dos amplificadores fossem sintonizados, porém essa medida poderia restringir o uso do equipamento a transdutores de determinada faixa de frequência embora isso possa ser adequado em se tratando de usos específicos do equipamento.

A amplitude dos pulsos de disparos poderá ser variável, bastando para isso que se use um transformador com múltiplas derivações (*taps*) no secundário aumentando-se desta forma a versatilidade do equipamento, respeitando a tensão limite do MOSFET.

O protótipo se mostrou eficaz tanto para o uso com os transdutores fabricados no LINUS quanto para o uso com os transdutores comerciais da *Panametrics* existentes o laboratório e isto foi possível devido à baixa impedância apresentada pelo circuito da chave eletrônica, em outras palavras, a energia do pulso gerado.

Quanto à construção das *probes*, um dos pontos a ser considerado se refere aos cabos empregados. Um cabo com baixo índice de perdas pode melhorar o rendimento do transdutor.

O projeto mostrou-se viável principalmente com relação ao custo reduzido. Observadas todas as soluções descritas, é possível conseguir um equipamento com bom funcionamento e acessível a todos os segmentos que de alguma forma utilizem a tecnologia do ultra-som.

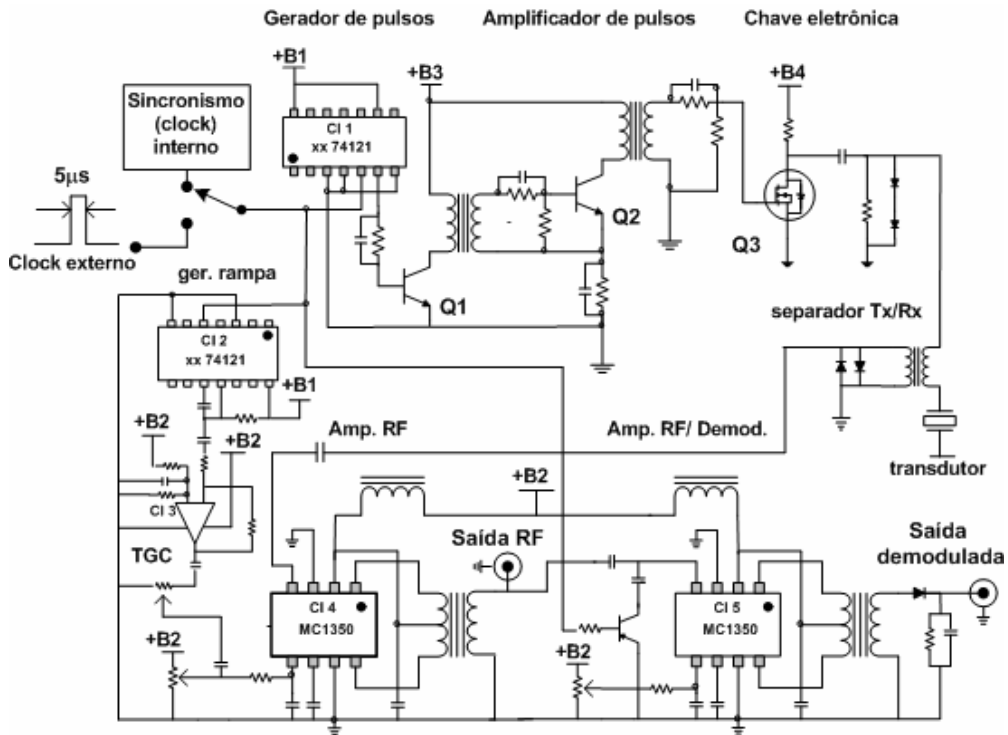
### Referências Bibliográficas.

- [1] Woo, Joseph – “A Short History of the Development of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology”  
disponível em: <http://www.ob-ultrasound.net/history.html> ; acessado em: 20/06/2007
- [2] Santin, Jorge L. – “Ultra-Som, Técnica e Aplicação” – Artes Gráficas e Editora Unificado, Curitiba – PR – 2003 , 2ª ed.
- [3] Valente, Gabriel O. – “Construção e Avaliação Experimental de um Hidrofone Tipo Agulha”  
Tese de Mestrado – CEFET, Agosto 2006
- [4] Foster, F. Stuart et al. – “A History of Medical and Biological Imaging with Polyvinylidene Fluoride (PVDF) Transducers” – *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 47, N° 6, November 2000.
- [5] Hunt, John W. et al. – “Ultrasound Transducers for Pulse-Echo Medical Imaging” – *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-30, N° 8, August 1983.
- [6] Mooney, Matthew G. ; Wilson, Martha G. – “Linear Array Transducers with Improved Image Quality for Vascular Ultrasonic Imaging” – *Hewlett-Packard Journal*, August 1994
- [7] Halliday, D; Resnick, R – “Física II” – Livros Técnicos e Científicos Editora S.A.- Rio de Janeiro, 1976, 1ª ed.
- [8] Turnbull, D. H. et al. – “Ultrasound Backscatter microscope for skin imaging” – *IEEE Ultrasonic Symposium* 1993, pp. 985 – 986.
- [9] Kanal, K. – “Diagnostic Imaging Physics Course” – March 2006,  
Disponível em: <http://courses.washington.edu/radxphys/PhisicsCourse.html> , acessado em: 20/06/2007.

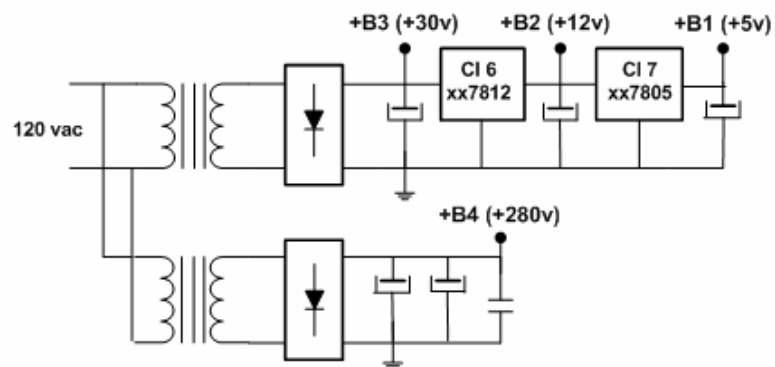
- [10] Lethiecq, Marc et al. – “Principles and Applications of High-Frequency Medical Imaging” - *Advances in Acoustic Microscopy* – Volume 2 chapter 2, pp. 39–51;56–69, – ed. by Andrew Briggs and Walter Arnoud - Plenum Press, New York – 1996
- [11] Morris, Steven A.; Hutchens, Chriswell G. – “Implementation of Mason’s Model on Circuit analysis Programs” – *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*. Vol. UFFC-33, N° 3. May 1986.
- [12] Viana, Trajano S. – “Modelagem de Transdutores Ultra-Sônicos de PVDF, Considerando Perdas, Utilizando o PSpice”. – Tese de Mestrado – CEFET-RJ, março 2004.
- [13] Erikson, Kenneth R. et al. – “Ultrasound in Medicine – A Review” – *IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics* – vol. SU-21, N° 3, july 1974.
- [14] Temes, Lloyd – “Eletronic Communication” – McGraw-Hill Book Company, USA 1979, 1ª ed.
- [15] DS1040 Datasheet – Disponível em: <http://www.ortodoxism.ro/datasheets/maxim/DS1040> , acessado em 25 de junho 2007.
- [16] “TTL Logic Data Book” – Texas Instruments – USA, 1988.
- [17] Philips Semiconductors – Disponível em: [http://www.datasheetcatalog.com/datasheets\\_pdf/I/RF8/IRF830.shtml](http://www.datasheetcatalog.com/datasheets_pdf/I/RF8/IRF830.shtml) , acessado em 25 de junho de 2007.
- [18] “Motorola Linear and Interface Integrated Circuits” – Motorola Inc., USA 1990, 2<sup>nd</sup> ed.

**APÊNDICE - 1**

**Esquema completo do sistema eletrônico**



**Pulsador / Amplificador**



**Fonte de alimentação**

CENTRO FEDERAL DE EDUCAÇÃO TECNOLÓGICA  
CELSO SUCKOW DA FONSECA - CEFET/RJ

DIRETORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO  
COORDENADORIA DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA

DISSERTAÇÃO

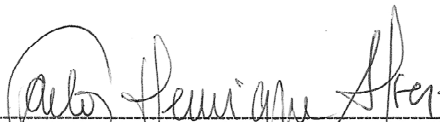
SISTEMA ELETRÔNICO DE PRÉ-PROCESSAMENTO E TRANSDUTOR DE PVDF  
PARA ANÁLISE DE SINAIS DE ULTRA-SOM.

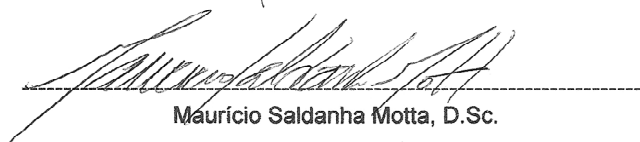
Paulo Ernesto Moreira

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO PROGRAMA DE PÓS-  
GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS  
PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM TECNOLOGIA.

Data da defesa: 23/11/2007

Aprovação:

  
-----  
Carlos Henrique Figueiredo Alves, D.Sc.

  
-----  
Maurício Saldanha Motta, D.Sc.

  
-----  
Aline da Rocha Gesualdi, D.Sc.



# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)