

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO**  
FFCLRP – DEPARTAMENTO DE FÍSICA E MATEMÁTICA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FÍSICA APLICADA À  
MEDICINA E BIOLOGIA

**"CIRCUITO DE EXCITAÇÃO DE SONDAS DE  
ULTRA-SOM MÉDICAS DE ALTA FREQUÊNCIA"  
(VERSÃO CORRIGIDA)**

**CLAUDIO POLEGATO JUNIOR**

Dissertação de Mestrado apresentada  
à Faculdade de Filosofia, Ciências e  
Letras de Ribeirão Preto – USP, como  
parte das exigências para a obtenção  
do título de MESTRE EM CIÊNCIAS, Área:  
FÍSICA APLICADA À MEDICINA E BIOLOGIA.

RIBEIRÃO PRETO – SP

DEZEMBRO – 2004

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO**

**FFCLRP – DEPARTAMENTO DE FÍSICA E MATEMÁTICA**

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FÍSICA APLICADA À**

**MEDICINA E BIOLOGIA**

**"CIRCUITO DE EXCITAÇÃO DE SONDAS DE  
ULTRA-SOM MÉDICAS DE ALTA FREQUÊNCIA"  
(VERSÃO CORRIGIDA)**

**CLAUDIO POLEGATO JUNIOR**

**ORIENTADORA:**

**PROFA. DRA. LILIANE VENTURA**

RIBEIRÃO PRETO – SP

DEZEMBRO – 2004

## **DEDICATÓRIA**

**AO MEU FILHO ÍGOR, MINHA ESPOSA KELLY,  
MEUS IRMÃOS JULIANO E JAMILLY E EM  
ESPECIAL AOS MEUS PAIS CLAUDIO E  
MARIANA, QUE DEUS A TENHA E PROTEJA A  
TODOS.**

## **AGRADECIMENTOS**

À Profa. Dra. Liliane Ventura, pela orientação, dedicação, sugestão, compreensão, paciência e amizade no decorrer deste trabalho.

Ao Prof. Dr. José Antônio Eiras, pelas sugestões, tempo despendido em testes e colaboração para a realização deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Edson Gesualdo, pelo material oferecido, apoio e espírito colaborativo, e também pela amizade.

Ao Técnico Eletrônico Gunter Camilo Dablas de Oliveira, pela dedicação e apoio para concretização deste trabalho e pela amizade.

Ao Graduando André Rudge Barbosa, pela dedicação, apoio e colaboração para finalização deste trabalho e também pela amizade.

Ao pessoal do Banco de Olhos do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Alexandre, Cláudio, Márcia e Renata, pelo apoio, hospitalidade e estrutura cedida que contribuíram com este trabalho e pela amizade.

Ao Departamento de Oftalmologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, pelo espaço e estrutura cedidos, em especial ao Laboratório de Física Oftálmica, e pela amizade do seu pessoal.

Ao Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, pela oportunidade de contato com médicos, pacientes e equipamentos, além de parte de sua estrutura para melhor desempenho deste trabalho.

Aos professores, alunos, funcionários e coordenador da pós-graduação do Departamento de Física e Matemática da Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto, pela oportunidade oferecida, incentivo e amizade.

À Escola de Engenharia de São Carlos, em especial a Laboratório de Instrumentação Oftálmica e seu pessoal, pela colaboração e amizade.

Ao apoio financeiro recebido pelo CNPq e CAPES.

E a todos que direta ou indiretamente colaboraram para a realização deste trabalho.

## SUMÁRIO

	Página
1. Resumo .....	1
1. Abstract .....	2
2. Introdução .....	3
2.1. Introdução .....	3
2.2. A Física do Ultra-Som .....	4
2.3. Geração e Descoberta do Ultra-Som .....	5
2.3.1. Propagação do Ultra-Som .....	7
2.3.2. Reflexão do Ultra-Som .....	13
2.4. Modos do Ultra-Som .....	22
2.4.1. Gerador de Pulsos Eletrônico .....	24
3. O Estado da Arte de Circuitos de Excitação .....	26
3.1. Circuitos de Excitação para Sondas Médicas Pulso-Eco .....	26
3.2. Circuitos de Excitação para Altas Freqüências .....	30
4. Materiais e Métodos .....	34
4.1. As Sondas Utilizadas .....	34
4.2. Circuitos Desenvolvidos .....	36
4.2.1. Primeiro Circuito .....	36
4.2.2. Circuitos Seguintes .....	45
4.3. Montagem Prática .....	54
4.3.1. Instrumentação Utilizada .....	54
4.3.2. Montagem .....	56
5. Resultados .....	59
5.1. Sonda Comercial para Paquimetria Corneana .....	59
5.2. Sondas Nacionais em Desenvolvimento .....	59
5.3. Sonda para Ecografia Cardíaca .....	61
5.3.1. Análise do Eco .....	64
6. Conclusão .....	67
7. Trabalhos Futuros .....	69
8. Referências Bibliográficas .....	70

## Lista de Figuras

	Página
Figura 2.1. Corte do Transdutor .....	5
Figura 2.2. Esquema representativo da configuração molecular no material de piezelétrico ilustrando a contração induzida pela aplicação de uma tensão elétrica .....	6
Figura 2.3. Geração e propagação de uma onda ultra-sônica de compressão. A onda é gerada por uma extensão pequena de uma superfície de um transdutor em um fluido.....	8
Figura 2.4. Geração e propagação de uma onda ultra-sônica de compressão. A onda é gerada por uma extensão pequena de uma superfície de um transdutor em um fluido.....	10
Figura 2.5. Variações de pressão causadas pela passagem de pulso ultra-sônico por ponto A na figura 2.4. A frequência destas variações a mesma do transdutor .....	11
Figura 2.6. Geração e propagação de onda transversal ultra-sônica em um sólido. A onda é gerada por uma força tosquiando à superfície do transdutor. Deslocamentos internos são perpendiculares a direção de propagação ....	12
Figura 2.7. Reflexão total de um pulso ultra-sônico em um limite rígido. Tensão na saída do transdutor mostra o pulso de excitação e o pulso de eco de forma que o tempo de trânsito total pode ser medido .....	14
Figura 2.8. Representação esquemática de interfaces entre a córnea (C), o humor aquoso (UM), a lente (L), o humor vítreo (V) e a retina (R). As voltagens do transdutor denotam os ecos das superfícies da córnea anterior e posterior (AC e PC), lente (AL e PL) e retina (R). Podem ser usados intervalos de tempo medidos com dados de velocidade para determinar os comprimentos de cada segmento ocular .....	16
Figura 2.9. Voltagens de eco obtidas no olho; a série de ecos correspondem às interfaces mostradas na Figura 2.8. Os ecos oculares seguintes formam um padrão de eco complexo por espalhamento dentro da gordura orbital .....	17
Figura 2.10. Diagrama dos caminhos dos pulsos incidente, refletido e transmitido em uma interface de tecido sob incidência normal. As impedâncias acústicas características de ambos os tecidos determinam as relações entre as amplitudes destes pulsos .....	18
Figura 2.11. Reflexão em superfície plana normal e incidência oblíqua. Incidência oblíqua resulta em amplitudes de eco baixas e duração aumentada devido à variação em trânsito cronometrada ao longo dos feixes.....	19
Figura 2.12. Reflexão em interface áspera. Aspereza de superfícies redireciona a energia em uma variedade de direções que causam amplitudes de eco menores e durações maiores. Incidência oblíqua não afeta a amplitude do eco como em superfícies lisas .....	20
Figura 2.13. Reflexão em superfície curva. Propagação do feixe na reflexão reduz amplitudes de eco .....	20
Figura 2.14. Espalhamento em tecidos não homogêneos distribuídos. A voltagem de eco consiste na sobreposição de ecos de muitas partículas .....	21

Figura 2.15. O Modo-A resulta mostrando a refletividade efetiva do tecido (eixo vertical) versus o tempo ou, equivalentemente, a distância. Sinais de vídeo e R.F. introduz ruídos nas interfaces como mostradas na figura 2.8 .....	22
Figura 2.16. Imagem em Modo-B de um olho normal, descrevendo as estruturas oculares principais e a gordura de retrobulbar. O nervo ótico não refletivo aparece como uma região escura dentro do padrão de gordura .....	23
Figura 2.17. Histórico no tempo em Modo-M que mostra as posições das interfaces de tecido em função do tempo. (Barras verticais indicam períodos de acomodação).....	23
Figura 2.18. Esquema simplificado e com sinais do sistema de ultra-som ocular. ....	25
Figura 3.1. Pulso de Excitação em Aberto.....	27
Figura 3.2. Diagrama em blocos do Amplificador Direto .....	27
Figura 3.3. Circuito Exemplo do Amplificador Direto [5] .....	28
Figura 3.4. Diagrama em blocos do Circuito de Carga e Descarga .....	29
Figura 3.5. Circuito Exemplo do Circuito de Carga e Descarga [28,29,30] .....	30
Figura 3.6. a) Circuito de Geração de Alta Tensão a Baixa Corrente; b) Transformador de estroboscópio que pode ser usado no circuito (transformação 1:20) .....	31
Figura 3.7. Circuito de Geração de Alta Tensão a Baixa Corrente.....	31
Figura 3.8. Circuito de Carga e Descarga.....	32
Figura 4.1. Sonda 1, com freqüência de excitação de 10 MHz, desenvolvida pelo nosso grupo em conjunto com a UFSCar.....	34
Figura 4.2. Sonda 2, com freqüência de excitação de 11,5 MHz, desenvolvida pelo nosso grupo em conjunto com a UFSCar.....	34
Figura 4.3. Paquímetro comercial DGH 4059 com a Sonda 3. ....	35
Figura 4.4. Sonda de ecografia desenvolvida na EESC-USP. ....	35
Figura 4.5. Diagrama em Blocos do Primeiro Circuito de Excitação. ....	37
Figura 4.6. Diagrama em Blocos do Primeiro Circuito de Recepção. ....	37
Figura 4.7. Diagrama em Blocos do Sistema de Paquimetria Ultra-Sônico Completo.....	38
Figura 4.8. Circuito equivalente da sonda piezo-cerâmica .....	39
Figura 4.9. Gráficos da Curva Característica. a) Admitância; b) Impedância.....	40
Figura 4.10. Casamento de Impedância. a) Série; b) Paralelo.....	41
Figura 4.11. a) Teste com Tiristor; b) Teste com BJT; c) Teste com Mos-Fet; d) Teste com Mos-Fet excitado por BJT .....	42
Figura 4.12. Circuito analógico para sondas piezo-cerâmicas. ....	42
Figura 4.13. Repostas do circuito da figura 4.12 sobre a sonda 3 com média de 128 amostras.....	43
Figura 4.14. Repostas do circuito da figura 4.12. a) Sem a Sonda; b) Com a Sonda 1.....	44
Figura 4.15. Reposta em freqüência para cada possível casamento de impedância das sondas 1,2 e 3, com sintonia por capacitância e resistência. ....	46
Figura 4.16. Chaveamento direto da tensão através de M1.....	47
Figura 4.17. Uso do 555C com astável.....	48
Figura 4.18. Circuito aperfeiçoado. ....	49

Figura 4.19. Respostas do circuito da Figura 4.18. ....	49
Figura 4.20. Último circuito para testes das sondas 1 e 2. ....	50
Figura 4.21. Primeiro circuito para a sonda 4. ....	51
Figura 4.22. Segundo circuito para a sonda 4. ....	51
Figura 4.23. Terceiro circuito para a sonda 4 (cascata de emissor comum – coletor comum). ....	52
Figura 4.24. Resposta do terceiro circuito para a sonda 4. ....	53
Figura 4.25. Bancada de Testes. ....	54
Figura 4.26. <i>Protoboard</i> com um dos circuitos implementado. ....	55
Figura 4.27. Osciloscópio utilizado no desenvolvimento do trabalho. ....	55
Figura 4.28. Montagem em <i>protoboard</i> final. ....	57
Figura 4.29. Placas de acrílico utilizadas. ....	58
Figura 5.1. Sonda comercial para paquimetria corneana. ....	59
Figura 5.2. Sondas desenvolvidas pela equipe do Prof. Dr. Eiras. ....	60
Figura 5.3. Não casamento de impedância. ....	60
Figura 5.4. Sonda para ecografia cardíaca. ....	61
Figura 5.5. Figura do casamento de impedância. ....	62
Figura 5.6. Eco da sonda para ecografia cardíaca com $V_{cc}=30V$ . ....	62
Figura 5.7. Polarização do Circuito com $V_{cc} = 60V$ (simulado). ....	63
Figura 5.8. Ecos com diferentes espessuras de lâminas de acrílico. ....	64
Figura 5.9. Sinal com ruído (sem média). ....	65
Figura 5.10. Sinal com pouco ruído (média de 16 amostras). ....	65

#### Lista de Tabelas

	Página
Tabela 2.1. Velocidades de Propagação Ultra-Sônica [2,7,8] .....	9
Tabela 2.2. Coeficientes de Reflexão Ultra-Sônicos [6,18,19] .....	18



## CAPÍTULO 1

---

### RESUMO

O objetivo deste trabalho foi o desenvolvimento de um circuito de excitação para sondas médicas piezelétricas de alta frequência, em torno de 1,5 MHz, que é o um primeiro passo para o desenvolvimento de um projeto maior de circuitos de excitação para sondas de 10-20MHz, como o intuito de se desenvolver sondas e eletrônicas adequadas para sistemas de paquimetria ocular.

Foram utilizadas quatro sondas: uma sonda comercial da marca DGH e modelo B94X4965, com frequência natural em 10 MHz; duas construídas durante o projeto com frequências de 10 MHz e 11,5 MHz para cada sonda; uma última, cardíaca, com frequência natural de oscilação em 1,5 MHz.

O circuito de excitação desenvolvido possui o seguinte princípio: receber um sinal de disparo com nível de tensão digital (de 0V para 3V-18V) e excitar uma sonda médica com frequência natural de oscilação entre 1 MHz e 20 MHz, fazendo com que a mesma emita ultra-som e receba o eco correspondente. Para tanto, este circuito tem as seguintes características: um primeiro conjunto que isola a parte digital da analógica de alta tensão; o seguinte para chaveamento a zero de uma tensão da ordem de centenas de volts em nano segundos; e um último conjunto para fazer o acoplamento com a sonda a ser utilizada nos testes.

Os resultados obtidos mostram que para sondas com frequência natural mais próxima de 1MHz, a relação sinal/ruído é de 6, que é adequada para medidas de espessura da ordem de alguns mm. Porém, para sondas com frequência natural em torno de 10MHz esta relação sinal/ruído ainda não é suficiente para tais aplicações e, como comentado, será um passo posterior para o desenvolvimento do paquímetro de córnea.

## ABSTRACT

The aim of this work has been the development of an excitation circuit for high frequency piezoelectric medical probes, around 1,5 MHz, that is it a first step for the development of a larger project of excitations circuits for probes of 10-20MHz, as the intention of developing probes and appropriate electronics for systems of ocular pachymetry.

Four probes have been used: a commercial probe DGH model B94X4965, having natural frequency of 10 MHz; two others, developed during this project and having frequencies of 10 MHz and 11,5 MHz for each probe; a last cardiac probe, having its natural frequency of oscillation in 1,5 MHz.

The developed excitation circuit consists in: to receive a trigger signal having digital tension level (0V to 3V-18V) and to excite a medical probe with natural oscillation frequency between 1MHz and 20MHz, in a way that the same probe emits ultrasound signals as well as receives the corresponding echo. Hence, this circuit has the following features: a part of the circuit that isolates the digital part from the high tension analogical part; another part of the circuit is for triggering the zero of a voltage of the order of hundreds of volts in 1ns; and a last part of the circuit is for the coupling of the probe to be used in the tests.

The obtained results show that for probes with natural frequency near 1 MHz, the relationship signal/noise is 6, which is adequate for measurements of widths of the order of a few mm. However, for probes with natural oscillation frequency around 10MHz the ratio signal/noise is still not enough for such applications and, as mentioned previously, it will be a subsequent step for the development of the corneal pachymeter.

## CAPÍTULO 2

---

# INTRODUÇÃO

## 2.1 Introdução

A ultra-sonografia ocular, atualmente, constitui-se em parte essencial na prática oftalmológica, pois, a partir dos resultados ultra-sonográficos, inúmeras patologias oculares e orbitárias puderam ser melhores esclarecidas de forma a obter uma maior precisão diagnóstica e permitir a decisão de uma conduta terapêutica precisa, além de permitir um melhor acompanhamento a partir da decisão adotada (clínica ou cirúrgica) [1].

A respeito das indicações das ultra-sonografias oculares, elas são inúmeras. Elas estão indicadas sempre que houver a necessidade de se avaliar as condições internas do globo ocular em presença de meios transparentes ou opacos.

A técnica de paquimetria ocular, já amplamente conhecida, utiliza medidas de ultra-som no modo A e excitação das sondas em alta frequência, ordem de MHz.

O modo A é bastante importante nas medidas de diferenciação tecidual.

O objetivo maior, e alvo de nossas pesquisas, é o desenvolvimento de um paquímetro ocular, ou seja, um dispositivo para medir espessuras da córnea por meio de ultra-som.

Como é uma técnica relativamente complexa, desde o domínio de confecção de sondas especiais até o aprendizado dos circuitos de excitação e recepção do eco, o presente trabalho é o início de um grande projeto e se atém ao desenvolvimento do circuito de excitação de sondas médicas de alta frequência.

A principal motivação para o desenvolvimento de tal equipamento é a detenção de tecnologia nacional, uma vez que todos os paquímetros corneanos são importados, não havendo nenhum modelo nacional e/ou pessoal especializado para eventuais reparos dos que estão em uso no país.

Para a maior compreensão do texto, a física do ultra-som envolvida na paquimetria ocular será apresentada, bem como o ultra-som modo A.

## 2.2 A Física do Ultra-Som

Desde sua primeira aplicação em oftalmologia em 1956 [1,2,3,4] o ultra-som emergiu como uma importante modalidade clínica para o diagnóstico de um largo espectro ocular e anormalidades orbitais. Sua aceitação crescente dentro da comunidade médica origina-se de sua habilidade para prover imagens de seções transversais altamente detalhadas do olho e morfologia orbital, de forma rápida e não invasiva, que não causa nenhuma ameaça significativa de dano ao tecido. Além de proporcionar mapas de tecido com alta precisão e resolução, sistemas ultra-sônicos carregam também informação sobre várias propriedades de tecido que foram usadas para identificar doença ou dano com um alto grau de confiança. O uso de ultra-som em diagnósticos e biometria requer conhecimento de sua natureza física e os fenômenos associados com sua propagação.

O ultra-som é uma onda acústica, que consiste em compressões e rarefação que podem propagar dentro de fluido e substâncias sólidas. Por definição, uma onda ultra-sônica tem frequências acima de 20KHz e só difere de uma onda sônica por suas altas frequências fazerem-na inaudível. Por ser uma onda, o ultra-som pode ser direcionado, pode ser focalizado, e pode ser refletido de acordo com os mesmos princípios que governam estes fenômenos para outras ondas como a luz, por exemplo. As frequências altas (tipicamente 10MHz) e comprimentos de onda pequenos (por exemplo, 150 $\mu$ m) na forma de ultra-som podem proporcionar a resolução detalhada requerida para exames oculares.

O uso mais efetivo de ultra-som em exames de tecido mole é feito por sistemas refletivos ("pulso-eco"), análogo aos usados em radar e sonar [2,3,4,5]. Esta aproximação permite exame dentro de uma fina "fatia" através das estruturas de tecidos em oposto ao sistema de compressão de dados de tecido em um plano obtido com radiografias. Em sistemas ultra-sônicos pulso-eco uma abrupta energia ultra-sônica é gerada por um transdutor de piezelétrico; esta onda atravessa um caminho bem definido no olho a uma velocidade conhecida e sofre reflexão parcial entre limites de tecidos que apresentam mudanças abruptas em propriedades acústicas. Estas reflexões, ou ecos, voltam ao transdutor onde eles são detectados eletricamente e exibidos na forma de gráfico (Modo-A). Alternativamente, se o transdutor faz uma varredura pelo olho, uma imagem (Modo-B) do olho varrido e estruturas orbitais podem ser construídas a partir dos ecos.

Os resultados dos Modos A e B descrevem refletivamente a acústica do tecido e também como é modificado por outras propriedades acústicas (por exemplo, absorção). As propriedades acústicas são determinadas por fatores que incluem a rugosidade da superfície, densidade, rigidez, e homogeneidade da textura das estruturas de tecido examinadas. A interpretação cuidadosa em termos de tais características dos tecidos conduziu à descoberta altamente segura e identificação de entidades de tecido moles. A aplicação de métodos ultra-sônicos em capítulos subseqüentes requer uma

compreensão dos princípios físicos básicos que se aplicam ao ultra-som. Estes princípios serão aqui detalhados e descrevem como o ultra-som é gerado e é descoberto, como é refletido e absorvido em tecidos, e os fatores que influenciam a resolução que pode ser alcançada examinando o olho e órbita.

## 2.3 Geração e Descoberta do Ultra-Som

O elemento fundamental em qualquer sistema ultra-sônico é um transdutor piezolétrico, que é usado gerar uma onda ultra-sônica de um sinal de voltagem aplicado em seus terminais e detectar ecos ultra-sônicos, que retornam de dentro do olho. Uma unidade de transdutor consiste em um fino cristal, no formato de disco de um material de piezolétrico como quartzo, uma seção de apoio e, normalmente, uma lente acústica (figura 2.1), a qual foca o feixe ultra-sônico gerado. A unidade inteira geralmente é chamada de transdutor, embora este termo aplica-se somente ao elemento de piezolétrico; também pode ser chamada de sonda.

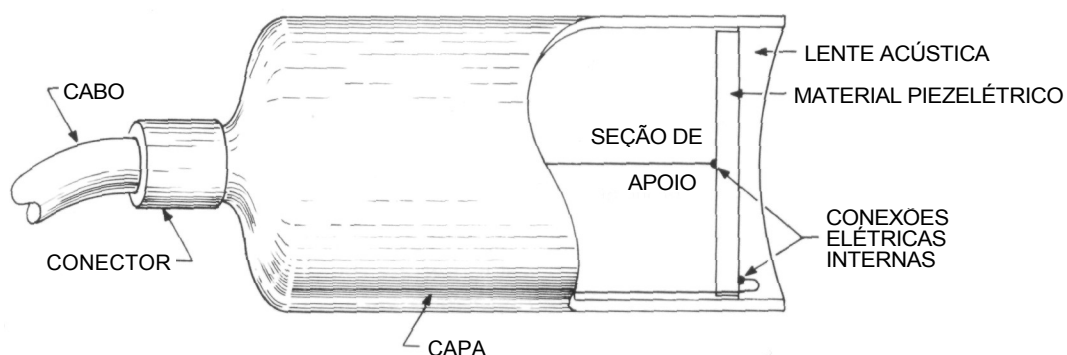
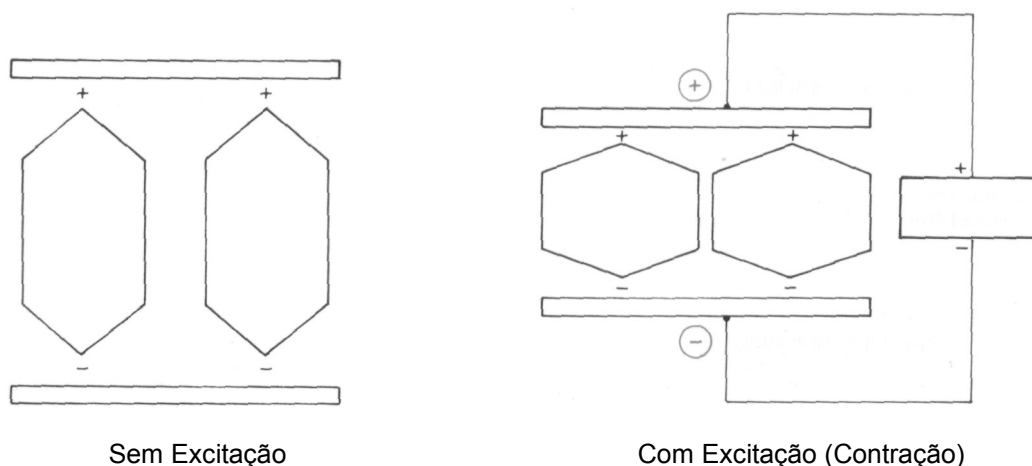


Figura 2.1 - Corte do Transdutor

Em sistemas clínicos, os transdutores são emergidos em uma solução salina que está em contato com o olho; a solução salina cria um caminho de transmissão prático para acoplamento do olho. É preciso salientar que o ar absorve o ultra-som de alta frequência a uma taxa extremamente alta (em alguns sistemas, o transdutor é usado em contato direto com o globo ocular).

A atual geração e detecção do ultra-som acontecem no material de piezolétrico. A configuração molecular de um cristal de piezolétrico simples é mostrada esquematicamente na figura 2.2 [2,3]. As moléculas mostram uma rede de cargas polarizadas as quais são forçadas a se alinharem na estrutura cristalina, assim sendo as

cargas de efeito positivo são orientadas para a mesma direção. São geradas ondas ultra-sônicas quando uma voltagem estiver aplicada do outro lado da superfície plana cristalina dos eletrodos externos. As moléculas tendem ser estendidas ou comprimidas, dependente da polaridade da voltagem, causando atração ou repulsão das cargas mais próximas.



**Figura 2.2 - Esquema representativo da configuração molecular no material de piezolétrico ilustrando a contração induzida pela aplicação de uma tensão elétrica**

Por causa destes efeitos moleculares, a espessura cristalina global é alterada proporcionalmente à amplitude da tensão aplicada. Quando a polaridade da tensão aplicada for rapidamente variada, o cristal executa expansões e contrações rápidas que constituem vibrações ultra-sônicas.

Por outro lado, se o cristal está sem excitação e se expandir por uma onda ultra-sônica, ocorrerão variações nas distâncias entre as cargas moleculares, o que induz a uma diferença de potencial elétrico entre os dois eletrodos. A amplitude da tensão gerada é proporcional a da onda ultra-sônica. Esta tensão pode ser vista prontamente em um osciloscópio que possibilita visualizar ecos ultra-sônicos, a serem detectados quando estes retornam do olho.

No passado, foram fabricados freqüentemente transdutores de piezolétrico com cortes precisos de cristais de quartzo que podem requerer tensões de excitação que excedem a 1kV [6]. Atualmente, a maioria dos transdutores é fabricada por materiais mais sensíveis, inclusive sulfato de lítio e cerâmica como zirconato-titanato (PZT), o que requer aproximadamente 200V para excitação e pode detectar sinais ultra-sônicos extremamente pequenos que contêm apenas micro-watts de potência. Alguns destes materiais devem ser polidos antes de serem usados em transdutores. Neste processo, estes são colocados sob alinhamento de altas tensões constantes e temperaturas

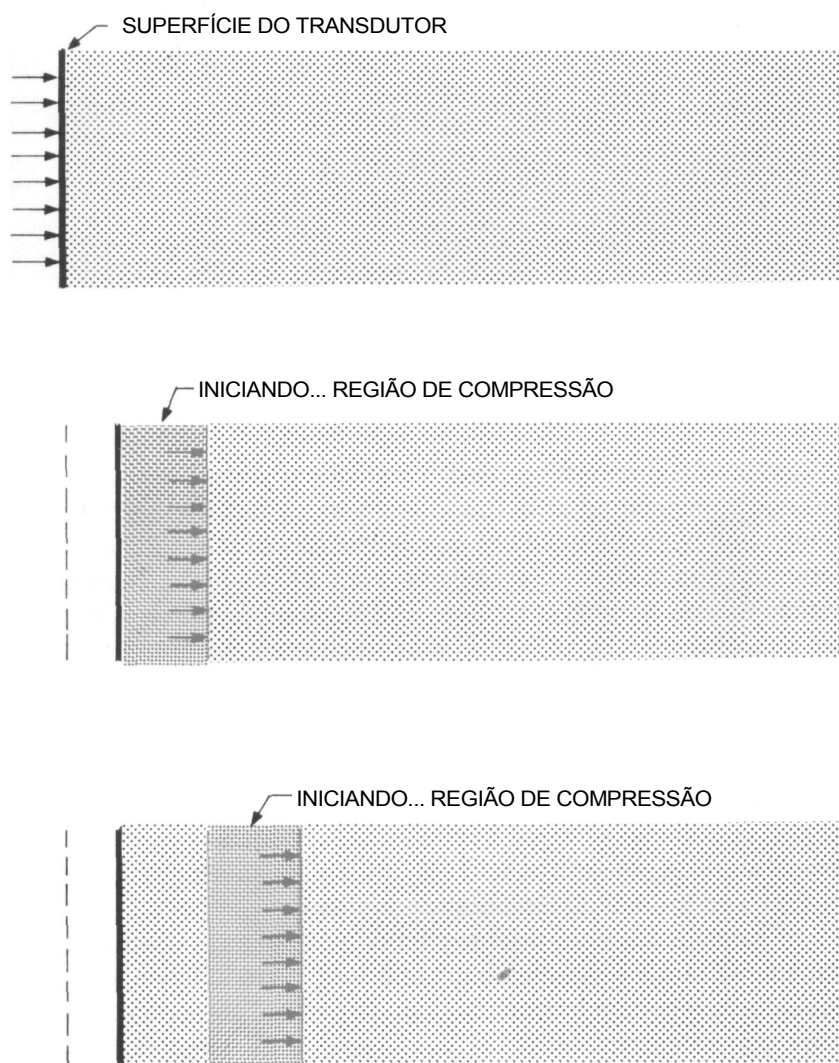
elevadas. Uma vez que este alinhamento é alcançado, estes materiais podem gerar e detectar ultra-som até certo ponto, como descrito acima.

Um cristal de piezelétrico responde ativamente a ondas ultra-sônicas e sinais de voltagem que têm frequências que se aproximam de sua frequência ressonante. Esta frequência é determinada pelas densidades cristalinas, e aumenta em função da diminuição da espessura do cristal. Efeitos de ressonância podem conduzir a séries prolongadas de vibrações ultra-sônicas que são suprimidas usando seções de apoio, dessa forma seções de apoio e lentes acústicas são necessárias para exames em tecido mole com alta resolução.

### **2.3.1 Propagação do Ultra-Som**

Quando um transdutor de piezelétrico é imerso em um fluido e eletricamente estimulado, suas vibrações geram uma onda ultra-sônica de compressão e rarefação que propagam pelo fluido [2,3]. Estas ondas, nomeadas ondas ultra-sônicas longitudinais, são o tipo usado em sistemas médicos. Elas propagam por tecidos mole da mesma maneira como eles propagam por fluidos.

A propagação ultra-sônica é ilustrada na figura 2.3, onde um pulso de tensão causa a expansão rápida e pequena de um transdutor de piezelétrico. A extensão da superfície de transdutor dianteira, inicialmente, comprime a camada fluida adjacente, elevando sua densidade e pressão. Colisões moleculares aumentadas nesta região de compressão eventualmente acopla a densidade elevada e pressiona a próxima camada de fluido, enquanto a região inicialmente comprimida volta para seu estado original. Assim, a compressão passa da primeira camada para a segunda e, da mesma maneira, continuamente propaga-se por regiões mais distantes no fluido. Fenômenos semelhantes acontecem quando o transdutor contrai ao invés de se expandir. Neste caso, existe a rarefação caracterizada por baixa pressão e densidade do fluido, propagando-se do transdutor [2,3].



**Figura 2.3 - Geração e propagação de uma onda ultra-sônica de compressão. A onda é gerada por uma extensão pequena de uma superfície de um transdutor em um fluido**

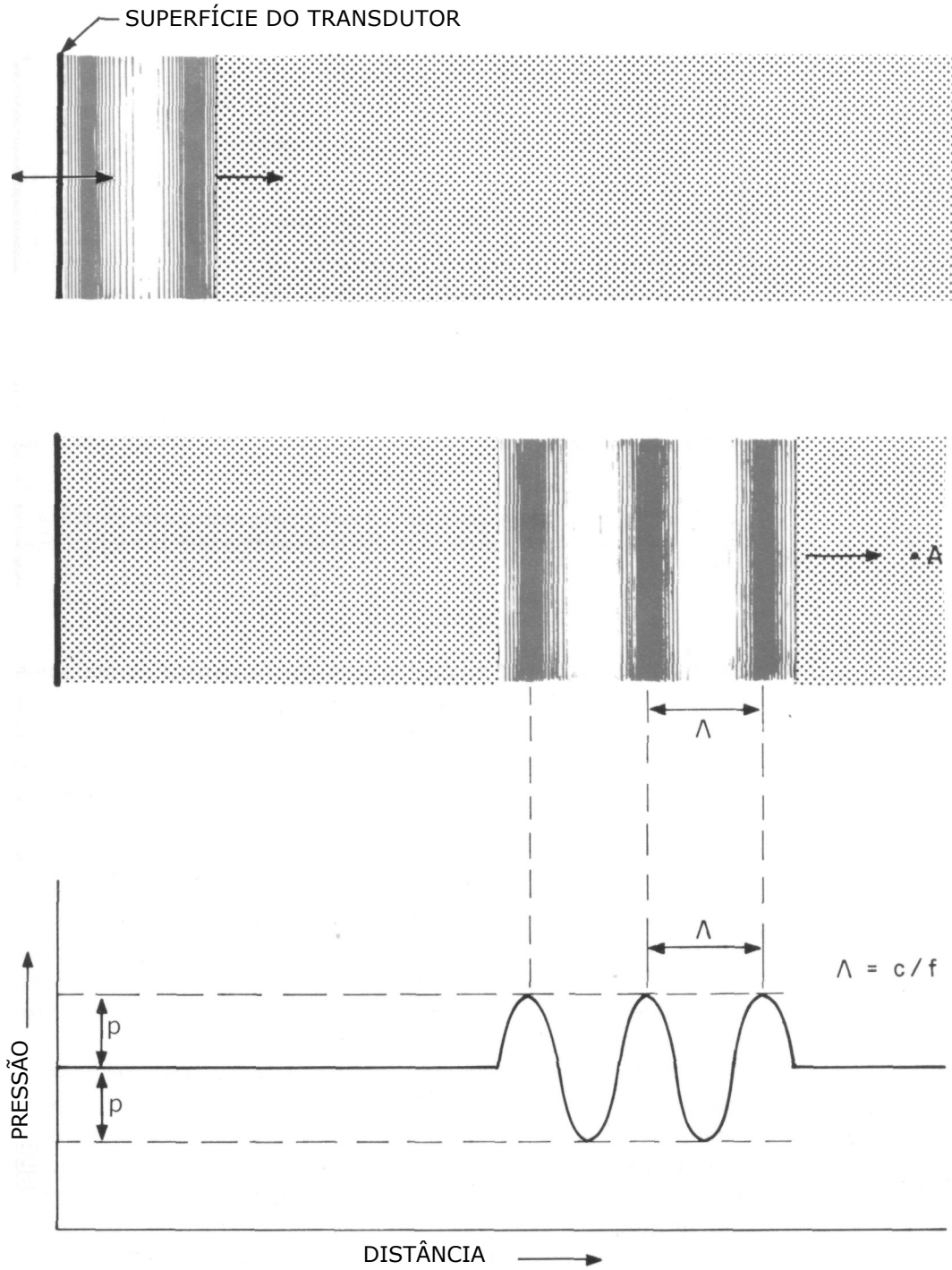


Substância	Velocidade (m/s)	Temperatura
Água	1524	37°C
Humor Aquoso	1532	37°C
Cristalino	1641	37°C
Humor Vítreo	1532	37°C
Gordura	1476	24°C
Lente com Catarata	1629	37°C
Esclera	1630	22°C
Córnea	1550	22°C

**Tabela 2.1. Velocidades de Propagação Ultra-Sônica [2,7,8]**

Distúrbios induzidos de compressões e rarefações viajam por uma substância a uma velocidade (velocidade de propagação) que é determinada pela densidade e compressibilidade daquela substância. Em materiais com baixas compressibilidades, como metais, a compressão passa rapidamente desta camada para estender-se em camadas onde são encontradas velocidades de propagação grandes (por exemplo, 6.000 m/s). Em contraste, materiais que são mais facilmente comprimidos, como fluidos e tecidos, mostram baixas velocidades (por exemplo, 1.524 m/s em água). Como mostrado na tabela 2.1, tecidos oculares possuem velocidades de propagação perto da velocidade na água. A velocidade maior é notada na lente intra-ocular (cristalino). Velocidades de propagação são dependentes de temperatura; se próximo de 37°C, a velocidade na lente aumenta de 2 m/s para cada um 1°C elevado na temperatura.

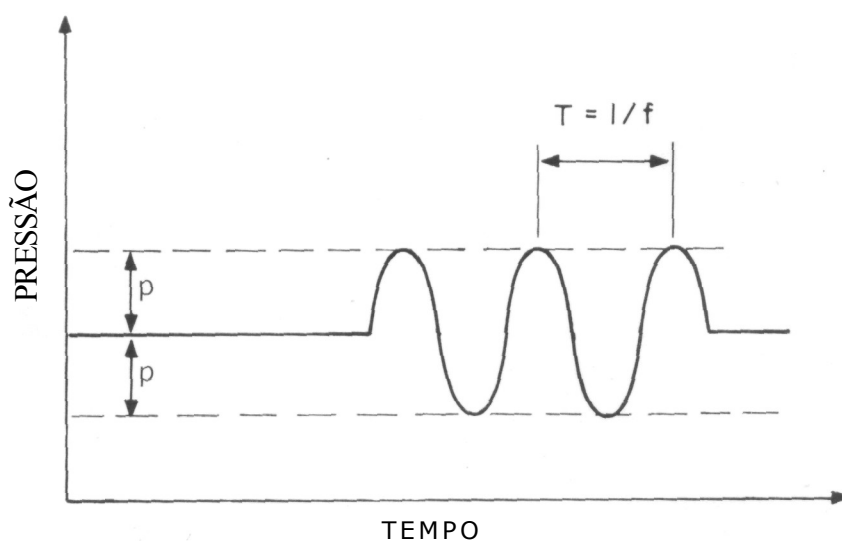
Em sistemas médicos, voltagens de excitação breves são usadas e a superfície de transdutor vibra várias vezes de um lado para outro a uma taxa igual para sua frequência ressonante (por exemplo, 10 MHz). Essas séries de vibrações geram várias regiões contíguas de compressão e rarefação que se propagam com a velocidade anterior, como mostrado na figura 2.4. Estas regiões viajam juntas como um pulso ultra-sônico e causam variações aproximadamente senoidais em densidade e pressão à medida que atravessam o olho. Sistemas clínicos utilizam apenas movimentos de transdutores pequenos (excursões totais abaixo de um micron) e são produzidas somente variações de pressão pequenas, imperceptíveis e inócuas dentro do olho e órbita.



**Figura 2.4 - Geração e propagação de uma onda ultra-sônica de compressão. A onda é gerada por uma extensão pequena de uma superfície de um transdutor em um fluido**

Pulsos senoidais geram um comprimento de onda que, como em ótica, é um importante determinante de muitos parâmetros operacionais, inclusive a resolução. O comprimento de onda,  $\Lambda$ , é a distância sobre a qual a perturbação de pressão sofre um ciclo completo. O comprimento de onda é determinado pela frequência,  $f$ , de vibrações do transdutor e a velocidade de propagação,  $c$ , do meio:

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



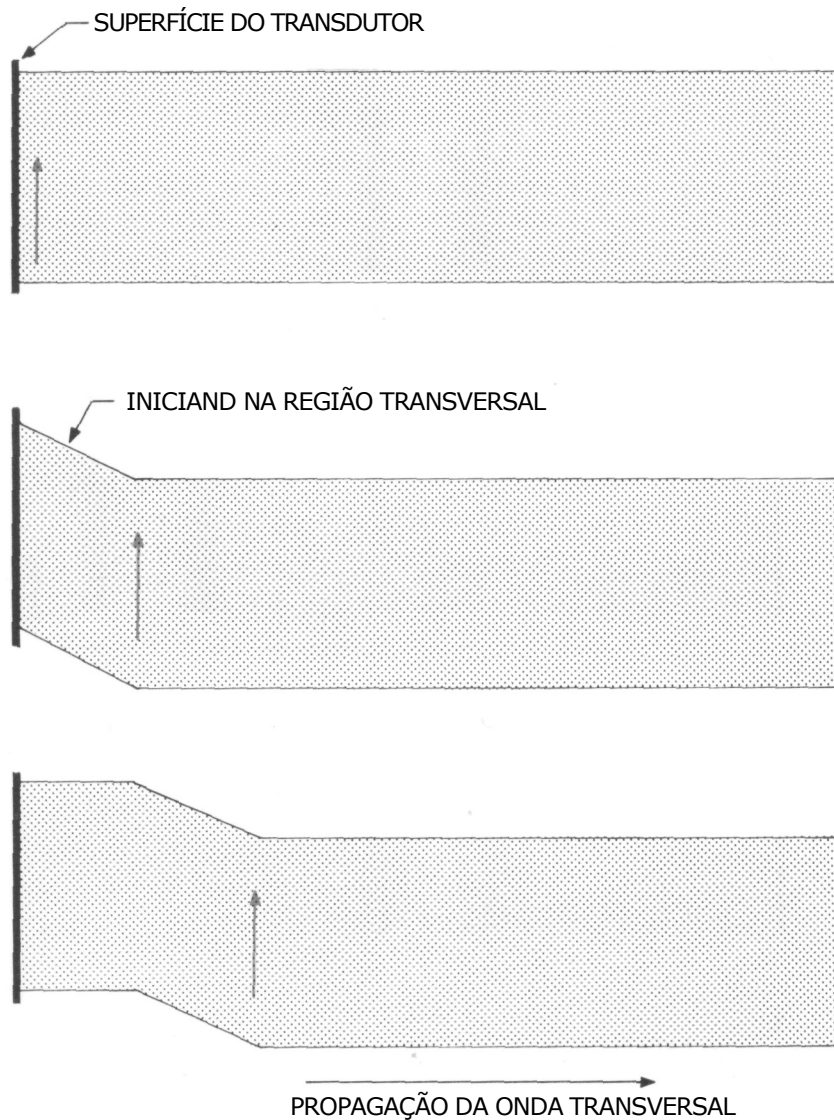
**Figura 2.5 - Variações de pressão causadas pela passagem de pulso ultra-sônico por A na figura 2.4. A frequência destas variações é a mesma do transdutor.**

Esta relação é obedecida desde que o transdutor gere o mesmo nível de pressão a cada  $1/f$  segundos, e esta pressão viaja a uma velocidade igual a  $c$ . Em água, operando em 10MHz, produz-se um comprimento de onda de 0,15mm, que é comensurável com densidades da retina; aumentando-se a frequência para 20MHz, diminui-se o comprimento de onda para 0,075 mm.

O conceito de comprimento de onda descreve a distribuição de espaço de pressão a um único momento de tempo. Além disto, porém, deve-se lembrar que pulsos ultra-sônicos propagam-se continuamente por estruturas de tecido a velocidades altas, enquanto causam oscilações de pressão rápidas conforme elas viajam por pontos no interior do olho. Na realidade, como mostrado na figura 2.5, a pressão em um ponto no olho varia à mesma taxa (por exemplo, 10 MHz) em que o transdutor vibra.

As ondas discutidas até o momento são ultra-sônicas longitudinais. Podem ser gerados vários outros tipos de ondas ultra-sônicas em certos materiais, mas não serão importantes em exames oftálmicos. Ondas superficiais (Rayleigh) ondas cortantes (transversal), são alguns exemplos. Ondas transversais são estimuladas em sólidos

quando uma superfície do transdutor vibrar dentro de um plano (vide figura 2.6). Este movimento causa um corte na região adjacente do sólido, que é transmitido progressivamente mais adiante das regiões dentro do sólido. Ondas transversais acoplam pobremente fluidos e tecidos e são dissipadas por viscosidade a taxas muito rápidas, de forma que eles não podem ser utilizados em sistemas de visualização oftálmicos.



**Figura 2.6 - Geração e propagação de onda transversal ultra-sônica em um sólido. A onda é gerada por uma força tosquiando à superfície do transdutor. Deslocamentos internos são perpendiculares a direção de propagação.**

### 2.3.2 Reflexão de Ultra-som

A reflexão de ultra-som ocorre quando são refletidos pulsos ultra-sônicos entre limites de meios que possuem diferentes características mecânicas. A figura 2.7 ilustra o caso extremo de reflexão total em uma parede rígida que limita um fluido de profundidade  $L$ . Quando a compressão incidente alcançar a parede, são redirecionadas as forças expansivas que acompanham colisões moleculares atrás do fluido e os mesmos fenômenos descrevem o meio pelo qual o pulso viaja pelo fluido na direção inversa. O pulso refletido chega no transdutor depois de um intervalo de tempo igual a  $2L/c$  e gera uma voltagem no transdutor como mostrado na figura. A observação desta voltagem produzida não só permite a detecção do limite como também especifica  $L$  se  $c$  for conhecido. Deve-se notar que o tempo entre o começo do pulso e a voltagem de eco só depende de  $L$  e  $c$ ; a forma de onda e a duração de tempo do pulso são dependentes das características do pulso ultra-sônico e dos parâmetros do transdutor, como discutido subsequente.

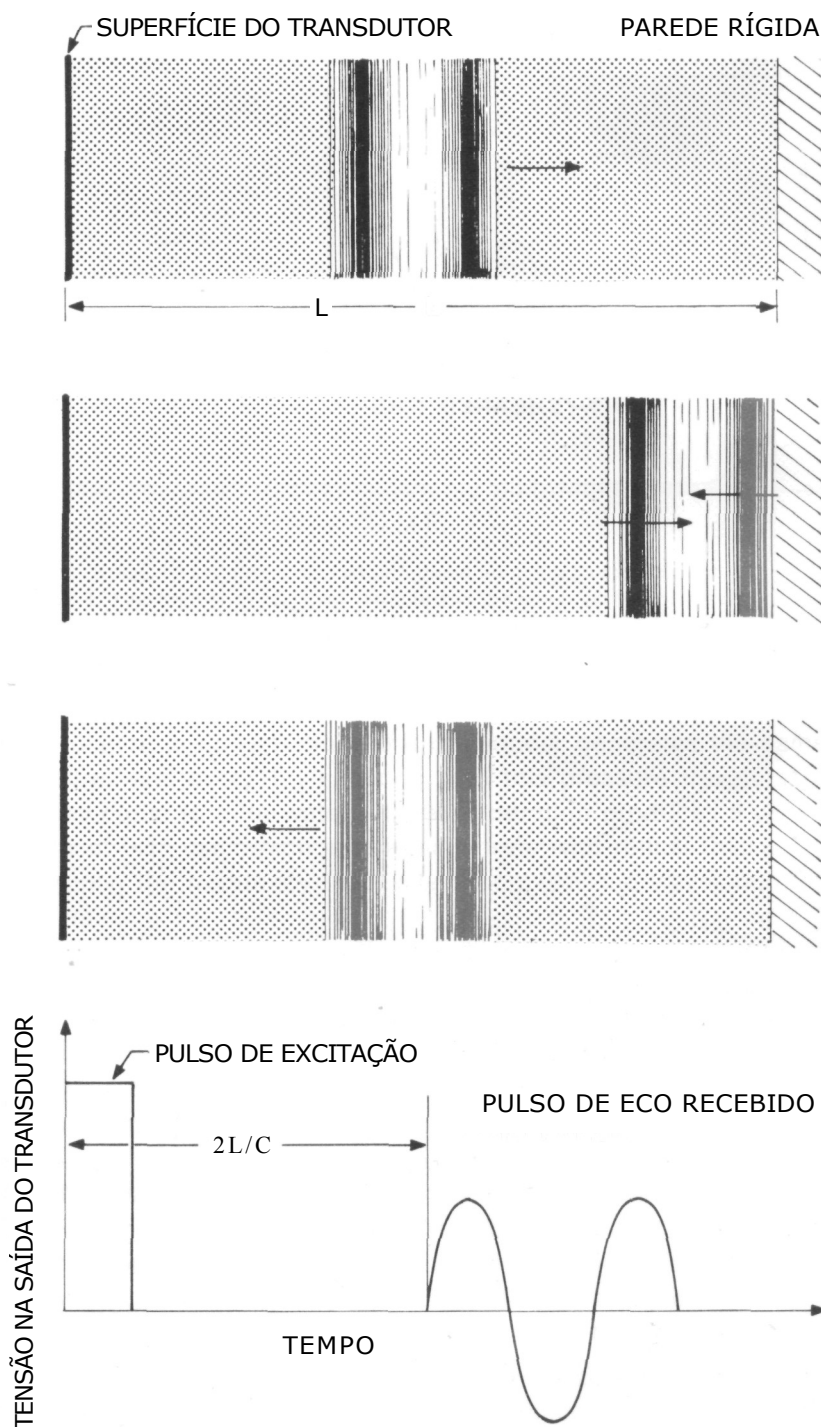
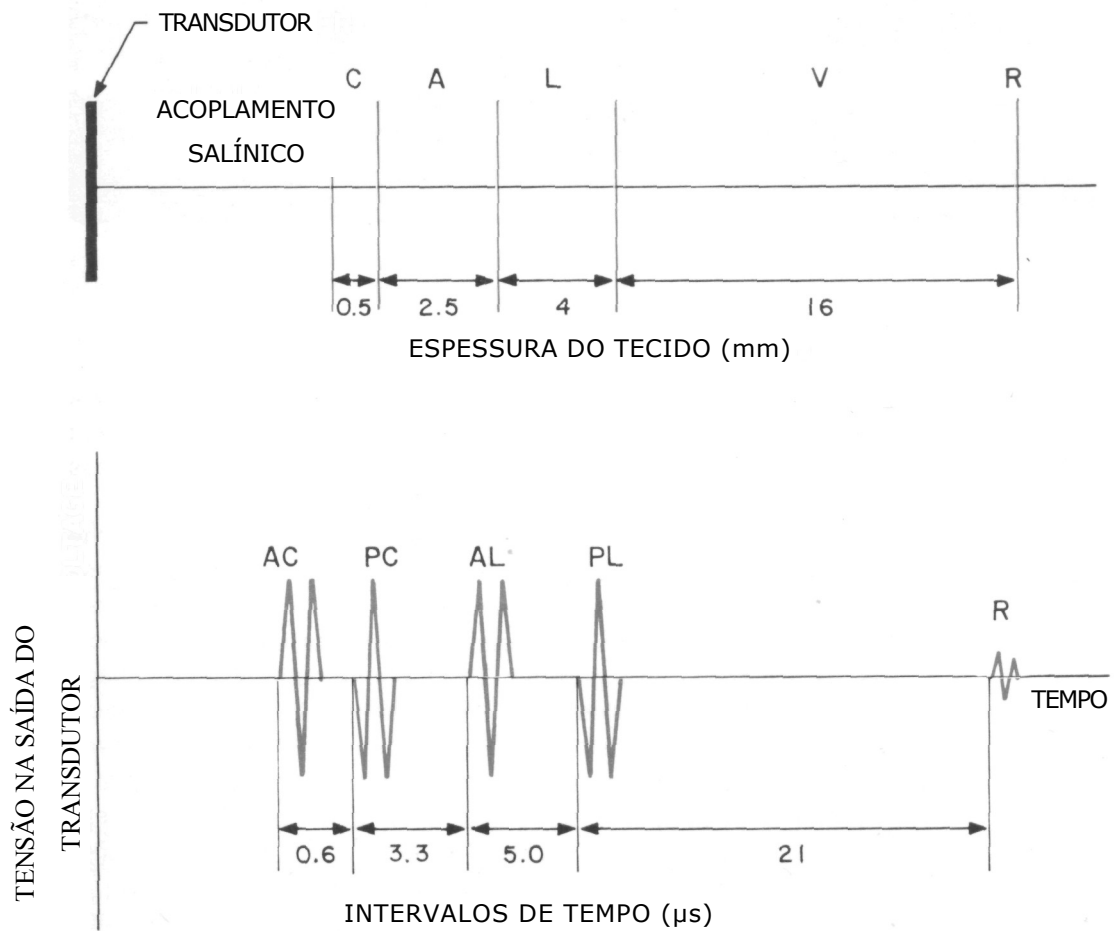


Figura 2.7 - Reflexão total de um pulso ultra-sônico em um limite rígido. Tensão na saída do transdutor mostra o pulso de excitação e o pulso de eco de forma que o tempo de trânsito total pode ser medido.

No olho surge uma reflexão semelhante sempre que um pulso encontra um limite entre duas estruturas oculares. No entanto, tecidos oculares mostram propriedades mecânicas semelhantes de forma que, apenas uma pequena fração do pulso incidente é refletida. A maioria da energia incidente é transmitida e segue sofrendo reflexões parciais a cada interface sucessiva.

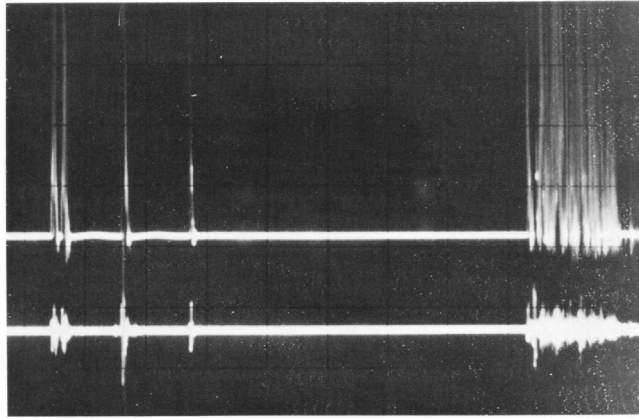
As superfícies refletivas principais no olho normal são a córnea, o cristalino e camadas da parede do fundo do olho. A figura 2.8 apresenta um diagrama destas superfícies com dimensões típicas e também ilustra as voltagens de eco no transdutor que surgem de cada interface. Os resultados clínicos correspondentes são mostrados na figura 2.9 [1,2,4,11,12,13,14,15]. O intervalo de tempo entre pulsos de voltagem pode ser usado para determinar as dimensões do tecido correspondente ao segmento, desde que as velocidades de propagação pertinentes são conhecidas. Especificamente, o intervalo de tempo entre ecos sucessivos é igual a  $2L/c$  onde  $L$  é a espessura de tecido correspondente. Assim, os ecos de lente estão separados por  $5\mu\text{s}$ , então  $L = 4\text{mm}$ , uma vez que  $c = 1.641 \text{ m/s}$ .

Sistemas de Biometria que usam esta aproximação são capazes de medir dimensões com precisões de aproximadamente  $\pm 250\mu\text{m}$  e projetados especialmente para alcançarem precisões de  $\pm 20\mu\text{m}$  em determinações de comprimento axiais.



**Figura 2.8 - Representação esquemática de interfaces entre a córnea (C), o humor aquoso (UM), a lente (L), o humor vítreo (V) e a retina (R). As voltagens do transdutor denotam os ecos das superfícies da córnea anterior e posterior (AC e PC), lente (AL e PL) e retina (R). Podem ser usados intervalos de tempo medidos com dados de velocidade para determinar os comprimentos de cada segmento ocular**





**Figura 2.9 - Voltagens de eco obtidas no olho; a série de ecos correspondem às interfaces mostradas na figura 2.8. Os ecos oculares seguintes formam um padrão de eco complexo por espalhamento dentro da gordura orbital.**

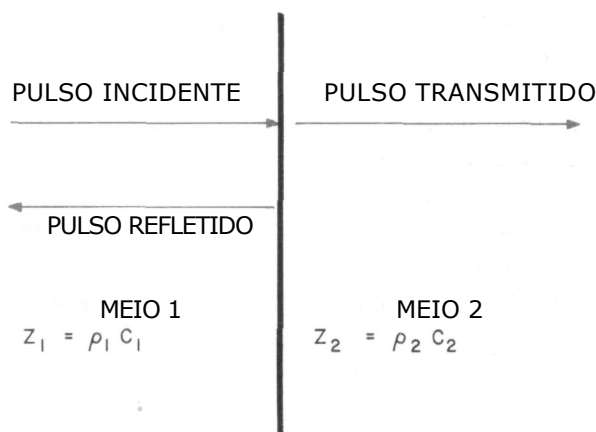
A intensidade das reflexões ultra-sônicas depende das impedâncias acústicas características,  $Z$ , de tecidos adjacentes. A impedância característica de um tecido está definida como o produto de sua densidade,  $\rho$ , e velocidade de propagação  $c$ :

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

A relação,  $R$ , da amplitude de pressão do pulso refletido em relação ao pulso incidente é igual a:

$$R = \frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \quad (2.3)$$

$R$  é chamado de coeficiente de reflexão, e o esquema da figura 2.10 mostra a estrutura entre o primeiro e o segundo tecido, respectivamente.



**Figura 2.10 - Diagrama dos caminhos dos pulsos incidente, refletido e transmitido em uma interface de tecido sob incidência normal. As impedâncias acústicas características de ambos os tecidos determinam as relações entre as amplitudes destes pulsos**

O valor do coeficiente de reflexão é uma importante característica de identificação de tecido e em muitos casos podem ser averiguadas as magnitudes das voltagens de eco correspondentes. Desde que R dependa de  $Z_2 - Z_1$ , seu valor depende das impedâncias acústicas características de tecidos em ambos os lados de limites oculares. Assim, a reflexão de um corpo estranho ( $Z$  grande) será menor se for situado em um coágulo de sangue ( $Z$  moderado), que se estiver situado no humor vítreo ( $Z$  pequeno). Dentro de estruturas homogêneas como o humor vítreo,  $Z$  é uma constante e nenhuma reflexão surge. Em estruturas heterogêneas (por exemplo, lente com catarata),  $Z$  pode variar de um ponto para outro e, adequadamente, são gerados ecos das interfaces de dentro destas estruturas.

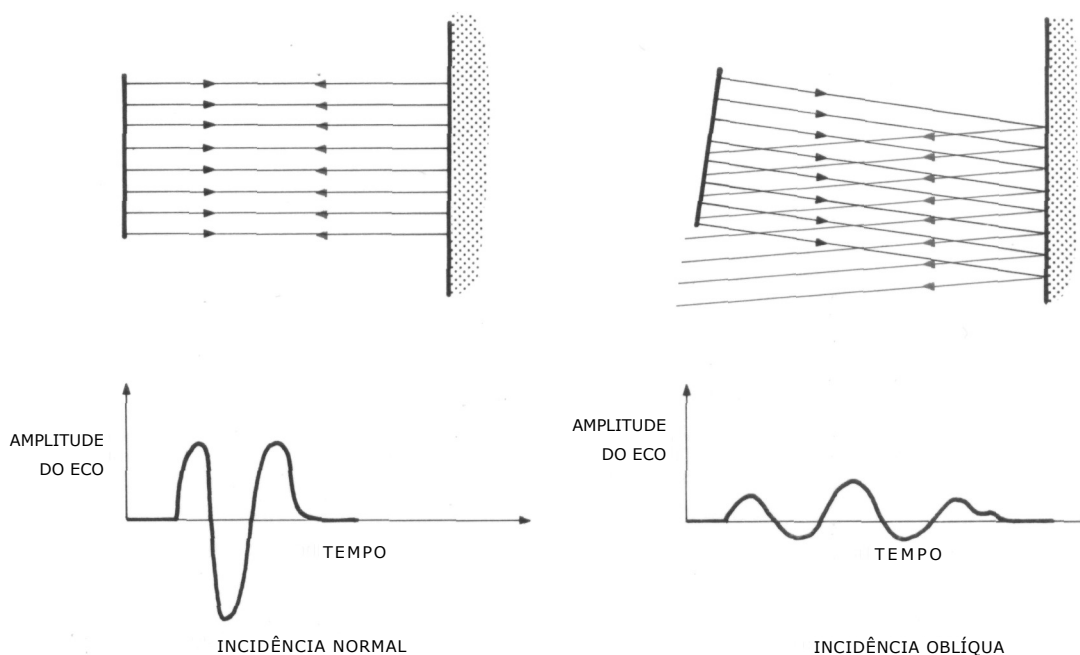
Interface	Coeficiente de Reflexão
Água – Alumínio	0,85
Córnea – Humor Aquoso	-0,06
Humor Aquoso – Lente	0,07
Lente – Humor Vítreo	-0,07
Humor Vítreo – Retina	0,01
Retina – Coróide	0,001

**Tabela 2.2. Coeficientes de Reflexão Ultra-Sônicos [6,18,19]**

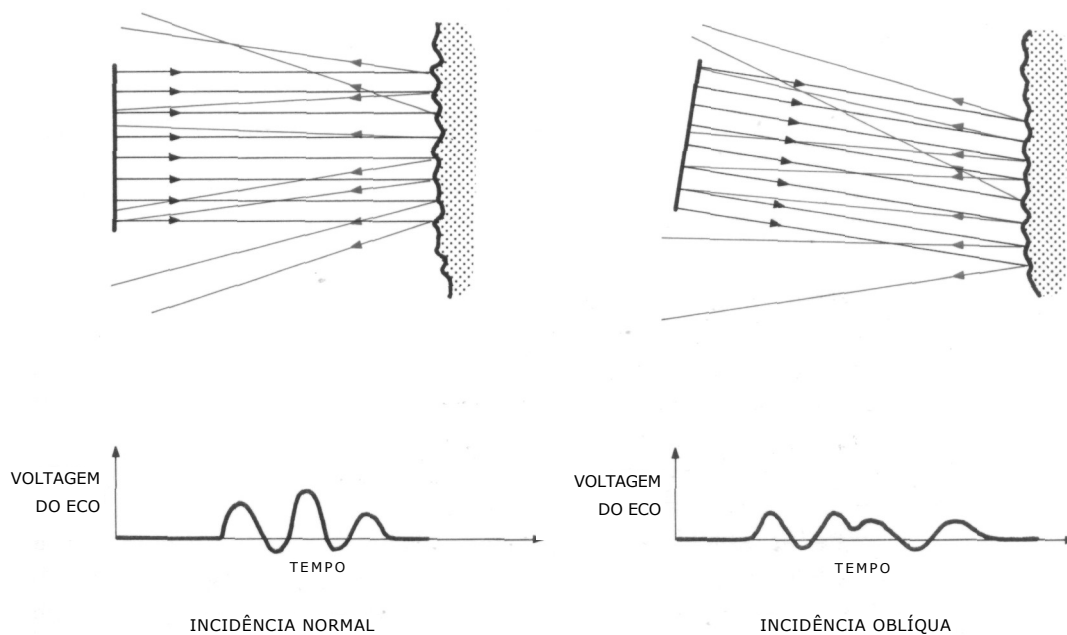
Como mostrado na tabela 2.2, a maioria das estruturas normal e patológicas dão origem a reflexões pequenas que variam de 7% na interface do humor aquoso e a para aproximadamente 0,1% na interface retina – coróide. São encontrados coeficientes de

reflexão que excedem 10 por cento com corpos estranhos rígidos. Valores negativos de  $R$  acontecem nas interfaces como córnea – humor aquoso onde  $Z_1$  (córnea), é maior que  $Z_2$  (humor aquoso). Fisicamente, isto diz que o componente de compressão da onda incidente é refletido como um componente de rarefação e vice-versa. As voltagens de eco geradas de tais superfícies são invertidas por causa desta inversão acústica.

Vários fatores modificam as amplitudes de eco observadas em prática. Se um feixe ultrassônico encontrar uma interface de tecido a um ângulo oblíquo, então, a pressão refletida recebida no transdutor é menos que o descrito acima. O coeficiente de reflexão neste caso depende do ângulo de incidência, aspereza de superfície e comprimento de onda do ultra-som. As amplitudes de eco de superfícies ásperas variam mais lentamente com ângulo de incidência comparados a esses em superfícies lisas (figuras 2.11 e 2.12).



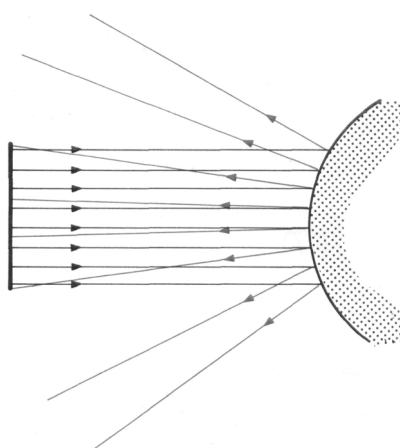
**Figura 2.11 - Reflexão em superfície plana normal e incidência oblíqua. Incidência oblíqua resulta em amplitudes de eco baixas e duração aumentada devido à variação em trânsito cronometrada ao longo dos feixes**



**Figura 2.12 - Reflexão em interface áspera. Aspereza de superfícies redireciona a energia em uma variedade de direções que causam amplitudes de eco menores e durações maiores. Incidência oblíqua não afeta a amplitude do eco como em superfícies lisas**

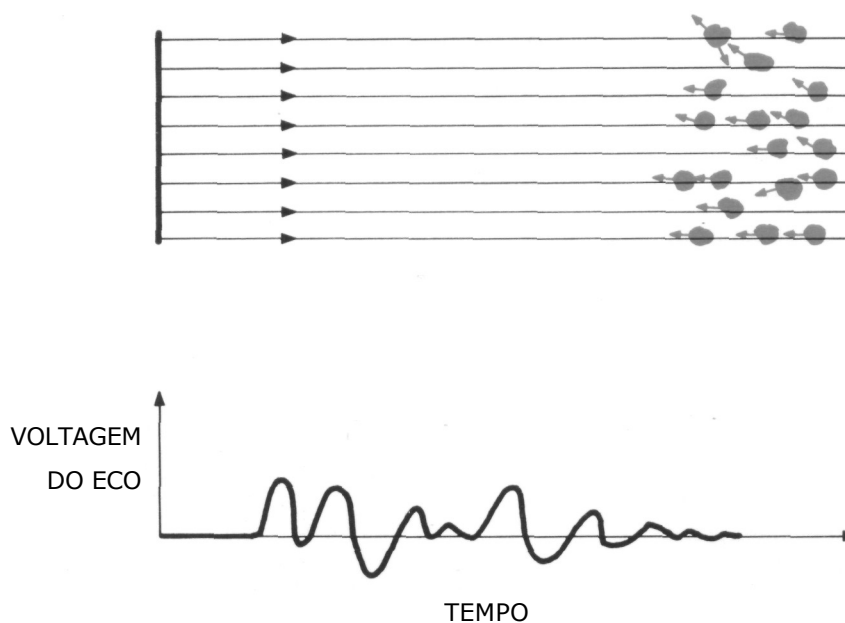
A intensidade do eco também pode mudar se a borda do tecido estiver curvada de forma aguda por causa dos fenômenos de focalização e desfocalização, como ilustrado na figura 2.13.

Finalmente, as reflexões são modificadas por causa de atenuação que surge por absorção e outros fatores que diminuem as amplitudes dos pulsos ultra-sônicos incidentes e refletidos.



**Figura 2.13 - Reflexão em superfície curva. Propagação do feixe na reflexão reduz amplitudes de eco**

Outro tipo importante de reflexão ultra-sônica é o espalhamento que surge de superfícies refletivas pequenas, pouco espaçadas como estruturas de tumor internas (vasos sanguíneos pequenos, calcificação depositada, agregados celulares, etc.) e o tecido séptico conjuntivo de gordura orbital. Reflexões destes tecidos distribuídos causam voltagens de eco complexas nas quais são sobrepostas as contribuições desses arranjos muito pequenas e individuais, como mostrado nas figuras 2.9 e 2.14. Os padrões de eco globais são determinados por numerosos fatores que incluem propriedades de espalhamentos geométricos (tamanho, forma e orientação), a distribuição de espaço de interfaces, absorção e comprimento de onda ultra-sônico. Diagnosticamente a informação útil é obtida freqüentemente examinando estes ecos padrões comparados a características como a taxa na qual as amplitudes diminuem com a profundidade do tecido. Mudanças dependentes da freqüência nestes padrões podem se tornar um fator importante na identificação de tecidos. O espalhamento em tecidos biológicos é pouco explorado ainda atualmente, mas nesta área que devem ser alcançados avanços principalmente para maior precisão em diagnósticos.

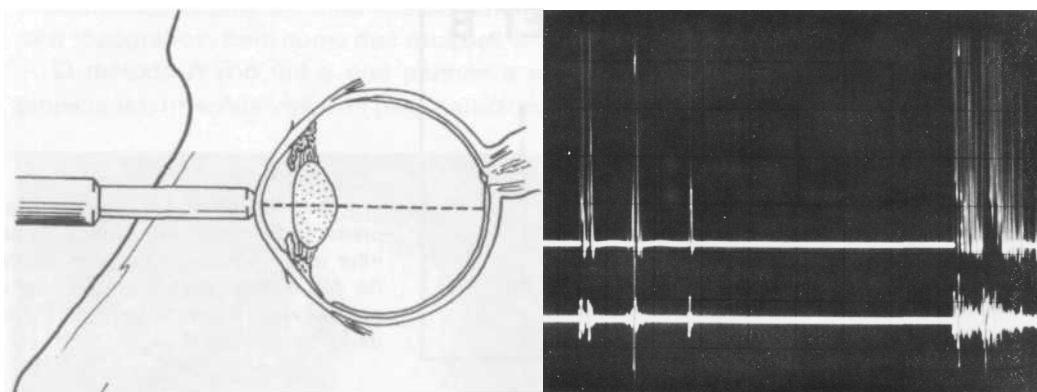


**Figura 2.14 - Espalhamento em tecidos não homogêneos distribuídos. A voltagem de eco consiste na sobreposição de ecos de muitas partículas**

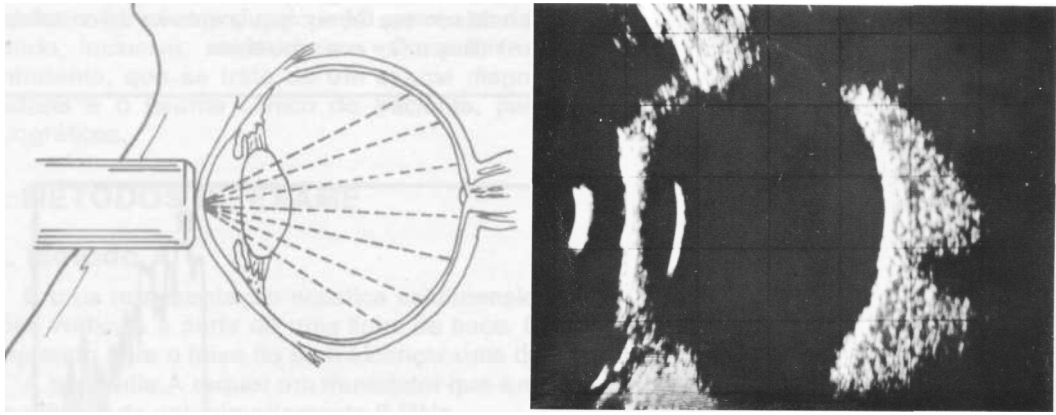
## 2.4 Modos de ultra-som

Três tipos de sistemas ultra-sônicos têm aplicação em oftalmologia; estes foram nomeados de Sistemas de Modo-A, Modo-B e Modo-M [1,2,4,15]. Cada um destes apresenta informações morfológicas em um formato de exibição distinto. Sistemas de Modo-A, graficamente, mostram limites de tecido em função da distância ao longo de qualquer eixo selecionado (figura 2.15). Este sistema foi o primeiro a ser usado em oftalmologia, sendo os resultados importantes para quantificar características de eco e para aplicações de biometria. Os Sistemas de Modo-B foram introduzidos no início da década de 1950, produzindo representações transversais do olho e anatomia orbital (figura 2.16), as quais são facilmente interpretadas; estas imagens provaram ser extremamente úteis no diagnóstico de um espectro largo de estados de doença. Sistemas de Modo-M apresentam, em função do tempo, movimentos de tecidos ao longo de um eixo selecionado do olho (figura 2.17).

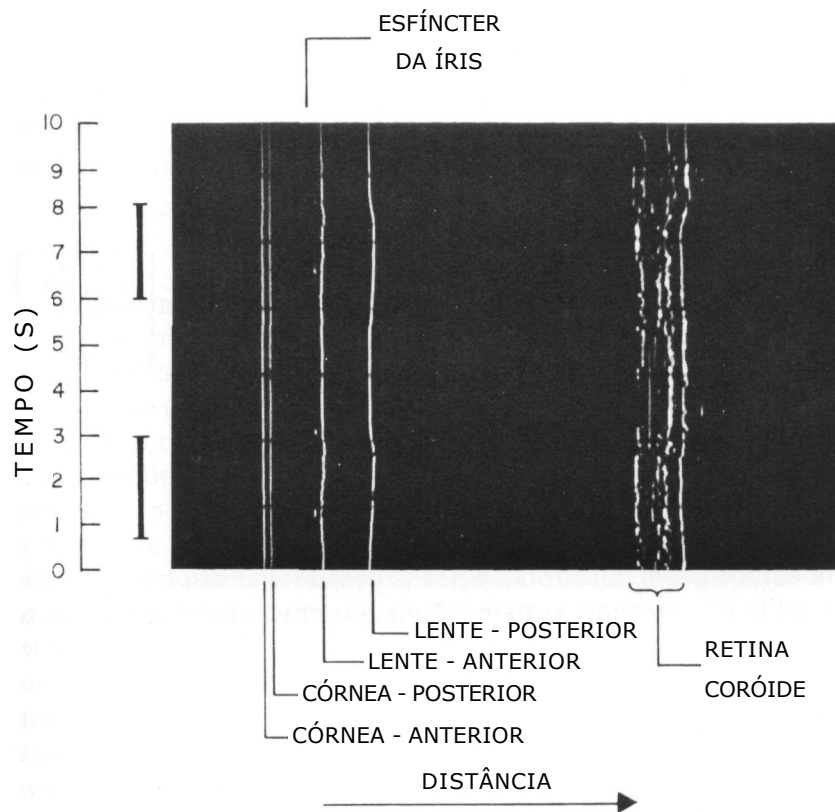
Após tratar os princípios físicos básicos dos sistemas ultra-sônicos, é a eletrônica que traduz estes princípios em sistemas clínicos práticos. Dispositivos eletrônicos são usados para gerar pulsos ultra-sônicos, enquanto processam ecos e exibem a ultra-sonografias.



**Figura 2.15 - O Modo-A resulta mostrando a refletividade efetiva do tecido (eixo vertical) versus o tempo ou, equivalentemente, a distância. Sinais de vídeo e R.F. introduz ruídos nas interfaces como mostradas na figura 2.8.**



**Figura 2.16 - Imagem em Modo-B de um olho normal, descrevendo as estruturas oculares principais e a gordura de retrobulbar. O nervo óptico não refletivo aparece como uma região escura dentro do padrão de gordura**



**Figura 2.17 - Histórico no tempo em Modo-M que mostra as posições das interfaces de tecido em função do tempo. (Barras verticais indicam períodos de acomodação)**

A qualidade global de uma ultra-sonografia fica em termos de três parâmetros: resolução, sensibilidade e faixa dinâmica. Resolução está intrínseca à frequência e disposição das partes que constituem a sonda, como visto anteriormente; A Sensibilidade recorre ao refletor mais fraco que pode ser descoberto em uma ultra-sonografia. A Faixa Dinâmica descreve a expansão das amplitudes de eco que são retratadas com precisão em uma ultra-sonografia.

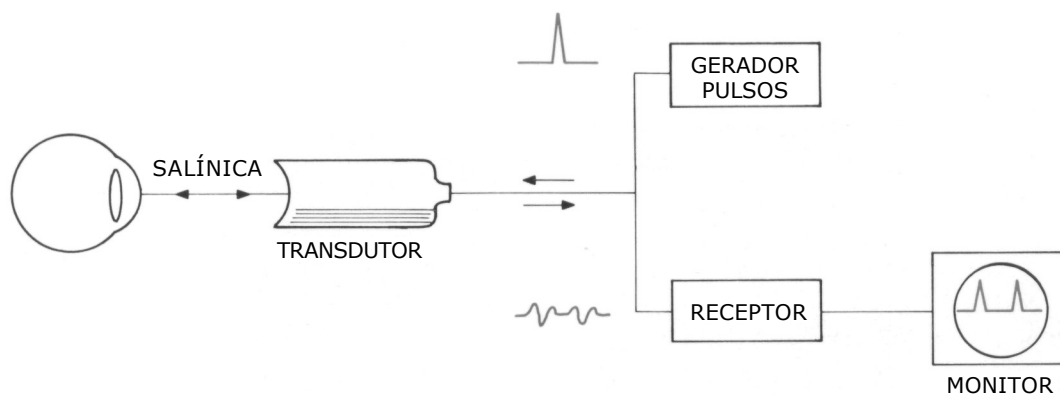
### 2.4.1 Gerador de Pulsos Eletrônicos

O Gerador de Pulsos Eletrônicos repetidamente "excita por choque" o transdutor com pulsos de considerada amplitude de tensão em um curto intervalo de tempo, aplicados pelos eletrodos de seu elemento piezolétrico [2]. Cada excitação resulta na geração de um pulso ultra-sônico. A taxa de repetição de pulso deve ser bastante baixa para permitir que todos os ecos significativos sejam recebidos pelo transdutor antes do próximo pulso ultra-sônico ser gerado. Tipicamente, uma taxa a 1kHz é usada de forma que um pulso é gerado a cada 1ms, enquanto são precisos apenas 67 $\mu$ s, os quais permitem a recepção de ecos das porções mais profundas da órbita.

A duração do pulso de excitação é um fator importante e determinante na resolução de um sistema ultra-sônico. Excitação por pulso longo resulta em longos pulsos ultra-sônicos e resolução axial baixa concomitante. A amplitude do pulso de excitação é importante para que seja alcançada a sensibilidade adequada. Tipicamente, 200-400V de amplitude resultam em pulsos ultra-sônicos grande o bastante para produzir ecos detectáveis a partir da reflexão das interfaces como a do vítreo-retina.

Em muitos sistemas, um controle de "carga" e "descarga" de energia permite variar o pulso de excitação entre extremos em um curto tempo. Pode-se gerar, assim, pulsos curtos de baixa amplitude (proporcionando resolução alta, mas baixa sensibilidade) e pulsos longo de alta amplitude (proporcionando baixa resolução, mas alta sensibilidade). O clínico deverá decidir a combinação de resolução e sensibilidade que são mais vantajosos em uma determinada situação. Podemos notar uma diagramação simples em blocos deste conjunto na figura 2.18.





**Figura 2.18 - Histórico no tempo em Modo-M que mostra as posições das interfaces de tecido em função do tempo. (Barras verticais indicam períodos de acomodação)**

A seguir, circuitos de excitação de sondas piezelétricas são descritos para que possamos, então, apresentar nossos circuitos desenvolvidos durante este trabalho.

## CAPÍTULO 3

---

# O ESTADO DA ARTE DE CIRCUITOS DE EXCITAÇÃO

## 3.1 Circuitos de Excitação para Sondas Médicas Pulso-Eco

Os circuitos de excitação são circuitos capazes de controlar a carga e descarga de energia aplicada sobre um transdutor para que este possa oscilar em sua frequência natural de ressonância. No entanto, no interior das sondas existe um material de apoio, que funciona como um amortecedor a esta oscilação e, dessa forma, os resultados são pouquíssimos ciclos ou períodos (idealmente seria um) de ultra-sons gerados para tramitarem no meio adjacente à sonda.

A duração do pulso de excitação precisa ser menor (idealmente menor que 10 vezes) que um período da frequência de natural ressonância do transdutor. Ainda, como o cristal do transdutor tem um comportamento praticamente capacitivo no instante em que o pulso é aplicado, é indiferente o pulso ser positivo ou negativo ou ainda ter uma componente de tensão DC, visto que este será derivado pelo comportamento elétrico do transdutor. Assim sendo, não há a necessidade de o pulso voltar rapidamente ao seu estado de origem, ficando, portando, aproximado a um degrau seguido de uma rampa.

Como é de forma geral mais simples criar um degrau negativo, a grande maioria dos circuitos apresentam, em relação ao seu ponto-terra, um pulso de excitação negativo aplicado aos terminais dos transdutores a serem utilizados. Isto é melhor exemplificado pela figura 3.1 Figura 3.1 -[28], onde pode-se ver um pulso de excitação em aberto.

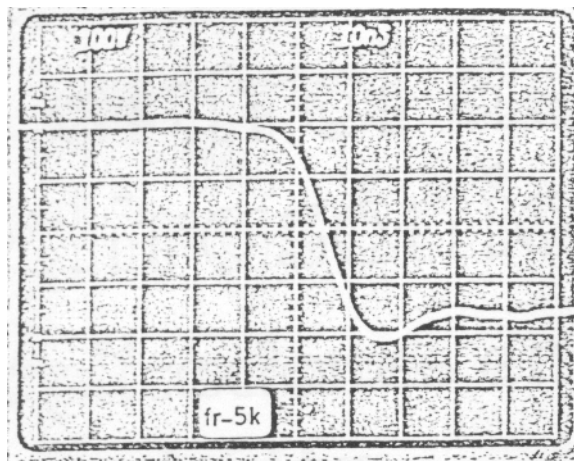


Figura 3.1 - Pulso de Excitação em Aberto

Na figura 3.1 tem-se um típico pulso de excitação, o qual possui uma ordem de variação de 400V em 20ns totais, notado que o tempo de queda (10% a 90%) se dá em 10ns, o que possibilitaria excitar uma sonda de até 100MHz. Mas, considerando-se que idealmente busca-se um tempo 10 vezes menor que o do período da freqüência natural de ressonância do transdutor, estaria limitada a 10MHz.

Os princípios básicos para estes circuitos se dão por dois caminhos: derivação e amplificação de um degrau de baixa tensão (alguns volts, menor que 10V) para se obter centenas de volts; e carga e descarga de energia de um capacitor [16,28,29,30]. Em ambos princípios é desejável, porém não obrigatório, o casamento de impedância, o qual se dá através da associação de uma indutância na saída do circuito que será entrada para o transdutor.

No primeiro caso, onde o sinal derivado é amplificado, chamado aqui de amplificador direto, o sistema pode ser composto por um circuito analógico diretamente conectado ao transdutor, onde o diagrama em blocos correspondente está na figura 3.2.

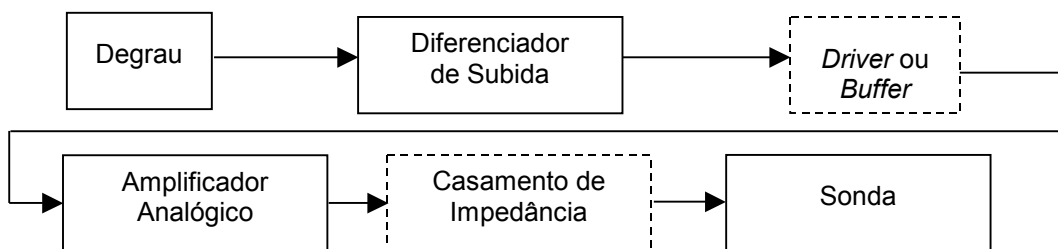


Figura 3.2 - Diagrama em blocos do Amplificador Direto

Seguindo a lógica do Digrama em blocos da figura 3.2, o bloco “Degrau” pode ser constituído por qualquer dispositivo de lógica digital (de 3 a 18 V) que gere um degrau em intervalos de tempos regulares, como um circuito astável de pulso longo.

Já o “Diferenciador de Subida” compreende um circuito que será apenas sensível ao degrau de subida gerado pelo circuito do bloco “Degrau”, notado que este sempre gerará um degrau de subida e outro de descida. Assim sendo, a saída deste bloco será afetada apenas pelo degrau de subida, ignorando os de descida. Este pode ser composto por um sistema de derivação por capacitores na entrada e na saída e transistores em disposição de emissor comum de classe B.

O “*Driver ou Buffer*” é um circuito necessário, caso a saída do “Diferenciador de Subida” não for suficientemente grande para a entrada do amplificador. Ele nada mais é do que um pré-amplificador polarizado para surtir tal efeito.

No bloco do “Amplificador Analógico” estará inserido um transistor de alta voltagem (em termos de circuitos eletrônicos), o qual será polarizado adequadamente e responsável pela geração do pulso final.

Caso seja conveniente, ao passo que é também desejável, fazer um “Casamento de Impedância” com a “Sonda” pode significar menos ruídos e melhor transmissão da potência de saída da eletrônica para a entrada da “Sonda”. Isto pode ser feito através do uso de indutâncias na disposição de associação.

Deve-se notar, no entanto, que para se obter a resposta de tempo esperada conjugada com o pulso de tensão desejado aplicado sobre o transdutor, todos os elementos eletrônicos devem ser dimensionados para responderem e suportarem tais parâmetros, o que implica em uma varredura sobre uma vasta gama de componentes e combinação dos mesmos para se obter o resultado final adequado à realidade da aplicação.

Este circuito pode ser exemplificado pelo mostrado na figura 3.3.

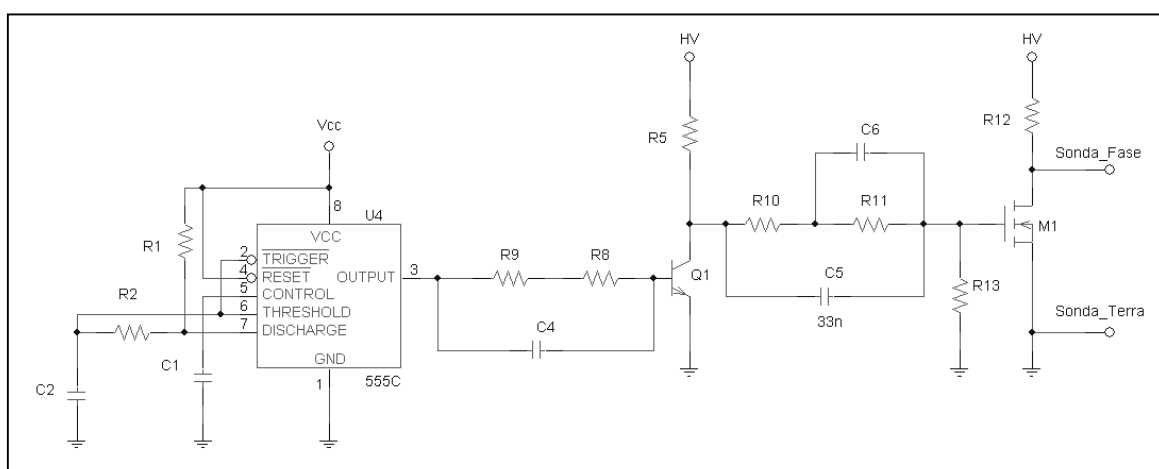


Figura 3.3 - Circuito Exemplo do Amplificador Direto [5]

Como um segundo caso de estudo dos princípios básicos para circuitos de excitação da sonda, tem-se um mais complexo, o denominado aqui de Circuito de Carga e Descarga. Neste circuito um capacitor é carregado lentamente, e rapidamente descarregado sobre a sonda. Para melhor apresentar este circuito tem-se o diagrama em blocos da figura 3.4.

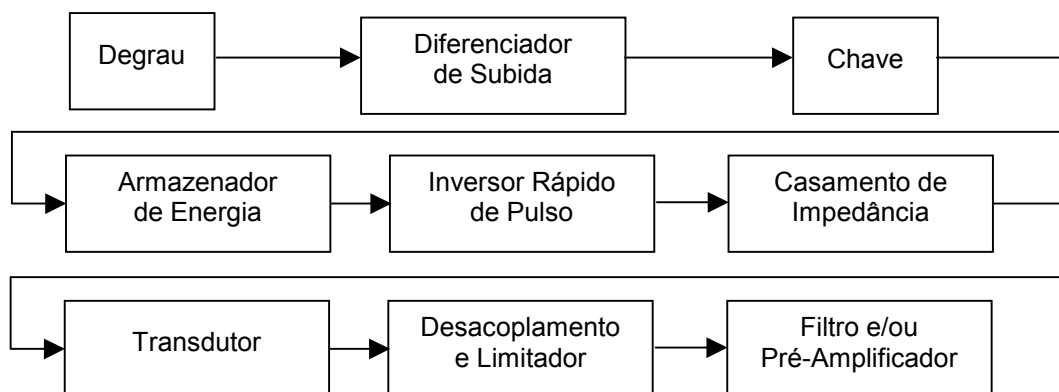


Figura 3.4 - Diagrama em blocos do Circuito de Carga e Descarga

Neste diagrama, os blocos “Degrau” e “Diferenciador de Subida” já foram descritos anteriormente pelo *Diagrama em Blocos do Amplificador Direto*.

A “Chave” é o elemento mais delicado neste circuito, pois ela é a componente que definirá de maneira geral o tempo de queda do degrau (uma rampa muito inclinada na prática) de descarga do capacitor sobre a sonda. Assim sendo, uma chave lenta acarreta em pulsos de excitação com tempos de queda grandes, o que limita a faixa de frequência dentro da qual pode-se usar os transdutores. Dependendo do caso, pode-se usar desde tiristores lentos (da ordem de  $\mu\text{s}$ ) a transistores CMOS (ou variações) rápidos (da ordem de ns). Também dependendo do dispositivo da chave, pode-se fazer necessário o uso de um “*Driver*”.

O “Armazenador de Energia” nada mais é que um capacitor que é carregado quando a chave estiver em aberto e descarregado quando a mesma estiver em curto, invertendo desta forma a amplitude da tensão em relação a seus pólos.

O bloco denominado “Inversor Rápido” é constituído por um dispositivo que bloqueia a passagem de corrente que carrega o capacitor para o restante do circuito e não interfere de forma significativa quando houver inversão na polaridade do capacitor pela ação da chave, possibilitando assim a passagem de corrente no sentido oposto. Portanto, um dispositivo eletrônico com estas características é conhecido como diodo de recuperação rápida (“*Fast Recovery Diode*”), onde sua principal característica é uma baixa capacitância de junção.

Seguindo o diagrama, o “Casamento de Impedância” já foi descrito e os blocos “Desacoplamento e Limitador” e “Filtro e/ou Pré-Amplificador” ficam por conta do dispositivo de exibição do sinal, no caso o osciloscópio.

Este circuito pode ser exemplificado na figura 3.5.

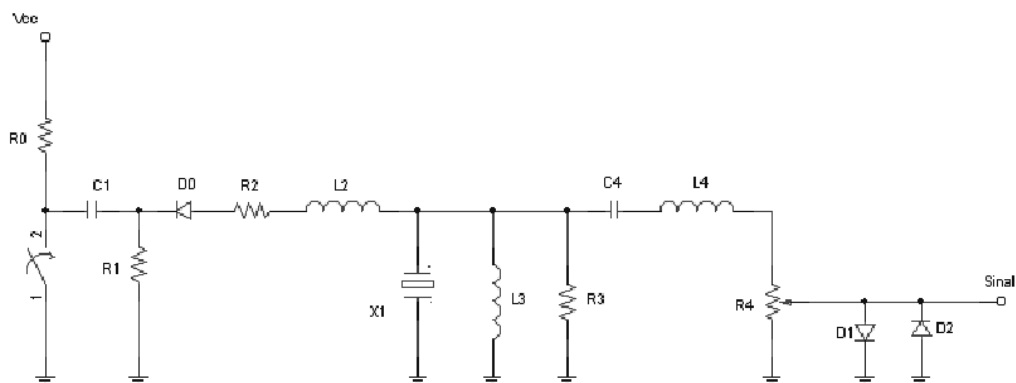


Figura 3.5 - Circuito Exemplo do Circuito de Carga e Descarga [28,29,30]

Assim, com estas informações básicas foi possível construir um circuito de excitação básico para sondas médicas piezelétricas, como apresentado nos capítulos a seguir.

## 3.2 Circuitos de Excitação para Altas Freqüências

Circuitos de excitação voltados para faixas de alta freqüência podem ser constituídos levando-se em conta os dois princípios, porém, devido à baixa corrente utilizada pelo *Circuito de Carga e Descarga*, é um circuito bastante interessante, principalmente em sistemas portáteis.

Uma forma de se conseguir tensões elevadas a partir de pilhas e bateria seria usar um circuito como mostram as figuras 3.6 [32] e 3.7 [33].

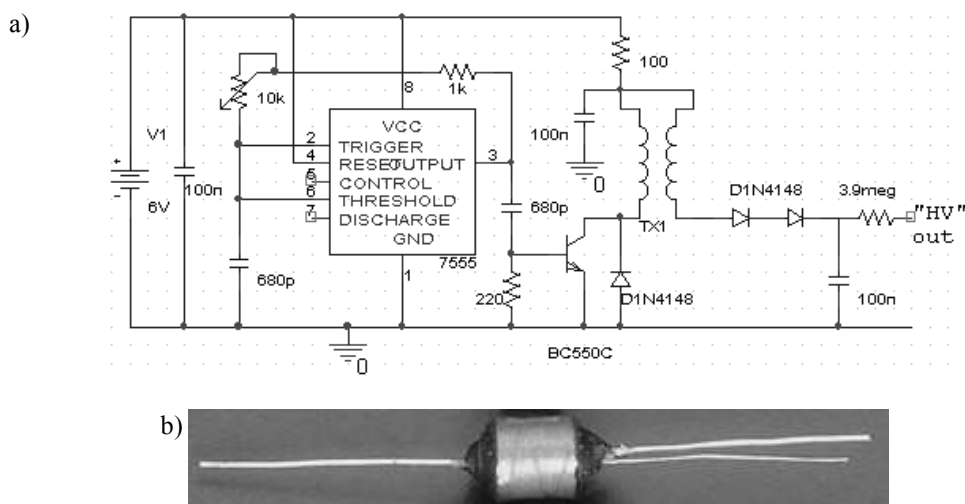


Figura 3.6 - a) Circuito de Geração de Alta Tensão a Baixa Corrente; b) Transformador de estroboscópio que pode ser usado no circuito (transformação 1:20)

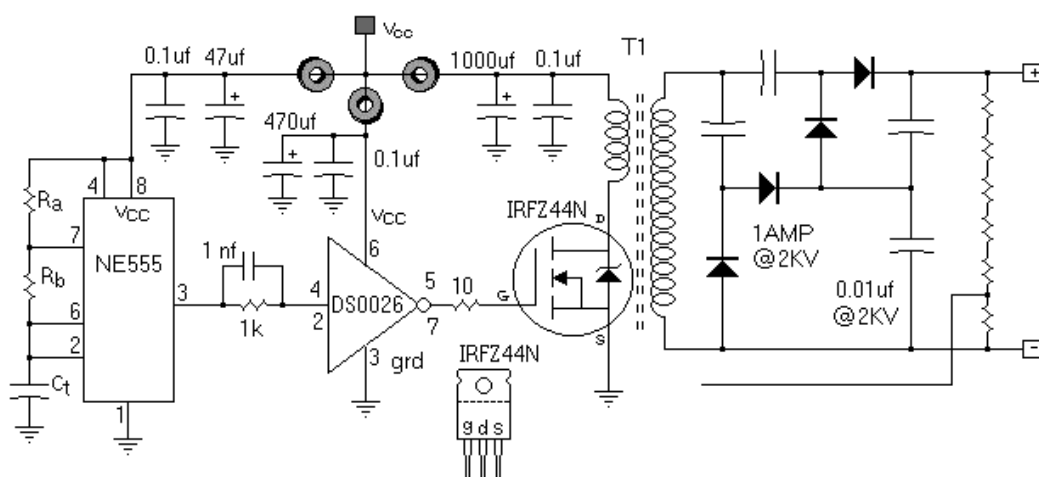


Figura 3.7 - Circuito de Geração de Alta Tensão a Baixa Corrente

Estes circuitos possibilitam que, a partir de uma fonte de tensão contínua, possa-se gerar uma tensão alternada através de osciladores, no caso, da família 555. As saídas destes osciladores contêm *buffers* (transistores e/ou circuitos integrados) de forma a “chavearem” correntes maiores do que as suportadas pelos circuitos integrados 555. Essa corrente chaveada passa por uma das indutâncias do transformador gerando o campo magnético correspondente e induzindo nos terminais da outra indutância a tensão de transformação correspondente. A partir, então, desta tensão, pode-se usar diodos com a finalidade de carregar capacitores e retificar a nova tensão obtida, fazendo um armazenamento primário de energia para ser fornecido, quando necessário, ao circuito no qual será conectado.

No entanto, um transformador transfere potência, o que significa que, se for elevada a tensão de 9V para 180V, isto é, de 20 vezes, e for necessária uma corrente média de 10mA na saída, se faz necessário no mínimo 200mA, na entrada, o que pode rapidamente descarregar as baterias, se ligado constantemente.

A partir destes circuitos, pode-se carregar um capacitor de forma lenta e chaveá-lo rapidamente, como por exemplo, circuitos baseados em transistores MOS-FET, apresentado na figura 3.8.

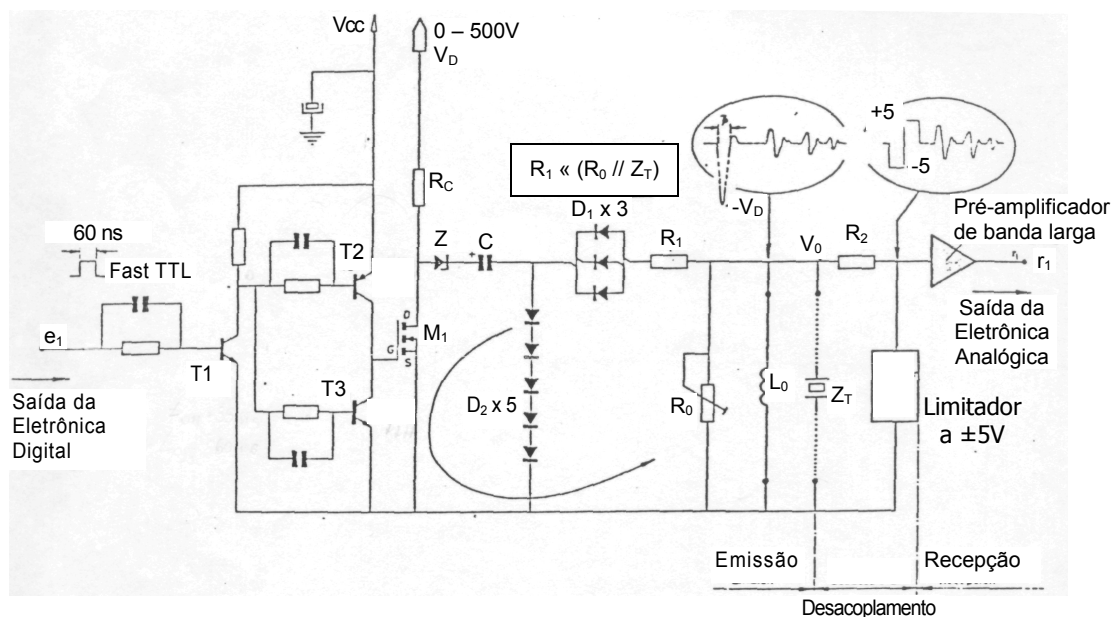


Figura 3.8 - Circuito de Carga e Descarga

No Circuito da figura 3.8, além da sonda (transdutor representado por  $Z_T$ ), têm-se três entradas:  $V_{cc}$ ,  $e_1$  e  $V_D$ .  $V_{cc}$  é a tensão contínua, que será utilizada pelo *Diferenciador de Subida* e pelo *driver* para o transistor MOS-FET ( $M_1$ ). A entrada  $e_1$  corresponde ao pulso que será responsável pelo fechamento da chave e conseqüente pela emissão do pulso de excitação sobre o transdutor e;  $V_D$  será a tensão aplicada no dreno (D) do MOS-FET ( $M_1$ ).

O *Diferenciador de Subida* e o *driver* são unificados pelo conjunto de capacitores e resistores ligados a T1, T2 e T3, inclusive estes. Este conjunto é o responsável em criar um pico com propriedades de uma tensão baixa (alguns Volts) e corrente alta (alguns Ampéres) para poder disparar o mais rápido possível a chave  $M_1$ , a qual possui "alta" capacitância de entrada e exige uma energia considerável para entrar em modo de condução, não sendo possível, portanto, ser fornecida a partir de um sistema digital.

O transistor  $M_1$  é, neste caso, o responsável por realizar o degrau de alta tensão, pois sua propriedade e tecnologia MOS-FET faz com que este suporte altas tensões em termos de eletrônica entre o dreno (D) e a fonte (S), e seja mudado de estado para



baixas tensões (alguns Volts), porém se faz necessário uma corrente razoável para este responder em seu tempo nominal de fabricação (alguns nanossegundos ou menos). Esta velocidade ainda é melhorada pela disposição dos diodos Z e D2, os quais criam uma espécie de *buffer*, a ser abruptamente extravasado quando a taxa de carga da capacitância interna de  $M_1$  já estiver bastante elevada.

Tem-se também a colocação de diodos em disposições em série e paralelo, as quais são para “aumentar” a tensão e a corrente suportadas pelos mesmos, respectivamente.

Os Resistores  $R_C$  e  $R_1$  são limitadores, ou seja,  $R_C$  limita a corrente que é drenada da “fonte” de alta tensão, seja quando a chave eletrônica  $M_1$  estiver aberta e carregando o capacitor C ou quando esta estiver fechada, o que causa praticamente um curto entre  $R_C$  e o ponto-terra do circuito. Note também que, dessa forma limitam-se as correntes que passam por  $M_1$  quando fechada e que, carregam o capacitor, sendo às vezes desnecessárias se usar fonte de alta tensão com limitador de corrente baixa, como os circuitos mostrados anteriormente. O resistor  $R_1$ , por sua vez, limita a corrente de descarga do capacitor, sendo que esta também é praticamente a mesma que passa pelo transdutor.

Os componentes  $R_0$  e  $L_0$  são utilizados para efeitos de casamento de impedância e ajuste da amplitude de excitação e sensibilidade.

Recebido o sinal,  $R_2$  trabalha em conjunto com o limitador a  $\pm 5V$ , para que, principalmente o sinal excitação, não chegue em sua amplitude total à entrada do Pré-Amplificador, o qual tem como máxima entrada 5V, em geral.

O Pré-Amplificador deve ser um circuito (integrado ou discreto) que possua largura de banda de passagem, ou seja, frequência de corte, maior do que a frequência natural de ressonância do transdutor, pois somente desta forma pode-se amplificar o sinal recebido.

Por fim, em  $r_1$  ter-se-á o sinal esperado e já amplificado, porém pode-se notar este já no ponto  $V_0$ , como ilustram os gráficos em balões na figura 3.8, por meio de um sistema como o osciloscópio, por exemplo.

A partir deste ponto segue o processamento (analógico ou digital) deste sinal resultante para convertê-lo em informações úteis para os clínicos poderem diagnosticar e auxiliar estes em tomadas de decisões importantes.

De posse então deste circuito, com o osciloscópio conectado nos terminais que iriam interfacear com a sonda, tem-se um sinal como o esperado, mostrado na figura 3.1.

Assim, com estas informações básicas foi possível construir um circuito de excitação básico para sondas médicas piezelétricas, como apresentado nos capítulos a seguir.

## CAPÍTULO 4

# MATERIAIS E MÉTODOS

Neste projeto foram utilizadas várias sondas para se desenvolver o circuito. Sondas de paquimetria comerciais, sondas que estão em desenvolvimento pelo nosso grupo e uma sonda para ecografia, obtida na EESC-USP.

Todas elas possuem características semelhantes: frequência de excitação da ordem de MHz, são construídas por cerâmicas piezelétricas e são do tipo pulso-eco.

### 4.1 As Sondas Utilizadas

Foram utilizadas para testes quatro sondas de ultra-som: duas desenvolvidas no Departamento de Física da Universidade Federal de São Carlos, com frequência de excitação de 10MHz (vide figura 4.1), que denominaremos aqui por sonda 1 e outra com frequência de excitação de 11,5MHz (vide figura 4.2), que denominaremos aqui por sonda 2; uma de um paquímetro comercial DGH 4059 (vide figura 4.3), que denominaremos aqui por sonda 3; e uma última sonda, sendo para diagnósticos cardíacos, que denominaremos aqui por sonda 4 (vide figura 4.4); obtida junto ao Departamento de Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, que foi desenvolvida pelo Professor Edson Gesualdo e possui frequência de oscilação de 1,5MHz. Esta última foi a mais utilizada em nosso trabalho por ser bem caracterizada, uma vez que foi desenvolvida e amplamente testada pelo grupo do Prof. Edson.



Figura 4.1 - Sonda 1, com frequência de excitação de 10 MHz, desenvolvida pelo nosso grupo em conjunto com a UFSCar.



Figura 4.2 - Sonda 2, com frequência de excitação de 11,5 MHz, desenvolvida pelo nosso grupo em conjunto com a UFSCar.



**Figura 4.3 - Paquímetro comercial DGH 4059 com a Sonda 3.**



**Figura 4.4 - Sonda de ecografia desenvolvida na EESC-USP.**

As sondas 1 e 2 foram avaliadas de acordo com sua resposta em frequência no próprio local de fabricação, já equipado para efetuar tais levantamentos. Os resultados deste equipamento são a frequência natural de oscilação e a impedância ou admitância nesta frequência.

Foi feito o levantamento das características mecânicas e elétricas da sonda 3, tendo-se também a frequência natural de oscilação e a impedância ou admitância nesta frequência.

Por final, foi testada a sonda para ecografia, cuja frequência natural de oscilação é de 1,5 MHz. Esta sonda apresenta a característica e aplicação de ser sensível à variação do fluxo de sangue na circulação, de forma a ser um método não invasivo de avaliação de distâncias. Porém, devido ao seu princípio de funcionamento ser pulso-eco, e trabalhar com alta frequência, a mesma pode ser utilizada para mensurar espessuras relativamente pequenas e uma sonda didática para a construção do circuito que possui estreitas semelhanças com as do paquímetro, que por sua vez devem ter o sinal amplificado, como veremos no decorrer deste trabalho.

As curvas características mostram como a admitância ou a impedância variam em relação à mudança da frequência de entrada nos terminais da sonda. Dessa forma, pode-se encontrar a frequência de ressonância na qual a impedância é mínima e, portanto, a admitância é máxima, e a frequência de anti-ressonância, na qual a impedância é máxima e, portanto, a admitância é mínima.

Com estes valores é possível se ter uma idéia melhor do circuito eletrônico a ser construído para o melhor desempenho em resposta de cada sonda utilizada. Isto é apenas um ponto de partida, pois cada circuito precisa ser sintonizado com a sonda, após conseguir uma resposta da mesma, de modo a poder avaliar esta, conforme a variação de alguns parâmetros no circuito eletrônico, que deverá apresentar um conjunto de parâmetros onde se obtém a melhor resposta.

## 4.2 Circuitos Desenvolvidos

Vários circuitos foram desenvolvidos na tentativa de se obter a excitação da sonda de ecografia, que é o objetivo de nosso trabalho, uma vez que esta sonda é a única que temos total controle, por ser fabricada no Brasil, por um professor que nos forneceu todas as suas características.

Todas as sondas comerciais são segredos tecnológicos e as informações que os fabricantes nos proporcionam são insuficientes para se construir um circuito eletrônico para elas. Por outro lado, a sonda de paquimetria que está sendo desenvolvida para o projeto maior, que é o paquímetro corneano, ainda não está suficientemente adequada para ser testada. Assim, a sonda cardíaca passou a ser o nosso objeto de estudo para o aprendizado e desenvolvimento de circuitos de excitação para sondas de ultra-som de alta frequência.

Todos os circuitos estão descritos a seguir, apontando as limitações de cada um até atingirmos o circuito de excitação final.

### 4.2.1 Primeiro Circuito

---

Com as informações das curvas características da Sonda 1, deu-se início à pesquisa de possíveis circuitos que poderiam ser projetados para tal finalidade.

O primeiro circuito de excitação da sonda baseia-se na idéia de carga lenta de um capacitor, e descarga rápida do mesmo sobre a sonda, em série com um indutor, para finalidades de casamento de impedância de entrada. Um diagrama em blocos mostrando este princípio pode ser analisado através da figura 4.5.

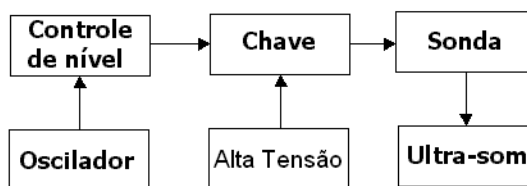


Figura 4.5 - Diagrama em Blocos do Primeiro Circuito de Excitação.

No diagrama em blocos apresentado na figura 4.5 temos as seguintes descrições:

- **Oscilador:** circuito responsável por periodicamente emitir um pulso na forma mais aproximada possível de um degrau.
- **Controle de nível:** conjunto de dispositivos eletrônicos para formar um diferenciador, *buffer* e/ou *driver* para a chave conforme suas exigências
- **Chave:** dispositivo que irá chavear um nível de alta tensão para zero ou vice-versa, gerando um pulso que será aplicado nos terminais da sonda
- **Alta Tensão:** nível de tensão alto o suficiente para excitar a sonda e fazer com que a mesma gere um pulso de ultra-som
- **Sonda:** elemento físico constituído pelo transdutor e seus acessórios, como mostra a figura 2.1.
- **Ultra-Som:** pulso de ultra-som então resultante da ação de todo o sistema detalhado neste diagrama em blocos.

Dando seqüência à pesquisa de circuitos, chegou-se ao circuito de recepção, o qual pode ser representado pelo diagrama em blocos apresentado na figura 4.6.

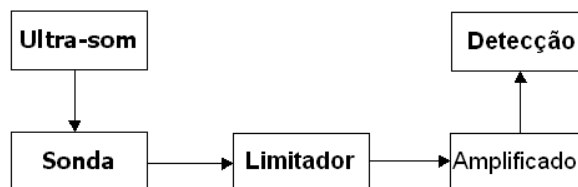


Figura 4.6 - Diagrama em Blocos do Primeiro Circuito de Recepção.

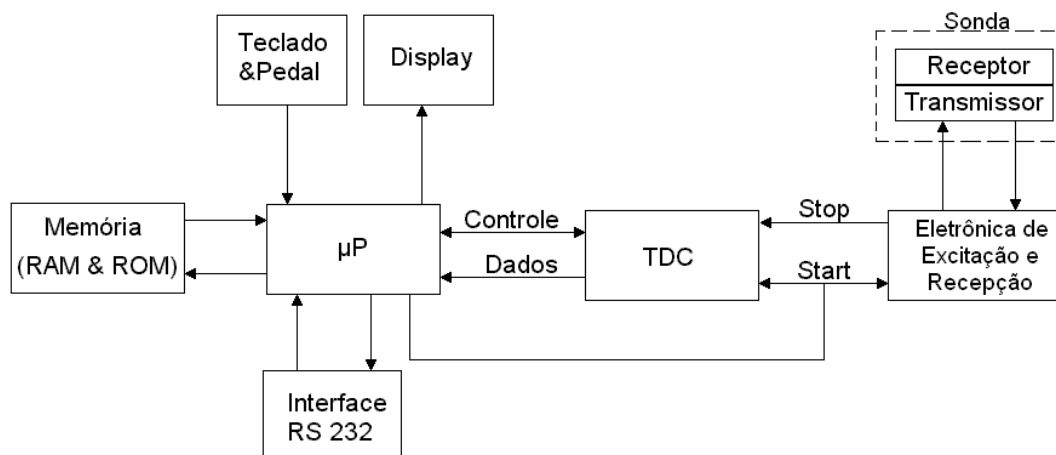
No diagrama em blocos apresentado na figura 4.6 temos as seguintes descrições:

- **Ultra-Som:** pulso de ultra-som que é retornado de cada interface com impedância acústica diferente e atinge a sonda.
- **Sonda:** elemento físico constituído pelo transdutor e seus acessórios, como mostra a figura 2.1.
- **Limitador:** circuito por limitar o nível de tensão proveniente dos terminais da sonda com a finalidade de não causar danos à entrada sensível e limitada do amplificador ou pré-amplificador a ser utilizado.
- **Amplificador:** circuito eletrônico integrado, devido às altas freqüência em operação, com a finalidade de amplificar, e em alguns casos até filtrar, o sinal proveniente da

sonda e limitado para que possa ser trabalhado por dispositivos discretos e menos sensíveis aos nível de sinal da sonda.

- **Detecção:** dispositivo que irá processar os dados recebidos e exibir informações úteis para o operador do sistema como um todo.

O ideal seria chegar a um circuito completo, unindo toda a parte de eletrônica digital e eletrônica analógica em um só dispositivo. Um aprofundamento neste sentido resultou na geração de um diagrama em blocos do sistema como um todo, como mostra a figura 4.7.



**Figura 4.7 - Diagrama em Blocos do Sistema de Paquimetria Ultra-Sônico Completo**

Este diagrama mostra toda a lógica para se chegar a um sistema de medida de espessuras por ultra-som, sendo cada bloco explicado a seguir:

- **μP:** Este é o microprocessador responsável por todo o sistema. Neste caso, é o dispositivo que recebe sinais e controla o sistema. Assim sendo, possui as seguintes funções: gerenciar a memória, comunicação externa (para receber ou emitir dados para um computador externo, por exemplo), cálculo de distância, iniciar ou interromper uma medida, detectar problemas com o contador de tempo (TDC), com os receptor e emissor de sinais de ultra-som e com a sonda, controlar sinais de teclado e pedal, além de mostrar tudo o que ocorre em um *Display* para o usuário saber em que passo do processo o aparelho está em operação.
- **Teclado & Pedal:** O teclado e o pedal são a interface simples e prática com o usuário.
- **Memória:** A memória é necessária para que os dados colhidos seja armazenados para posterior impressão ou envio dos dados a um computador.
- **Interface RS232:** Esta interface é o dispositivo responsável por realizar comunicação com um computador externo, impressora ou algum outro dispositivo externo para os devidos fins.

- **Display:** Os dados e informações úteis ao usuário do aparelho serão mostrados através deste dispositivo.
- **TDC (Time Division Counter):** Responsável por contar o tempo de forma digital, tendo como princípio de funcionamento um sinal que inicia a contagem, um que pára a mesma e outro que incrementa a contagem em intervalos de tempo definido. Dessa forma, quanto menor o intervalo de tempo para incrementar a contagem, mais precisa esta será. Este bloco pode representar um único dispositivo ou vários dispositivos formando um lógica para executar a tarefa almejada.
- **Eletrônica de Excitação e Recepção:** Este bloco consiste na eletrônica analógica discreta para que sejam trabalhados sinais de grande amplitude de tensão e picos altos de corrente, sendo que, ao mesmo tempo precisa estar com “casamento de impedância” com a sonda para que sejam transmitidos e recebidos sinais com a máxima eficiência. Além disso, cabe à eletrônica analógica discreta incluir um amplificador de sinal e preparar este sinal já amplificado para interagir com a parte digital do sistema.

Para especificação e caracterização dos componentes eletrônicos necessários para o início das montagens e testes, foram feitas simulações com os mesmos em várias situações e disposições diferentes. Cada uma dessas simulações foi feita a partir de uma análise prévia do funcionamento de cada componente e do circuito como um todo, além do dimensionamento dos valores de tempos, tensões e correntes que precisariam ser obtidos para a conformidade do funcionamento do sistema de excitação e recepção do sinal de ultra-som.

Partindo do princípio do circuito equivalente da sonda [7,8,9,11,12] utilizada em piezo-cerâmica, tem-se o seguinte circuito a ser adotado nas simulações (figura 4.8):

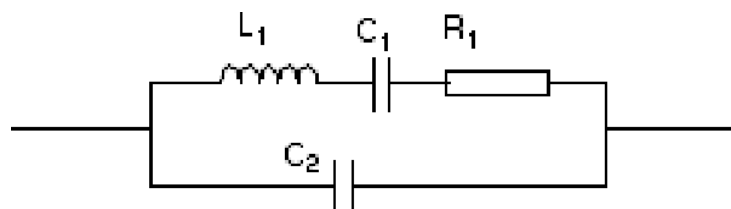


Figura 4.8 - Circuito equivalente da sonda piezo-cerâmica

Fazendo agora uma análise de qualidade da sonda, variando a frequência na entrada e medindo-se a amplitude do sinal referente sobre a mesma, pode-se, através do gráfico e fórmulas [11,12] - vide figura 4.9 -, estipular os parâmetros acima de uma dada sonda.

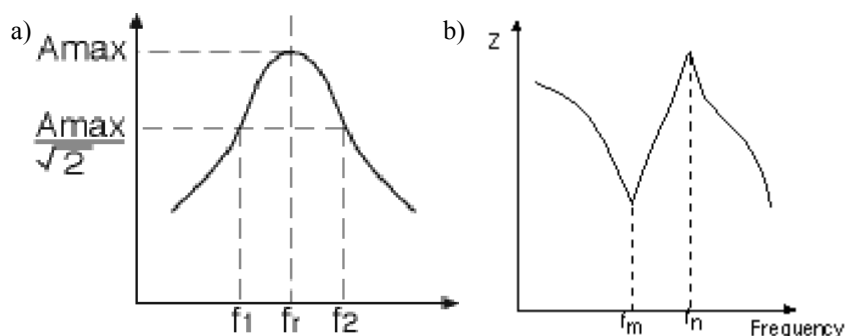


Figura 4.9 - Gráficos da Curva Característica. a) Admitância; b) Impedância.

A partir destes gráficos, podemos trabalhar as equações de 4.1 a 4.7 para que se obtenha um melhor casamento de impedância, porém este fica sendo muito difícil diante das informações que possuímos sobre as características das sondas.

$$Q_M = \frac{f_r}{f_2 - f_1} \quad (4.1)$$

$$Q_M = \frac{f_a^2}{2 \cdot \pi \cdot f_r \cdot Z_r \cdot C \cdot (f_a^2 - f_r^2)} \quad (4.2)$$

$$Y = Y_d + Y_m \quad (4.3)$$

$$Y_d = j\omega C_2(1 - j\phi) \quad (4.4)$$

$$Y_m = \frac{1 - j2\phi}{j\left(\omega L_1 - \frac{1}{\omega C_1}\right) + R_1} \quad (4.5)$$

$$\omega_R^2 = \omega_0^2 = \frac{1}{L_1 C_1} \quad (4.6)$$

$$\omega_A^2 = \frac{1}{L_1} \left( \frac{1}{C_1} + \frac{1}{C_2} \right) \quad (4.7)$$

onde:

$Q_M$  é a qualidade da resposta do transdutor em termos de mensuração da potência concentrada em torno da frequência natural de oscilação do transdutor.

$f_1$  é a menor frequência de rote na resposta em frequência do transdutor.

$f_2$  é a maior frequência de rote na resposta em frequência do transdutor.

$f_r$  é a frequência natural de oscilação do transdutor.

$f_a$  é a frequência de anti-ressonância.

$Z_r$  é a impedância apresentada pelo transdutor em sua frequência de ressonância.

$C$  é a capacitância apresentada pelo transdutor em sua frequência de ressonância.



$Y_d$  é a admitância apresentada pelo transdutor em sua frequência de ressonância devido ao dielétrico.

$Y_m$  é a admitância apresentada pelo transdutor em sua frequência de ressonância devido ao processo de vibração mecânica do mesmo.

$C_1$  é a capacitância que surge devido ao dielétrico.

$C_2$  é a capacitância equivalente analisando a resposta do sistema mecânica de vibrações.

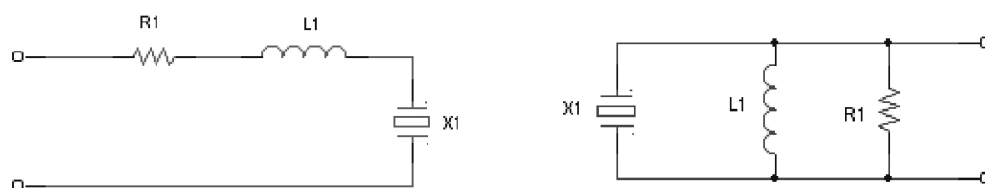
$R_1$  é a resistência equivalente analisando a resposta do sistema mecânica de vibrações.

$L_1$  é a indutância equivalente analisando a resposta do sistema mecânica de vibrações.

$\omega_R^2$  e  $\omega_0^2$  são os mesmos, especificando a frequência de ressonância do transdutor.

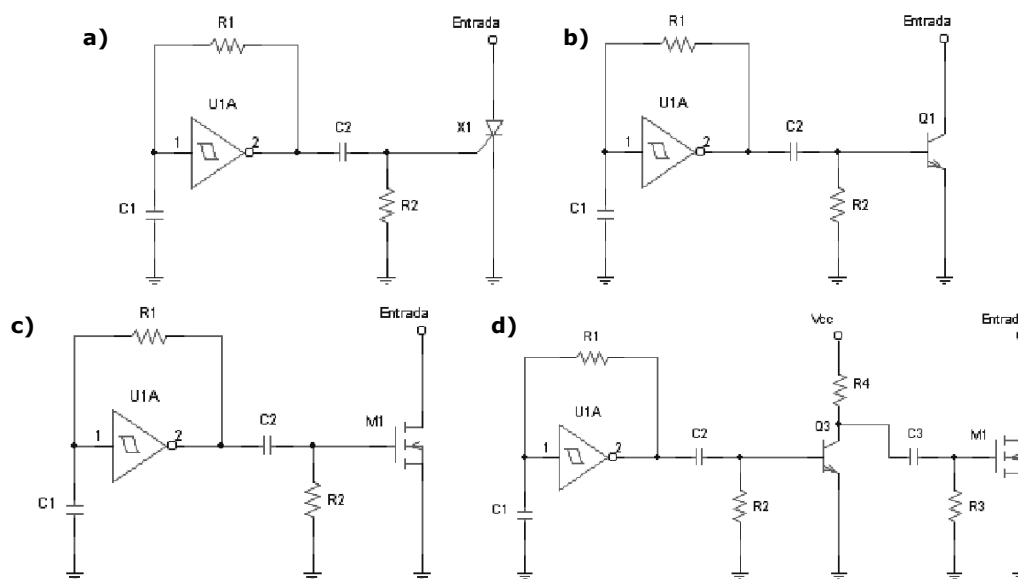
$\omega_A^2$  é a frequência de anti-ressonância do transdutor.

A partir destes dados, então, é possível propor formas de casamento de impedância para com a sonda, como pode ser visto na figura 4.10.



**Figura 4.10 - Casamento de Impedância: a) Série; b) Paralelo.**

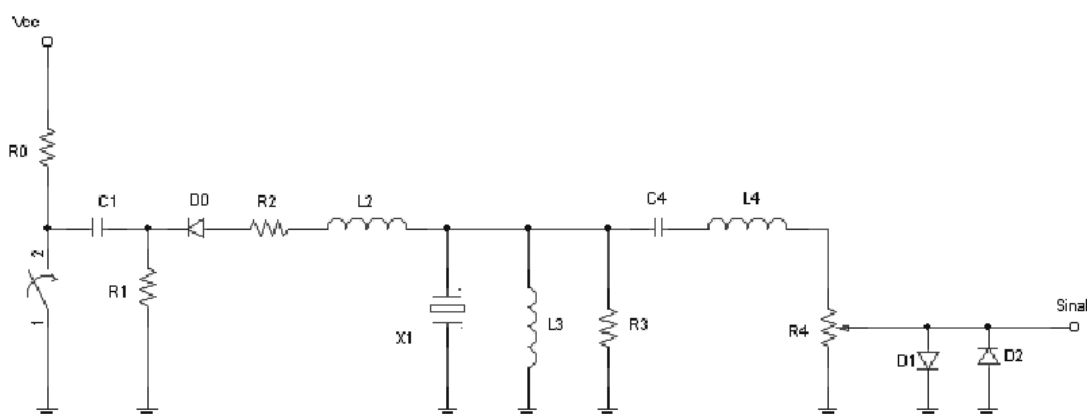
Numa primeira fase, foram montados vários circuitos simples para análise do comportamento dos possíveis tipos de chaves eletrônicas disponíveis no mercado. Estes testes podem ser representados pelos circuitos da figura 4.11.



**Figura 4.11 - a) Teste com Tiristor; b) Teste com BJT; c) Teste com Mos-Fet; d) Teste com Mos-Fet excitado por BJT**

Depois de realizadas as simulações e testes reais com os circuitos representados na figura 4.11, montamos um circuito para chaveamento reverso rápido, casamento de impedância de entrada e de saída com a sonda, limitador e amplificador (ligado ao osciloscópio) do sinal de eco proveniente da mesma.

Baseando-se então nos princípios relatados anteriormente, condizentes ao casamento de impedância eletrônica e ressonância da sonda pelo circuito eletrônico equivalente da mesma, pôde-se chegar a um circuito como o mostrado na figura 4.12.



**Figura 4.12 - Circuito analógico para sondas piezo-cerâmicas.**

Foram então montados os circuitos substituindo-se a chave apresentada no circuito da figura 4.12 por cada circuito chave apresentado na figura 4.11. Cada resultado apresentava o comportamento fora do esperado do circuito de chaveamento, apesar de indicar a funcionalidade do sistema de excitação da sonda.

Assim, foram ajustados os componentes dos circuitos, inicialmente via simulação em computador, pelo *software PSpice* e posteriormente na prática, chegando a um primeiro circuito de excitação da sonda que fosse possível visualizar o sinal de eco no osciloscópio, apesar da baixa relação Sinal/Ruído.

Este circuito foi a associação do circuito apresentado na figura 4.11.d com o da figura 4.12, tendo alguns parâmetros ajustados, para, então, ser possível satisfazer às características das sondas 1, 2 e 3. A sonda 3 foi a única que apresentou um resultado com sinal de eco com amplitude visualmente acima do ruído, porém ainda muito pequeno, como mostra a figura 4.13 com média de 128 amostras, o que é de certa forma inviável em um sistema final. Os primeiros gráficos colhidos, tanto com a sonda 1 quanto com a 2, são extremamente semelhantes. Os gráficos referentes à sonda 1 podem ser vistos na figura 4.14 a e b.

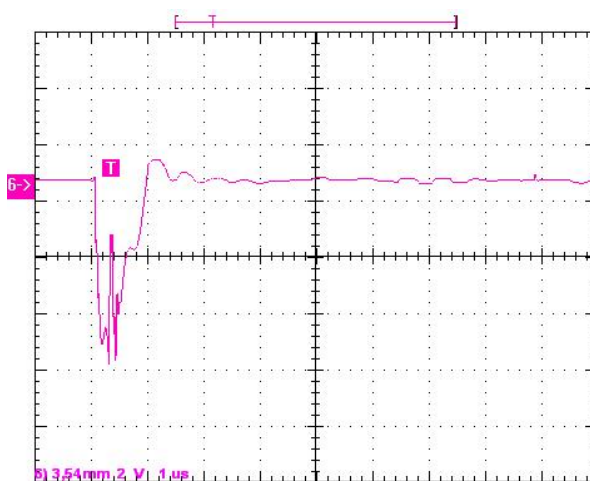


Figura 4.13 - Repostas do circuito da figura 4.12 sobre a sonda 3 com média de 128 amostras.

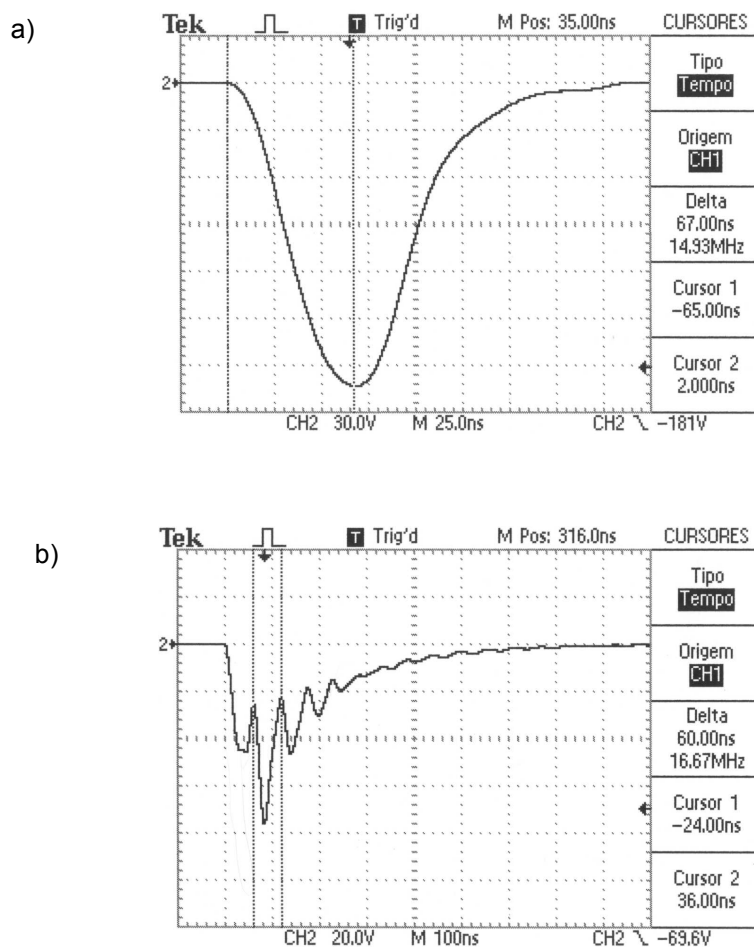


Figura 4.14 - Repostas do circuito da figura 4.12. a) Sem a Sonda; b) Com a Sonda 1.

No caso da resposta da figura 4.14.b, foi usada a sonda 1. Porém, tanto a sonda 1 como a 2 apresentaram a mesma resposta ao pulso, que como pode ser notado, seus módulos de amplitudes foram reduzidos de 200V para aproximadamente 80V. Mesmo com estas sondas colocadas em operação para retorno de eco, nada foi notado. Também é perceptível que existe uma soma de sinais de oscilação, podendo indicar problemas na seção de apoio da sonda, isto é, no amortecimento, e também no tempo do pulso de excitação, resultando numa frequência incorreta acima de 16 MHz.

A conclusão foi, a princípio, que as sondas estavam sobrecarregando o circuito e não havia indícios aparentes de que estas estavam funcionando plenamente. Estas sondas estavam em desenvolvimento inicial no Laboratório de Instrumentação Oftálmica – EESC/USP e FMRP/USP em conjunto com a Universidade Federal de São Carlos e ainda não haviam sido testadas em termos de nível de tensão para excitação, potência de saída e sensibilidade, apenas possuíamos meios de medir a resposta em termos da impedância em relação à frequência.

O mesmo não foi detectado ao se utilizar a sonda 3, do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – USP, que apesar de não ser possível separar plenamente o eco do ruído, mostrou-se não sobrecarregar o circuito.

### 4.2.2 Circuitos Seguintes

---

Após, então, ter-se estudado todos os parâmetros necessários para que se pudesse chegar a um circuito que realmente nos levasse a um resultado satisfatório, além de já se ter montado alguns outros circuitos, que não apresentaram resultados esperados, partiu-se para alguns testes empíricos.

A grande dificuldade destes testes é o desconhecimento de muitos dos parâmetros que se faziam necessários para aplicação das curvas da figura 4.9 e das equações 4.1 a 4.7.

Assim, foi simulado um circuito que apresentaria o comportamento do casamento de impedância e banda de passagem variando o elemento selecionado. Estes valores podem ser notados através da figura 4.15, onde este expressa um filtro RLC, onde C é capacitância da sonda, geralmente compreendida entre 10 pF e 60 pF. Considerando, então, a indutância da sonda  $L=10\ \mu\text{H}$ , que também é um valor a ser considerado diante dos valores de frequência natural de ressonância dos transdutores utilizados (sonda 1, 2 e 3). Assim, variando-se R, conforme indicado, pode-se ter a largura de banda de passagem desejada a fim de eliminar ruídos e melhorar a transferência de potência para a sonda.

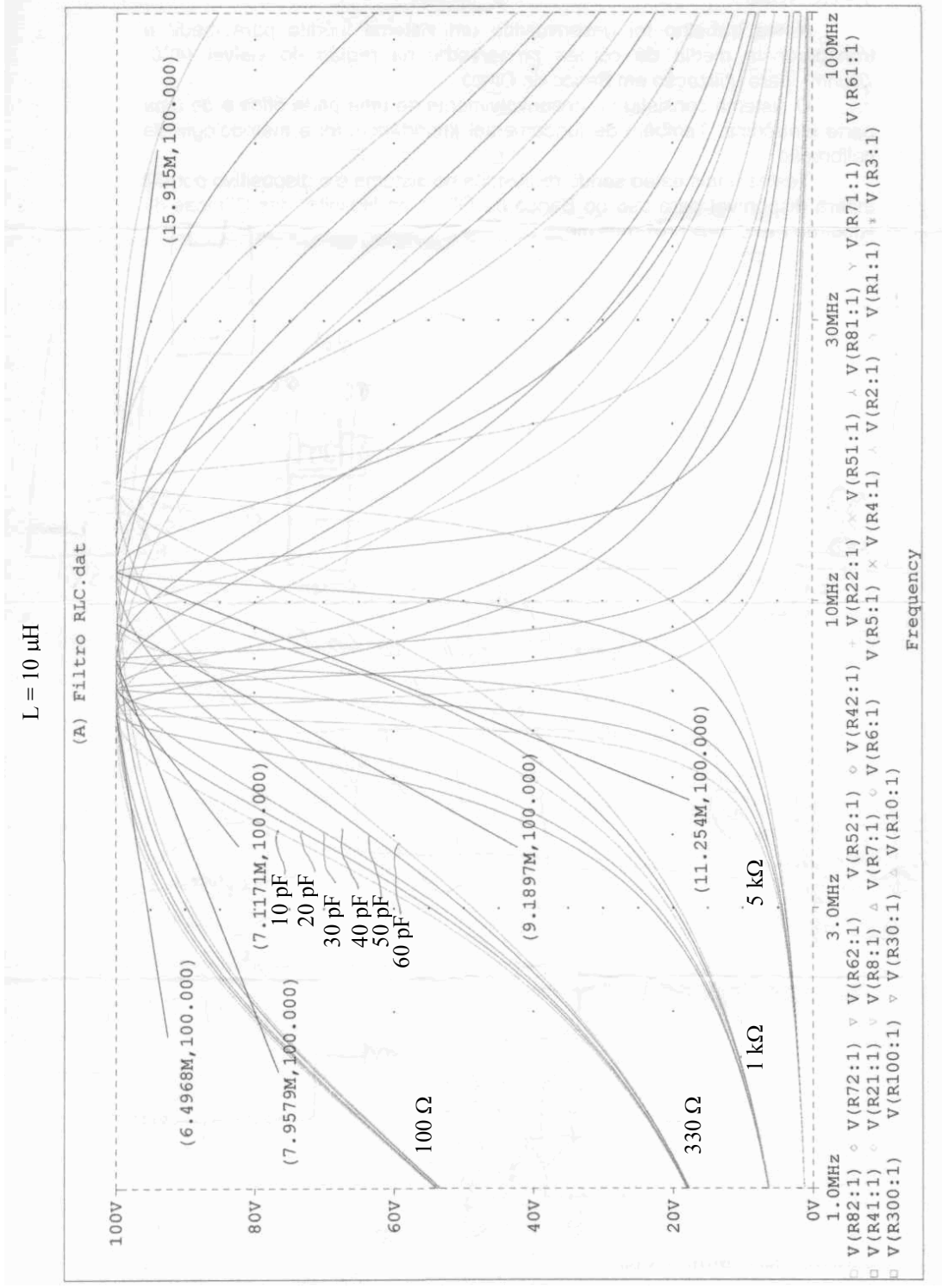


Figura 4.15 - Reposta em frequência para cada possível casamento de impedância das sondas 1,2 e 3, com sintonia por capacitância e resistência.

Assim, alguns circuitos foram simulados e montados em *protoboards*, realizando testes até atingir um ponto satisfatório. Foram variados todos os possíveis componentes que poderiam influenciar na resposta. Sendo o primeiro desta nova série a forma mais direta de se chavear um circuito (vide figura 4.16)

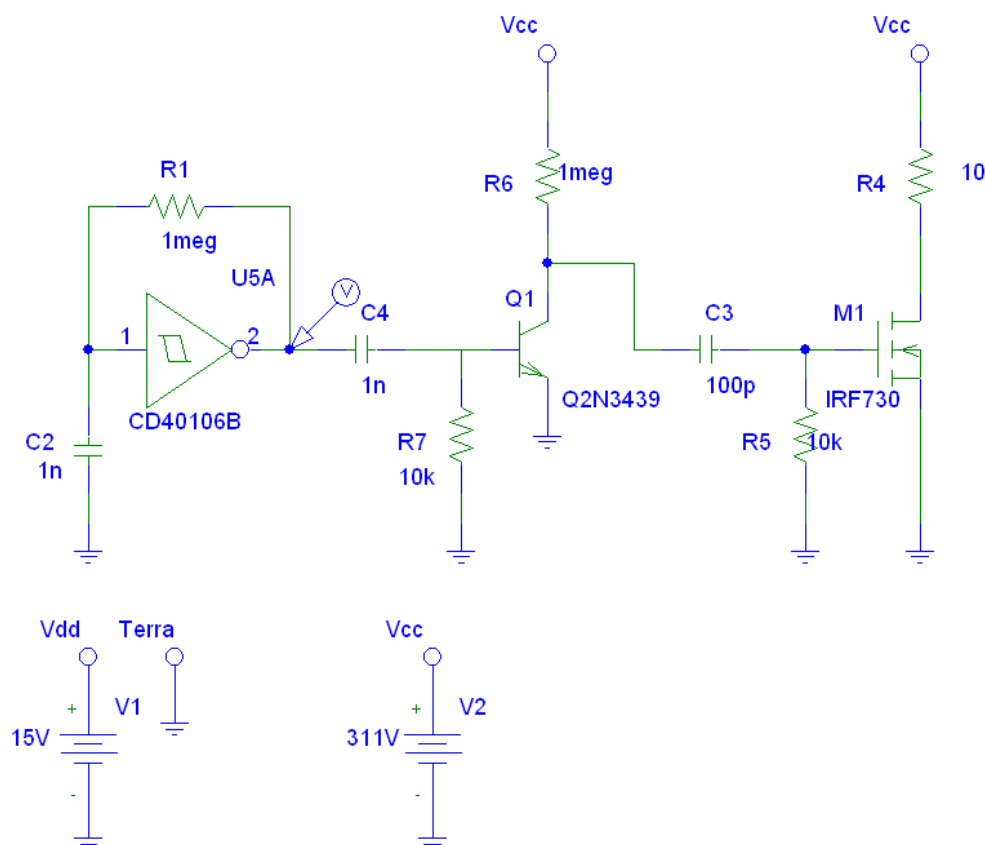


Figura 4.16 - Chaveamento direto da tensão através de M1.

No circuito da figura 4.16 foi implementado um oscilador astável com o CMOS lógico inversor CD40106B, o qual tinha seu sinal derivado por C4, porém já neste ponto o sinal não era suficiente para fornecer uma corrente para chavear Q1, o qual chavearia M1. Este componente foi inicialmente utilizado por apresentar uma mudança de nível (de 0 para 18V) em um tempo relativamente curto em relação aos demais componentes disponíveis para este princípio.

Detectada então a falha no uso deste componente, foi então testado um componente de corrente lógica maior, o 555C (vide figura 4.17). Com este componente conseguiu-se disparar Q1, apesar de aumentar a complexidade do circuito neste ponto. Porém M1 ainda não respondia como o esperado: chavear 220V em 7ns, que era possível de se atingir na simulação.

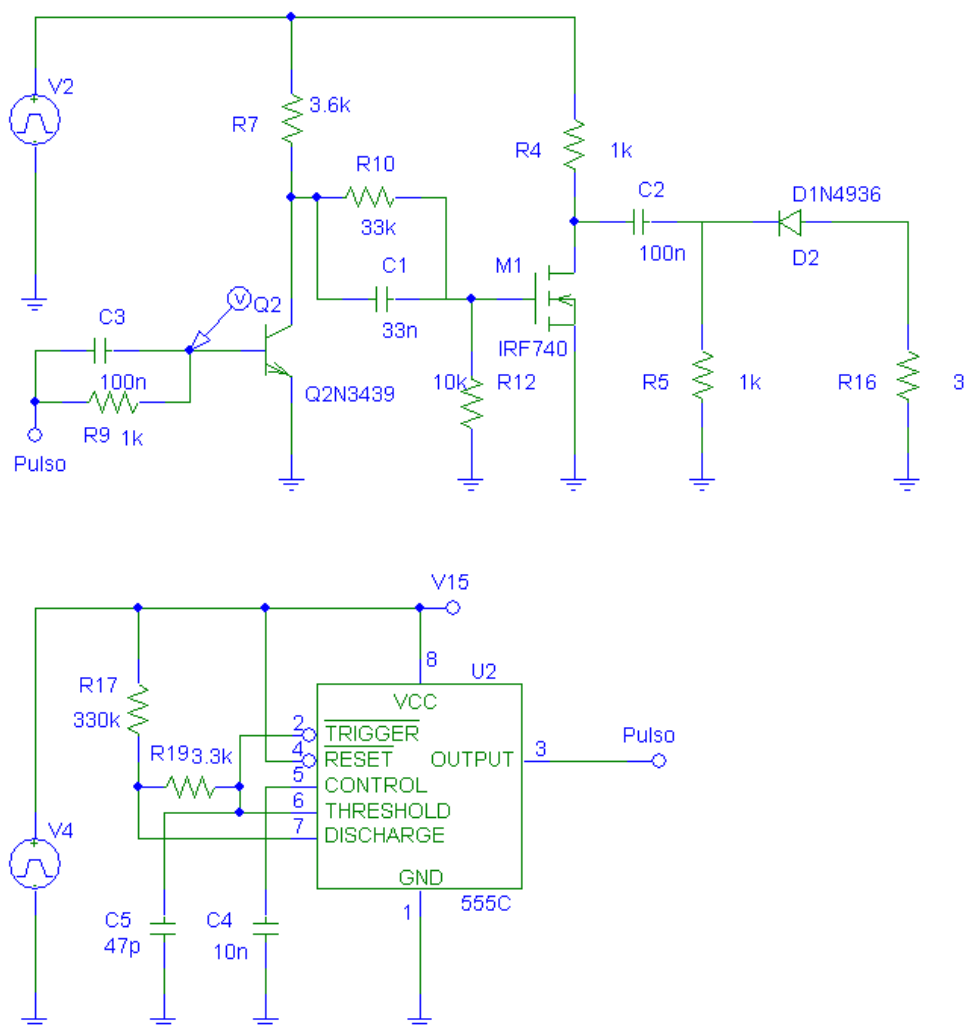


Figura 4.17 - Uso do 555C como astável.

Ainda realizando mais tentativas, substituindo-se vários componentes, obtivemos um circuito ainda mais complexo, que na simulação proporcionava o sinal de retorno esperado melhor que anteriormente, visto que também se tentou adicionar ao circuito, o circuito equivalente da sonda. Este circuito pode ser visto através da figura 4.18.



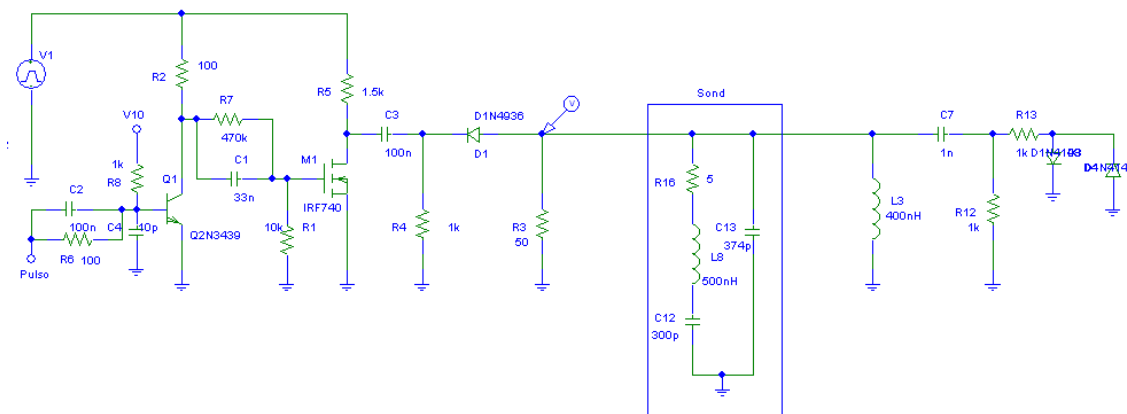


Figura 4.18 - Circuito aperfeiçoado.

Ainda assim, após tentativas de todos os valores propostos, a partir do esquema da figura 4.15, não se obtinha resposta satisfatória com a sonda acoplada, como mostra a figura 4.19.

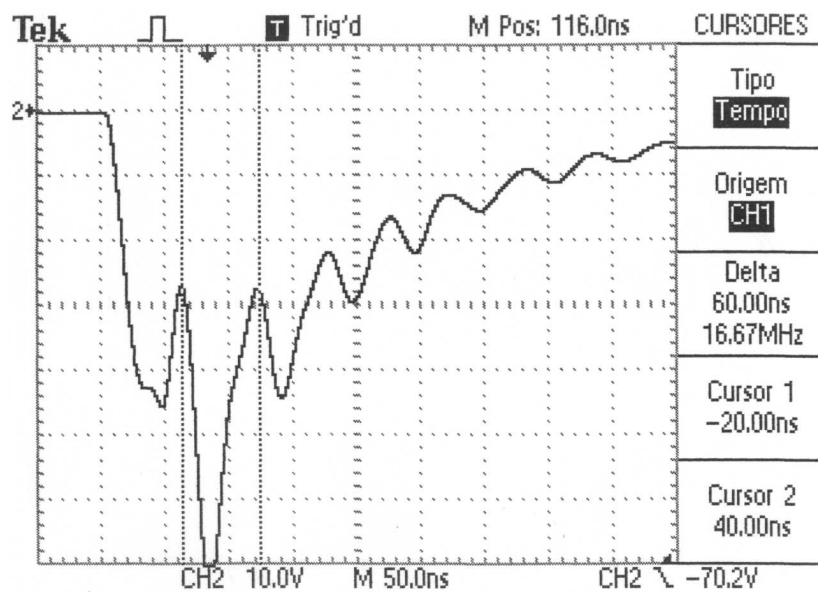


Figura 4.19 - Respostas do circuito da figura 4.18.

Este fato indicava que a sondas testadas (sonda 1 e sonda 2) apresentam uma seção de apoio ruim, isto é, o casamento acústico do material de apoio com o PZT não era satisfatório, resultando em um pulso de duração muito longa, ocasionando um efeito de “rebatimento”. Este efeito pode causar uma intersecção com o sinal de eco, que teoricamente seria recebido. Porém movimentando-se a sonda, não se nota movimento de nenhuma forma de interferência, que se move proporcionalmente ao movimento com a sonda.

Para corroborar o fato de que as sondas ainda não eram funcionais, um novo circuito foi implementado numa tentativa de reunir todas as melhores características dos circuitos anteriores em um só, como mostra a figura 4.20.

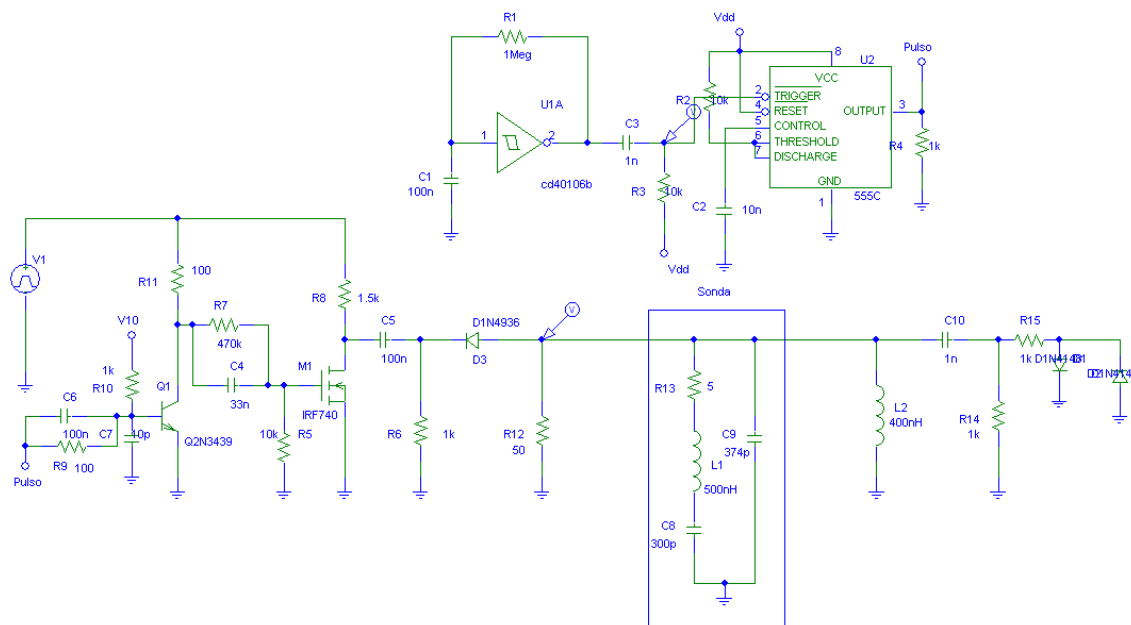


Figura 4.20 - Último circuito para testes das sondas 1 e 2.

Mesmo com este circuito, relativamente complexo, não foi possível obter um resultado próximo ao esperado, ficando aqui concluído que as sondas 1 e 2 não estavam respondendo como o esperado.

Assim, foi testada a sonda cardíaca (sonda 4), cujos parâmetros de suas características eram amplamente conhecidos, por ter sido desenvolvida na EESC, pelo Prof. Edson Gesualdo, que vem colaborando com esta pesquisa.

Por ser uma nova sonda, implementamos o circuito apresentado na figura 4.21.

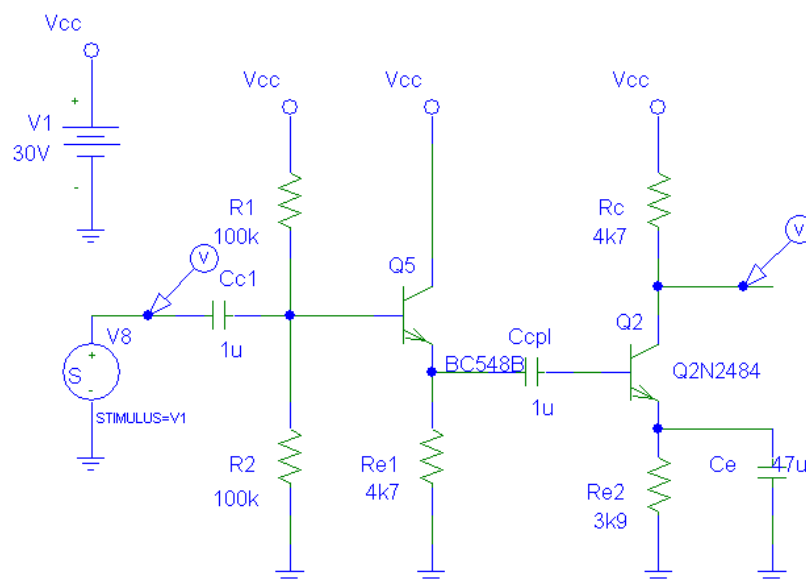


Figura 4.21 - Primeiro circuito para a sonda 4.

Neste primeiro circuito foram encontrados problemas com chaveamento no *driver* primário, realizado pelo transistor BC548B, além de um outro fator, que era seu limitante de tensão entre o emissor e coletor de 30V. Trocou-se, então, este por outro igual ao Q2, como mostra a figura 4.22.

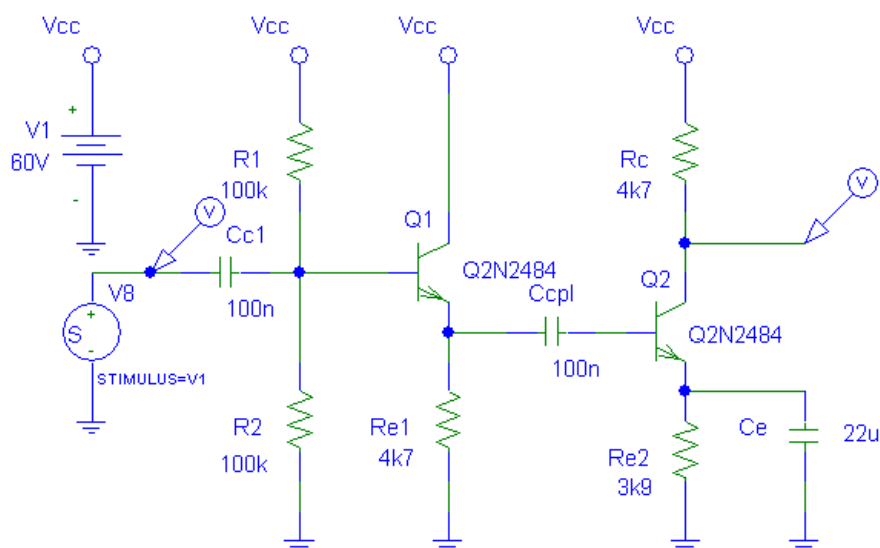


Figura 4.22 - Segundo circuito para a sonda 4.

Este novo circuito apresentou resultados apenas satisfatórios. Assim, projetou-se um novo circuito bastante semelhante, porém baseado num princípio totalmente diferente. Este circuito é conhecido como “cascata de emissor comum – coletor comum”, como pode ser visto na figura 4.23.

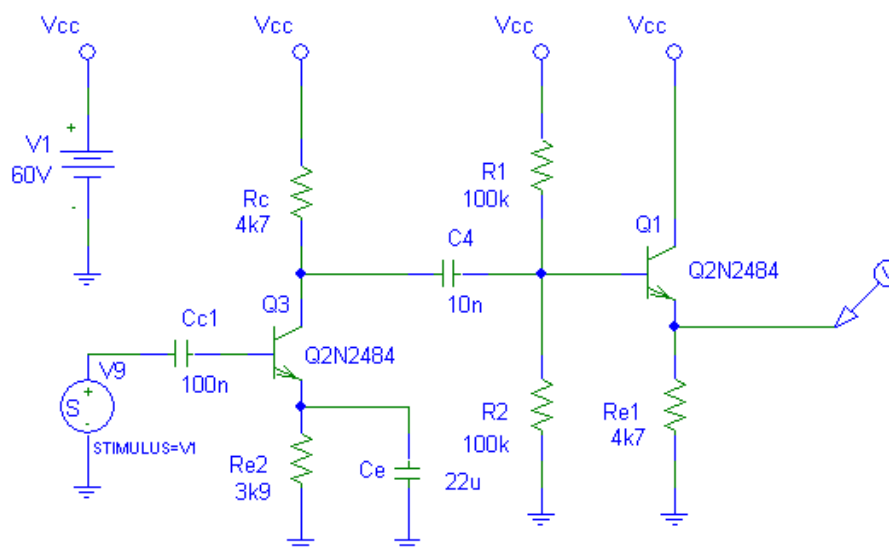


Figura 4.23 - Terceiro circuito para a sonda 4 (cascata de emissor comum – coletor comum).

Com o presente circuito foi possível atingir resultados satisfatórios para o projeto em questão. A curva que retrata o ponto satisfatório atingido está detalhada na figura 4.24.

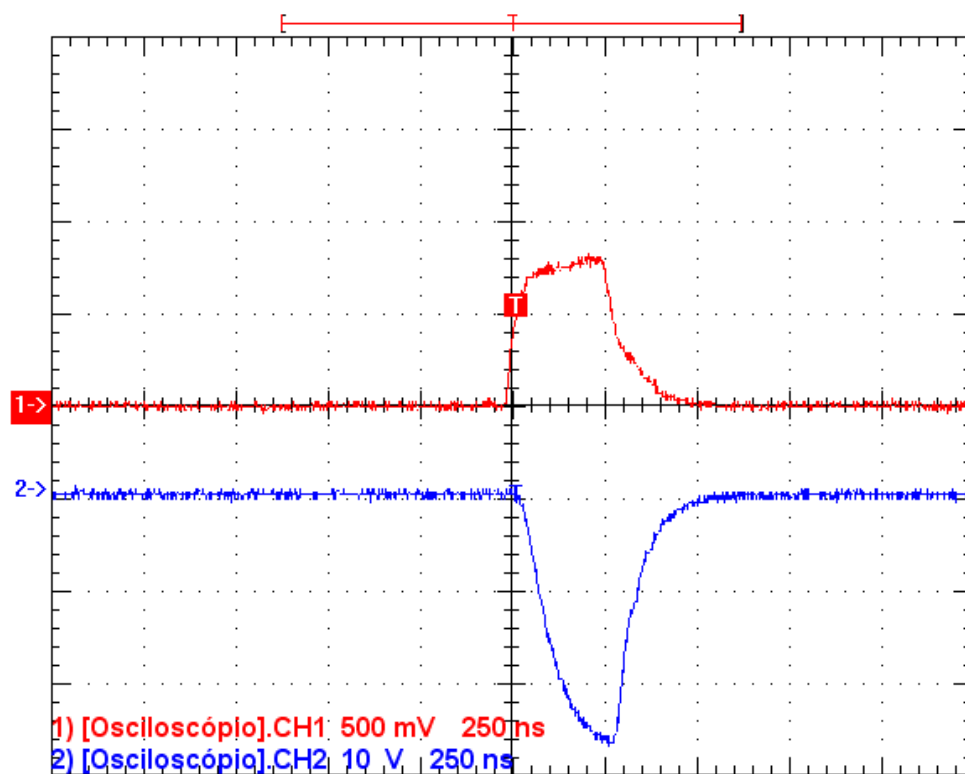


Figura 4.24 - Resposta do terceiro circuito para a sonda 4.

Nesta figura a primeira linha representa o *trigger* que foi utilizado para captura do sinal, sendo este o sinal lógico de disparo. O segundo sinal representa os dados capturados do pulso resultante para excitar a sonda 4, o qual apresenta todas as características que queríamos obter para, então, coletar os resultados que concluiriam este trabalho, como será apresentado no capítulo 5.

## 4.3 Montagem Prática

A montagem prática do sistema se dá em bancada de montagem eletrônica e utiliza-se de equipamentos de mensuração eletrônicos de alta tecnologia, contando para tanto com dispositivos eletrônicos comerciais.

### 4.3.1 Instrumentação Utilizada

Para a montagem de circuitos de testes foi utilizado o protoboard comum, um multímetro digital (Minipa ET-2042), para medidas instantâneas, fontes de alimentação, para as diversas partes do circuito, e um osciloscópio (Tektronix TDS-220), para medidas bastante precisas no decorrer do tempo.

O sistema era auxiliado por computador para armazenar dados e/ou criar gráficos e tabelas, além de permitir acesso, principalmente via internet, aos mais variados documentos e especificações dos componentes e circuitos a serem utilizados.

A bancada padrão utilizada por ser vista na figura 4.25.

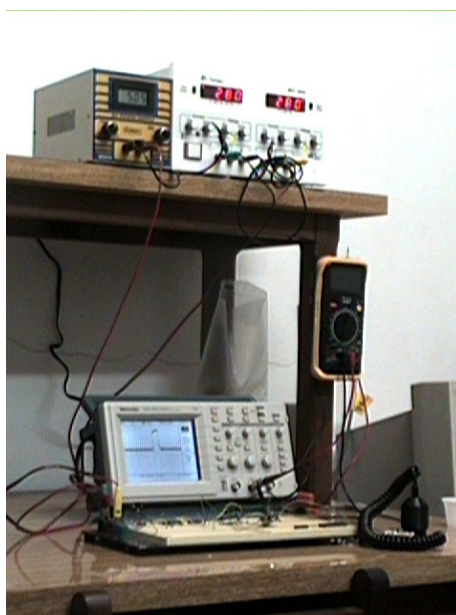
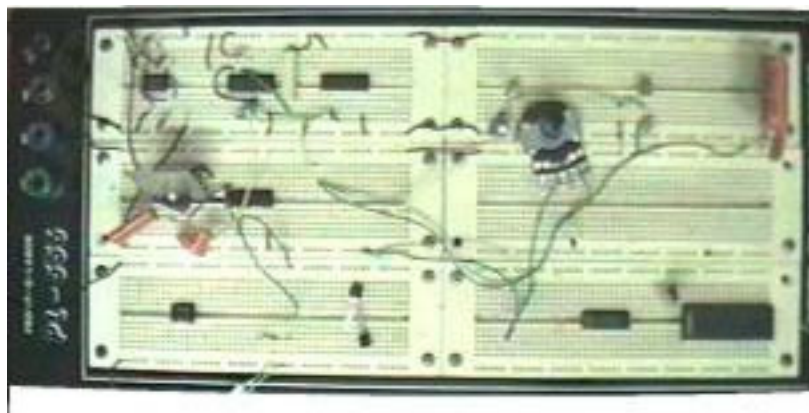


Figura 4.25 - Bancada de Testes.

O protoboard com um dos circuitos montados pode ser visto na figura 4.26. O *protoboard* utilizado foi um da marca e modelo PL-555.



**Figura 4.26 - Protoboard com um dos circuitos implementado.**

O osciloscópio utilizado foi um Tektronix TDS-220 (vide figura 4.27) Uma característica fundamental deste equipamento para o nosso trabalho é sua resposta em frequência e impedância de entrada, as quais deveriam ser grandes o suficiente para analisar os sinais em vários pontos do circuito com boa precisão, sem que o circuito sofra perdas (ou inclusão de ruído) significativas ante o resultado esperado.



**Figura 4.27 - Osciloscópio utilizado no desenvolvimento do trabalho.**

### 4.3.2 Montagem

---

O processo de montagem de cada circuito descrito anteriormente se deu por montagem em *protoboard*. Nestes processos pode-se observar claramente que, na faixa de frequências na qual estávamos trabalhando, as placas de ligação do *protoboard* comportavam-se como antenas, capturando o sinal presente no ambiente influenciando no resultado como um fator adicionador de ruído.

Contudo, devido ao fato de ser apenas para teste, o *protoboard* apresentou-se muito prático nos processos de montagem, notado que dessa forma era possível alterar rapidamente o circuito, trocando componentes eletrônicos e visualizando o sinal rapidamente no osciloscópio.

Nas montagens dos circuitos da figura 4.11, foi utilizada uma das fontes de alimentação com tensão com regulagem em 15 V para os dispositivos lógicos e transistores BJT, notado que a tensão máxima suportada pelos dispositivos lógicos CMOS utilizados é de 18 V e para os transistores BJT de 30 V. A outra fonte, que era dupla e tensão máxima de cada parte de 30 V, foi ligada em série, resultando numa diferença de potencial de 60V, o qual foi aplicado no ponto “Entrada”, sempre passando por um resistor limitador, quando utilizando os transistores CMOS de 400 V.

Nos caso do BJT e do Tiristor, foram reguladas para fornecer uma diferença de potencial de 30 V, não comprometendo dessa forma os dispositivos. Com estas montagens pôde-se analisar os tempos de respostas para chaveamento de cada circuito isoladamente.

Isoladamente também, foi montado o circuito da figura 4.12 e cada “circuito chave” era ligado separadamente para se analisar as respostas individuais. As possibilidades de valores, para cada componente eletrônico esquematizado, resultantes do conjunto desses circuitos somavam um número muito grande. Realizando algumas alterações, foi possível identificar os componentes mais críticos.

Previamente aos testes na bancada, foi simulado no computador, ainda através do programa *Pspice*, os diferentes valores destes componentes mais críticos no sistema, o que resultou em um gráfico de respostas apresentado pela figura 4.15.

Com uma pré-visualização dos resultados em resposta esperados, foram feitos os testes com quase todos as combinações possíveis de componentes, o que chamamos anteriormente de ajuste, para se obter o melhor resultado. Foram descartadas as combinações que, pela simulação, não seriam consideráveis no resultado.

Após colhermos alguns dados, gráficos e tabelas, feito uma análise dos circuitos até então montados, partimos para outros modelos apresentados nas figura 4.16, 4.17, 4.18 e 4.20.



Estes modelos se caracterizam por um aperfeiçoamento consecutivo de cada um dos circuitos para se chegar a uma resposta mais satisfatória. Como de um para outro a mudança se dava praticamente por blocos, a montagem em *protoboard* foi essencial para que fosse possível o teste de vários valores de componentes eletrônicos, não exigindo a montagem completa de outro circuito e também abrigando o conceito de montagem em blocos e simplesmente desconectando um e ligando outro sem que houvesse muitas mudanças. Houve casos em que foi preciso voltar a um determinado circuito para uma segunda análise.

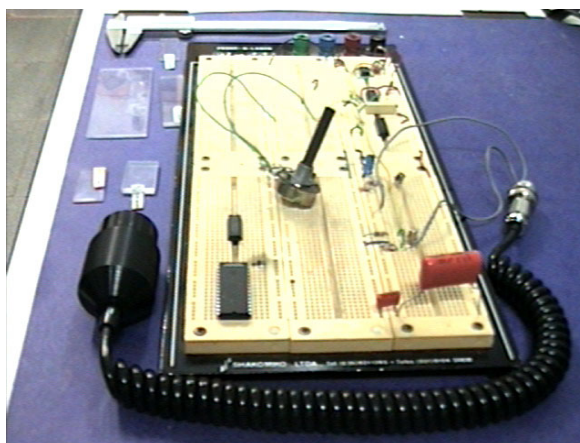
Já os circuitos apresentados pelas figuras 4.21, 4.22 e 4.23 seguiam um conceito totalmente diferente dos que já vinham sendo montados, o que, dessa forma, fez com que ele ocupasse um espaço à parte.

Assim, um único circuito foi montado em *protoboard*, prevenindo-o de ruídos extras.

A figura 4.28 apresenta a montagem do circuito da figura 4.23 ligado a um temporizador 555, na configuração de astável e largura de pulso controlado por um potenciômetro com a finalidade de se analisar a influência da largura do pulso na resposta do circuito. Tal influência não foi observada.

A sonda 4 foi acoplada ao circuito por meio de um conector "N".

As espessuras das placas de acrílico de calibração já eram conhecidas e possuíam precisão nas medidas da ordem de  $\mu\text{m}$ .



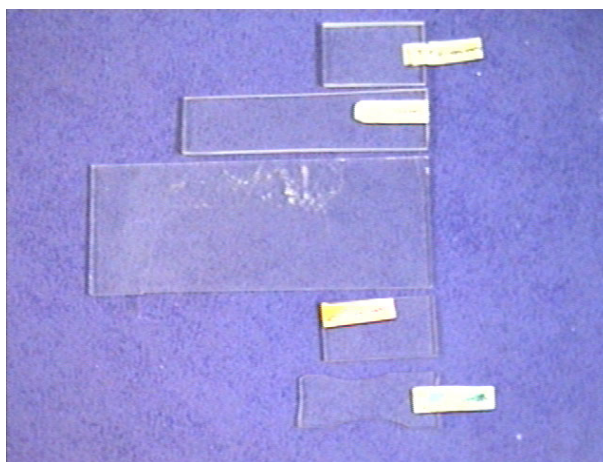
**Figura 4.28 - Montagem em protoboard final.**

As placas de acrílico utilizadas nos testes foram então etiquetadas com as referidas medidas e dispostas para uma melhor visualização, como mostradas na figura 4.29.

Estas placas eram imersas em água dentro de um recipiente que comportasse a inserção da sonda a ser testada sem que houvesse a possibilidade de transbordar a

água. Além deste método, utilizou-se uma solução salina, próxima à concentração do soro fisiológico, de 9mg/ml.

Foram também realizados testes apenas com uma fina superfície de água sobre a placa de acrílico que servia de interface entre a sonda e a placa, não apresentando visivelmente uma diferença entre esta forma, que é a utilizada em ambulatórios e consultórios na medida da espessura de córneas e análise do globo ocular em Modo A.



**Figura 4.29 - Placas de acrílico utilizadas.**

## CAPÍTULO 5

# RESULTADOS

Os resultados obtidos para as várias sondas testadas são apresentados neste capítulo.

### 5.1 Sonda comercial para paquimetria corneana

Uma sonda comercial para paquimetria da córnea foi utilizada como primeiro teste. A figura 5.1 ilustra uma sonda do paquímetro DHG 4950, modelo B94X4965.



**Figura 5.1.** Sonda comercial para paquimetria corneana.

A referida sonda, quando conectada ao circuito, mostrou um pequeno sinal, que em relação ao ruído, quando medindo a espessura de algumas lâminas de acrílico, tornou-se difícil de visualizar no osciloscópio, mesmo com o auxílio de médias. Contudo, quando há movimento desta sonda em relação à estrutura que está sendo medida, imersa em solução aquosa salina, nota-se um sinal que realça o ruído em um movimento proporcional ao realizado, sendo então, portanto, necessário um sistema de filtro melhor na parte de detecção, o que não trata especificamente este trabalho.

### 5.2 Sonda nacional em desenvolvimento

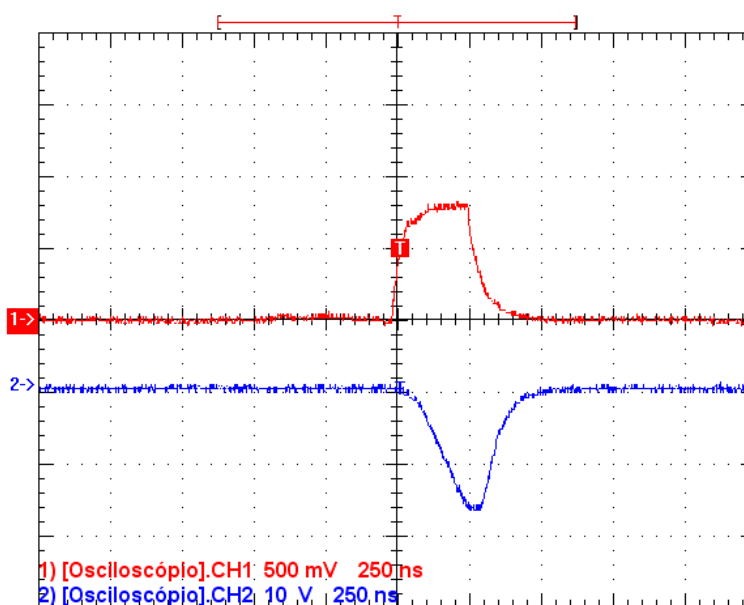
Foi também aumentada a tensão até o máximo que nosso circuito suportava, que era um pouco acima de 60V. Quando feito isso a amplitude do sinal aumentou, porém aumentou também a amplitude do ruído, ficando portanto no mesmo patamar a relação sinal/ruído.

Na figura 5.2 estão exibidas as sondas construídas no Instituto de Física da Universidade Federal de São Carlos, pela equipe do Dr. Eiras, as quais receberam os mesmos parâmetros de testes.



**Figura 5.2.** Sondas desenvolvidas pela equipe do Prof. Eiras.

Conectando-se as sondas da figura 5.2 ao circuito, obteve-se uma distorção no sinal excitante caracterizando uma falta de casamento de impedância entre o circuito e a sonda (exemplificado na figura 5.3), evidenciado pela atenuação do sinal comparado com este em aberto, como pode ser visto pela figura 4.14, notando-se que o primeiro sinal é o *trigger*, no qual foi utilizado o sinal digital de disparo de 5V máximos.



**Figura 5.3.** Não casamento de impedância

Além da falta de casamento de impedância, não foi possível obter qualquer resultado no qual podemos nos basear como indicação de eco sobre as lâminas, o que não aconteceu com o primeiro caso. Isto se deu pela falta de informações sobre a real condição de funcionamento das sondas, e devido à impossibilidade de levantar sua impedância característica para frequências em torno de 10MHz, isto é, em sua frequência natural de oscilação. Tampouco se tinha em mãos a tensão necessária para uma excitação efetiva destas sondas, as quais proveriam de uma análise da potência de ultra-som emitida para cada dada tensão e frequência.

Assim, uma sonda, cujos parâmetros eram conhecidos, tornou-se objeto de nossos estudos por apresentar características semelhantes à sonda de paquimetria. A sonda utilizada foi uma sonda de ecografia cardíaca, desenvolvida na EESC/USP, pelo professor Dr. Edson Gesualdo e equipe.

### 5.3 Sonda para ecografia cardíaca

A sonda de ecografia cardíaca, vide figura 5.4, é composta pelos mesmos elementos apresentados na figura 2.1 e possui freqüência de natural oscilação em 1,5 MHz.

Assim como a sonda comercial para paquimetria corneana, a sonda para ecografia cardíaca casou impedância com o circuito, diferindo, portanto, do caso das sondas desenvolvidas durante este projeto (vide figura 5.5).



**Figura 5.4.** Sonda para ecografia cardíaca

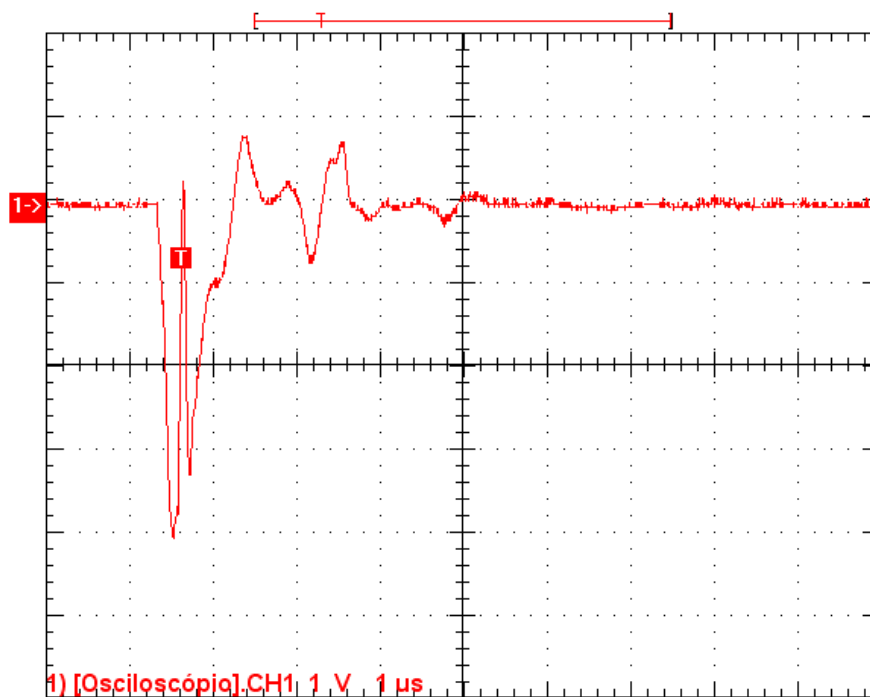


Figura 5.5. Figura do casamento de impedância

Utilizando-se a sonda para ecografia cardíaca, obteve-se um sinal de eco coerente que se desloca na escala de tempo do osciloscópio de acordo com a espessura do meio sobre o qual é colocado em contato. O eco pode ser visto na figura 5.6, porém sua amplitude pode ser melhorada com o aumento de  $V_{cc}$  e aplicação de filtros para sistemas de detecção melhorados.

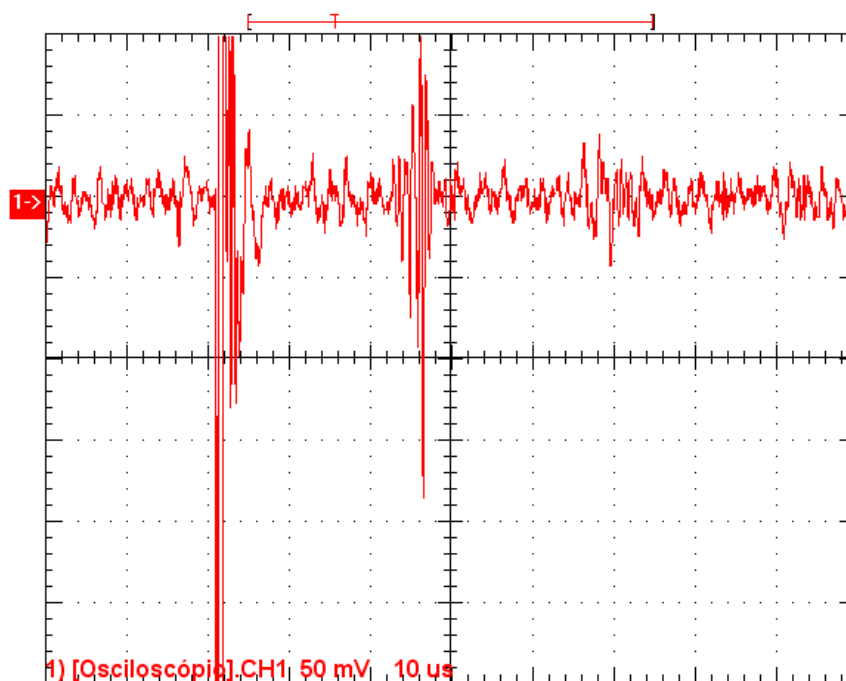


Figura 5.6. Eco da sonda para ecografia cardíaca com  $V_{cc}=30V$ .

Aumentando a tensão primeiramente no circuito simulado (figura 5.7), pôde-se verificar que não apresentaria riscos para os transistores, pois estes transistores suportam uma tensão de até 60V e corrente de coletor de até  $I_c=50\text{mA}$  [40,41,42,43].

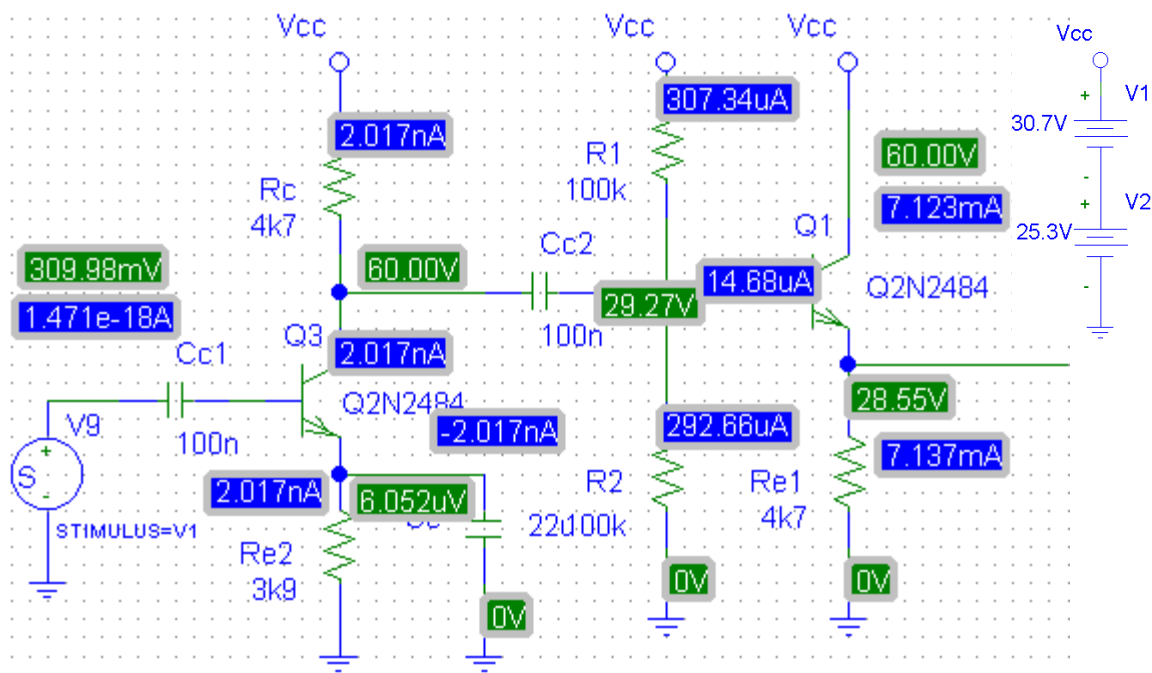


Figura 5.7. Polarização do Circuito com  $V_{cc} = 60\text{V}$  (simulado)

Assim, foi possível se obter uma excitação de amplitude suficiente para reconhecer o eco e poder observá-lo de forma analítica.

### 5.3.1 Análise do eco

Com o circuito resolvido, serão apresentados os resultados finais obtidos pela excitação da sonda 4, a qual foi mergulhada em água e posicionada em contato com lâminas de acrílico de diferentes espessuras para as quais espera-se observar diferentes posições do eco, caracterizando a coerência do tempo de retorno do eco proporcional à espessura de cada lâmina, como podemos notar na figura 5.8.

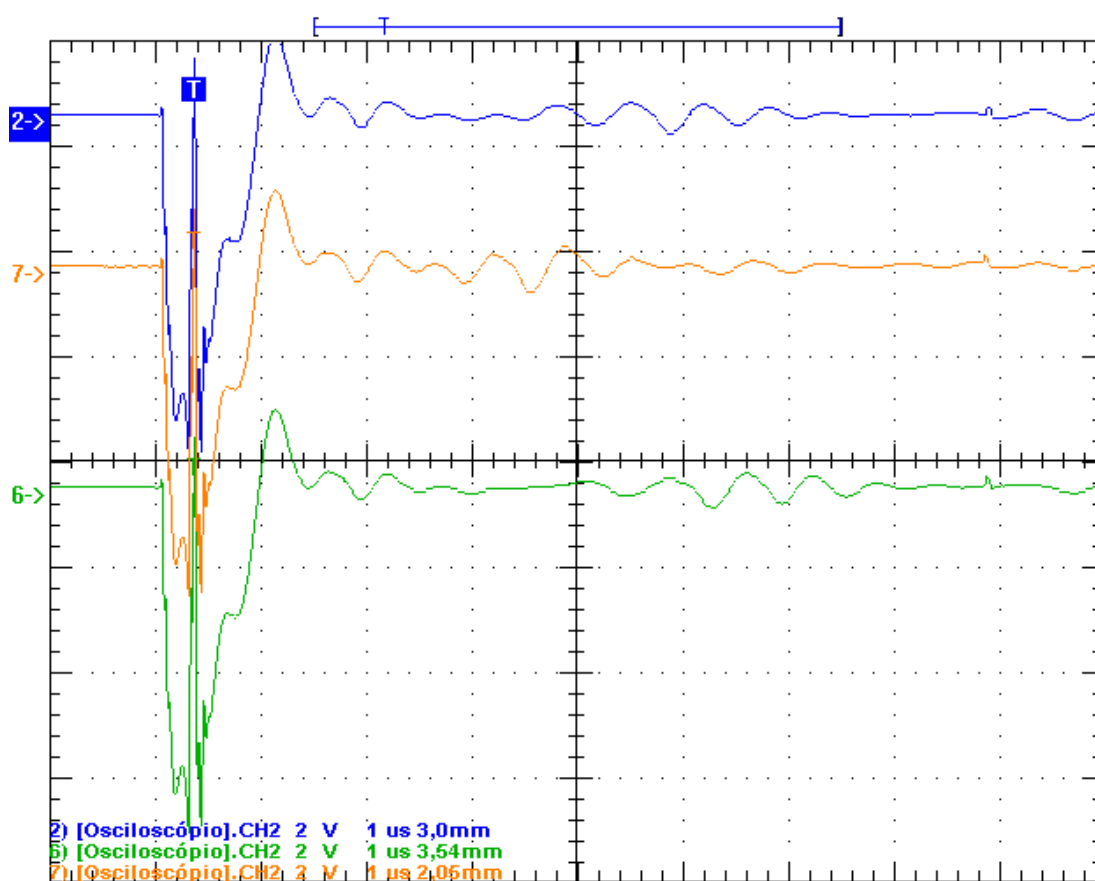


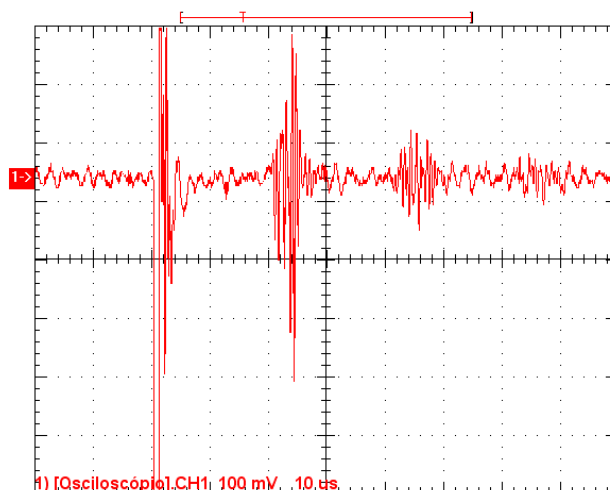
Figura 5.8. Ecos com diferentes espessuras de lâminas de acrílico

É de suma importância notar que o cabo do osciloscópio está com fator de atenuação de 10 vezes e, portanto, o valor de escala é de 20V/div, não sendo então de 2V/div, como mostra a figura 5.8.

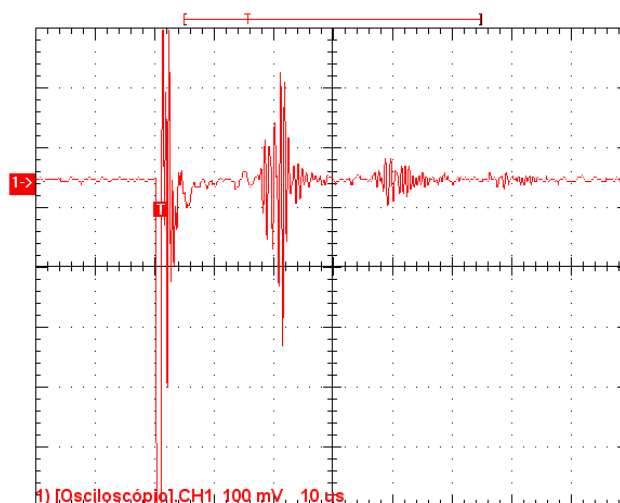
Nesta captura de dados, feita com média de 16 amostras, ainda existe perturbações de ruído e sinais de interferência a frequência utilizada. Contudo, é bastante visível, e suficiente eletronicamente, o sinal de eco obtido, cujo tratamento do qual não é o objetivo primário deste trabalho.



Analisando a figura 5.9, fica notável a primeira reflexão, com seu maior pico centrado. Esta reflexão se dá devido à diferença de índice de refração entre o meio (água) e o acrílico.



**Figura 5.9. Sinal com ruído (sem média)**



**Figura 5.10. Sinal com pouco ruído (média de 16 amostras)**

A segunda, e mais importante reflexão, varia de acordo com a espessura da lâmina, e apresenta coerência conforme demonstram as formas de ondas.

A lâmina mais fina, de 2,05mm, apresenta uma segunda reflexão próxima à primeira; já as lâminas de 3,0mm e 3,54mm apresentam, respectivamente, reflexões mais distantes.

A fim de se ter um dado confiável, o osciloscópio foi manipulado de forma a fornecer as médias das ondas capturadas com valor médio de 16 amostras por exibição de resultado (figura 5.10), pois, caso contrário, o sinal obtido é como o da figura 5.9.

Além desta forma estática de se visualizar o eco, fez-se uso da observação dinâmica, como na sonda comercial, porém com menos nitidez.

A observação dinâmica consiste da inserção da sonda no fundo de um copo de polímero de 150ml com água ou solução aquosa salina. Conforme a sonda afasta-se ou aproxima-se do fundo do copo, nota-se claramente uma excursão do sinal de eco sobre o eixo horizontal. A única restrição a esta forma é o posicionamento do transdutor dentro do copo, pois sua superfície deve estar o mais paralelo possível à superfície do fundo do copo para que o eco tenha a maior amplitude possível, concentrando dessa forma a maior potência de retorno do eco sobre a sonda. Isto seria um "casamento mecânico" de impedâncias, o que poderia, se de forma bem trabalhada, chegar a um sistema Modo-M de ultra-sonografia oftálmica.

Por final, se faz interessante notar na figura 5.9 que o ruído varia de pico a pico em torno de 30mV, próximo ao sinal de eco e este mesmo sinal de eco, por sua vez, tem uma excursão de pico a pico máximo em torno de 180mV, o que resulta, a princípio em uma relação sinal/ruído de 6, a qual é muito boa para que possa ser feita uma análise detalhada do fenômeno em estudo.

## CAPÍTULO 6

---

# CONCLUSÃO

Quando se trabalha em altas frequências (acima de 1 MHz), cada conector do *proto-board* torna-se parte considerável no circuito como um todo, podendo ser considerado uma linha de transmissão e/ou uma antena, adicionando, dessa forma, impedâncias ao sistema, captando ruídos eletromagnéticos na mesma faixa de frequência e alterando, portanto, o funcionamento esperado.

Para amenizar drasticamente o efeito de tais características físicas, seria ideal a montagem do circuito em placas de circuito impresso com tecnologia SMD (“Surface Mounted Device”) e blindagem metálica.

No entanto, como a idéia inicial deste projeto foi realizar um protótipo de circuitos com capacidade de excitação de sondas piezelétricas (acima de 1MHz), optou-se para que todos os aprimoramentos possíveis na montagem devessem ser feitos em *proto-board* antes de se passar para uma etapa em circuito impresso, uma vez que o circuito aqui proposto é um passo inicial de um grande projeto de desenvolvimento de um paquímetro ocular totalmente nacional.

Nesta primeira etapa do grande projeto, as sondas comerciais de paquimetria não puderam ser melhores utilizadas por serem sondas que não dispunham de suas características fornecidas por motivos de segredo industrial. As sondas que estão em desenvolvimento e que são uma outra parte do grande projeto ainda não atingiram o estágio de boa qualidade para se fazer um circuito a elas dedicado. Assim, a sonda cardíaca, que possui características semelhantes às sondas de paquimetria ocular foi a utilizada.

Com a sonda de ecografia cardíaca, desenvolvida no Brasil pelo professor Edson Gesulado da EESC-USP, foi obtido o melhor resultado por já ser de conhecimento a amplitude de tensão necessária para sua excitação e sua frequência natural de oscilação em 1,5 MHz, a qual possibilitou que sua montagem em *proto-board* não fosse tão crítica ao se tratar da relação sinal/ruído.

Os resultados obtidos mostram que para sondas com frequência natural mais próxima de 1MHz, a relação sinal/ruído é de 6 vezes, que é muito boa, já podendo implementar ao sistema o circuito aqui desenvolvido. Porém, para sondas com frequência natural em torno de 10MHz esta relação sinal/ruído ainda não é suficiente para tais aplicações e, como comentado, será um passo posterior para o desenvolvimento do paquímetro de córnea.

Portanto, o protótipo do circuito proposto chegou em sua fase final, atingindo o resultado esperado, sobre o qual foi possível discutir as características de cada uma das outras sondas testadas e sugerir o que nestas ou no sistema completo precisa ser ainda aperfeiçoado para se chegar a um sistema de medidas de paquimetria ocular *in vivo*.

Conclui-se, portanto, que o circuito por ora proposto atingiu os objetivos esperados para a excitação de sondas ultra-sônicas médicas.

## CAPÍTULO 7

---

# TRABALHOS FUTUROS

Como amplamente discutido, o presente trabalho foi parte do desenvolvimento da eletrônica de controle e de medida de espessuras de tecidos com o objetivo final do desenvolvimento de um sistema de ultra-som de medidas de espessuras de córneas humanas.

Além da sonda piezelétrica que está em constante desenvolvimento, para que possamos dominar totalmente esta tecnologia, uma vez que no país não existe nenhum paquímetro ocular nacional, o circuito de excitação deve ser ajustado num futuro próximo para esta sonda em desenvolvimento e então, o circuito de captação do eco deve ser aprimorado (encontra-se em desenvolvimento também se utilizando ainda a sonda cardíaca).

Como sugestão para o aprimoramento da eletrônica do paquímetro ocular, seguem os itens abaixo descritos:

1. Construir o circuito em placas de circuito impresso fazendo uso da tecnologia SMD para reduzir o ruído, aumentando assim a relação sinal/ruído;
2. Implementar um sistema de detecção de pico para fazer com que o resultado na medida do eco seja o melhor possível. Cria-se, portanto, conjuntamente um filtro passa baixa, o que propicia o uso de componentes eletrônicos com largura de banda de frequência menores, não afetando significativamente o resultado do sistema;
3. Tratamento do sinal de eco de forma a conseguir medir o tempo entre um pico e outro, ficando de forma simplificada o cálculo da distância entre estes picos;
4. Adicionar um dispositivo que permita a visualização do resultado independentemente do osciloscópio, isto é, um mostrador numérico digital;
5. Confeccionar uma caixa metálica para isolamento de rádio-frequência presentes em todos ambientes onde o sistema ficará em operação;
6. Criar mecanismos práticos para que um usuário final possa acionar o dispositivo e manuseá-lo de forma eficiente, ficando assim pronto para uso ambulatorial em diagnósticos;
7. Realizar todos os testes junto à equipe que está desenvolvendo as sondas de ultra-som no Brasil, permitindo dessa forma a construção completa do sistema nacionalmente, diminuindo custos e oferecendo manutenção rápida, barata e de qualidade.

## 8. Referências Bibliográficas

- [1] BYRNE, S. F.; GREEN, R. L. *Ultrasound of the Eye and Orbit*. St. Louis, C. V. Mosby Year Book, 1992.
- [2] COLEMAN, D. J.; LIZZI, F. L.; JACK, R. L. *Ultrasonography of the Eye and Orbit*. New York, Lea & Febiger, p. 3 – 129, 1977.
- [3] MUNDT, G. H.; HUGHES, W. F. Ultrasonics in ocular diagnosis. *Am. J. Ophthalmol*, p. 488 – 498, 1956.
- [4] ABREU, G. *Ultra-Sonografia Ocular Atlas – Texto*. Rio de Janeiro, Editora Cultura Médica, p. 1 – 37, 1996.
- [5] MATOS, P. S. *Desenvolvimento e Caracterização do Sistema de Ultra-Som para Avaliação da Velocidade e Atenuação em Tecido Ósseo*. Ribeirão Preto, Dissertação de Mestrado, FFCLRP – USP, 2000.
- [6] BAUM, G.; GREENWOOD, I.: The application of ultrasonic locating techniques to ophthalmology. parte I, *Am. J. Ophthalmology*, v. 46, p. 319-329, 1958.
- [7] JANSSON, F.; KOCK, E. Determination of the velocity of ultrasound in the human lens and vitreous. *Acta Ophthalmol*, p. 420-433, 1962.
- [8] OKSALA, A.; LEHTINEN, A. Measurement of the velocity of sound in some parts of the eye. *Acta Ophthalmol*, p. 633-639, 1958.
- [9] HUETER, T.; BOLT, R. *Sonics. Techniques for the Use of Sound and Ultrasound in Engineering and Science*. New York, John Wiley and Sons, Inc., 1955.
- [10] KINSLER, L.; FREY, A. *Fundamentals of Acoustics*, 2nd ed. New York, John Wiley and Sons, Inc., 1962.
- [11] OSSOINING, K.C. Quantitative echography - the basis of tissue differentiation. *J. Clin. Ultrasound*, p. 2 – 33, 1974.
- [12] PAVLIN, C.J.; HARASIEWICZ, K.; FOSTER, S. Ultrasound Biomicroscopy of anterior segment structures in normal and glaucomatous eyes. *Am. J. Ophthalmol*, p. 381-389, 1992.
- [13] SAMPAOLESI, R. *Ultrasonidos em Oftalmologia*. Buenos Aires, Editorial Medica Panamericana, 1984.

- [14] WALSH, A.; PAVLIN, C. J.; YAMANE, R.; CREMA, A. S. Estudo do segmento anterior com biomicroscopia ultra-sônica em pacientes com bloqueio pupilar. *Rev. Brás. Oftalmol.*, v. 54, n. 6, 1995.
- [15] SILVA, F.A. *Ecografia Clínica em Oftalmologia*. Rio de Janeiro, Livro Médico Editora, 1985.
- [16] FREDERICK, J. R. *Ultrasonic Engineering*. New York, John Wiley and Sons, Inc., 1965.
- [17] WELLS, P. N. T. *Physical Principles of Ultrasonic Diagnosis*. New York, Academic Press, 1969.
- [18] BEGUI, Z. E. Acoustic properties of the refractive media of the eye. *J. Acoust. Soc. Am.*, p. 365-368, 1954.
- [19] LAVINE, O. Effects of ultrasonic waves on the refractive media of the eye. *Arch. Ophthalmol*, p. 204 – 219, 1952.
- [20] DUNN, F. *Ultrasonic absorption by biological materials*. Urbana, University of Illinois Press, 1965, p. 51-65.
- [21] LIZZI, F.; BURT, W.; COLEMAN, D. J. Effects of ocular structures on the propagation of ultrasound in the eye. *Arch. Ophthalmol*, p. 635-640, 1970.
- [22] OKSALA, A.; HAKKINEN, L. *Experimental studies of the behavior of ultrasound in the sclera and cornea*. Mosby Co., 1969, p. 59-63.
- [23] OKSALA, A.; VARONEN, E. The effect of the lens on the ultrasonic field in diagnosis of the eye by ultrasound. *Acta Ophthalmol*, p. 260-267, 1965.
- [24] KOSSOFF, G. The effects of backing and matching on the performance of piezoelectric ceramic transducers. *IEEE Trans. Sonics Ultrason*, p. 20-30, 1966.
- [25] REDWOOD, M. Transient performance of a piezoelectric transducer. *J. Acoust. Soc. Am.*, p. 527-535, 1961.
- [26] KOSSOFF, G. Design of narrow beamwidth transducers. *J. Acoust. Soc. Am.*, p. 905-912, 1963.
- [27] PAVLIN, C.J.; HARASIEWICZ, K.; FOSTER, S. Ultrasound Biomicroscopy of anterior segment structures in normal and glaucomatous eyes. *Am. J. Ophthalmol*. p. 381-389, 1992.
- [28] RAMOS, A.; SANZ, P. T.; ESPINOSA, F. R. M. Control de arrays ultrasônicos de AF – Aplicaciones en ecografía de alta resolución. Madri, *Revista Mundo Electrónico* nº 167, Cetisa Editores S.A, p. 167 – 172, 1986.

- [29] WEAVER, R. L.; LOBKIS, O. L. Ultrasonics without a Source: Thermal Fluctuation Correlations at MHz Frequencies. Urbana – Illinois, Physical Review Letters, v. 87, n. 13, 2001.
- [30] LASCHITSCH, A.; JOHANNSMANN, D. Measurements of Interfacial Friction Using Quartz Crystal Resonators. Besanon, Proc. European Frequency and Time Forum, 1999.
- [31] DIAS, J. A. Aparato para Medida de Potência de Transdutores Ultra-Sônicos. Ribeirão Preto, Dissertação de Mestrado, FFCLRP – USP, 1996.
- [32] <http://home.kabelfoon.nl/~bertrik>.
- [33] <http://www.williamson-labs.com>.
- [34] <http://www.mpi.powerultrasonics.com/transducer.html>.
- [35] <http://www.morganelectroceramics.com>.
- [36] MCKEIGHEN, R. Influence of Pulse Drive Shape and Tuning on the Broadband Response of a Transducer. Proc. IEEE Ultrasonics Symposium, v. 2, p. 1637 – 1642, 1997.
- [37] FOSTER, F.; HARASIEWICZ, K. A.; PAVLIN, C. J.; LOCKWOOD, G. R.; TURNGULL, D. H.; CHRISTOPHER, D. A. High Frequency Ultrasound B-Scan Imaging. Sunnybrook Health Science Centre and Department of Medical Biophysics, University of Toronto, Canada.
- [38] SEDRA, A. S.; SMITH, K. Microeletrônica. São Paulo, Pearson Education do Brasil, ISBN 85.346.1044-4, 2000.
- [39] HALLIDAY, D.; RESNICK, R.; WALKER, J. Fundamentals of Physics – Extended, with Modern Physics. 4ª Edição, John Wiley & Sons, Inc, ISBN 0-471-57578-X.
- [40] <http://www.farnell.com.br>. Datasheets de componentes eletrônicos e CIs utilizados.
- [41] <http://www.ti.com>. Datasheets de componentes eletrônicos e CIs utilizados, além de alguns circuitos de exemplo.
- [42] <http://www.mouser.com>. Especificações e comparações de componentes eletrônicos.
- [43] <http://www.jameco.com>. Especificações e comparações de componentes eletrônicos.