

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS
Departamento de Engenharia Elétrica e de Computação

**MEDIDA DE VELOCIDADE DE PROPAGAÇÃO
ULTRASSÔNICA EM PHANTOMS DE GELATINA**

Marcela Maria Gayer Guimarães

Orientador: Prof. Dr. Carlos Dias Maciel

São Carlos
2015

MARCELA MARIA GAYER GUIMARÃES

**MEDIDA DE VELOCIDADE DE
PROPAGAÇÃO ULTRASSÔNICA EM
PHANTOMS DE GELATINA.**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à
Escola de Engenharia de São Carlos, da
Universidade de São Paulo

Curso de Engenharia Elétrica com ênfase
em Eletrônica

ORIENTADOR: Prof. Dr. Carlos Dias Maciel

São Carlos
2015

AUTORIZO A REPRODUÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO,
POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS
DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

G963m Guimarães, Marcela Maria Gayer Guimarães
MEDIDA DE VELOCIDADE DE PROPAGAÇÃO ULTRASSÔNICA EM
PHANTOMS DE GELATINA / Marcela Maria Gayer Guimarães
Guimarães; orientador Carlos Dias Maciel. São Carlos,
2015.

Monografia (Graduação em Engenharia Elétrica com
ênfase em Eletrônica) -- Escola de Engenharia de São
Carlos da Universidade de São Paulo, 2015.

1. Ultrassom. 2. Velocidade. 3. Phantom. 4.
Aquisição. 5. Transdutor. I. Título.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Nome: Marcela Maria Gayer Guimarães

Título: "Medida de velocidade de propagação ultrassônica em Phantoms de gelatina"

Trabalho de Conclusão de Curso defendido e aprovado
em 29/11/2015,

com NOTA 8,7 (oito, sete), pela Comissão Julgadora:

Prof. Associado Carlos Dias Maciel - (Orientador - SEL/EESC/USP)

Mestre Michel Bessani - (Doutorando - SEL/EESC/USP)

Mestre Tadeu Junior Gross - (Doutorando - SEL/EESC/USP)

Coordenador da CoC-Engenharia Elétrica - EESC/USP:
Prof. Dr. José Carlos de Melo Vieira Júnior

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, professor Carlos Dias Maciel por todo o conhecimento compartilhado com cuidado, paciência e bom humor.

Às minhas amigas queridas da república Devaneio, que todos os dias estiveram presentes na rotina de estudos e festas, sempre juntas nos momentos de estresse, descontração e faxinas. Vocês foram o resumo da minha faculdade.

Agradeço aos meus amigos-irmãos que a faculdade me deu, que desde o início estivemos juntos e sempre nos ajudando. Com vocês os problemas se suavizaram e a vida universitária foi muito mais divertida.

Ao meu namorado, melhor amigo e companheiro, André, que do jeito mais doce e paciente me trouxe a paz e calma que precisei nos momentos de desespero, pela companhia nas noites viradas de trabalho e por sempre estar ao meu lado.

E, finalmente, à minha família maravilhosa, por estarem ao meu lado e me apoiarem desde o momento em que resolvi estudar para entrar na USP, em um curso tão desafiador, e em toda esta turbulenta trajetória. Por acreditarem em mim e me darem o suporte e confiança para que eu seguisse os caminhos que escolhi.

RESUMO

Por ser um método seguro e não invasivo de inspeção e diagnóstico, o ultrassom vem sendo cada vez mais utilizado e desenvolvido. Ainda assim, há muito ruído no sinal produzido, e a imagem não possui alta resolução. Desta forma, exige-se mão de obra bastante especializada para que haja uma leitura correta e segura dos dados gerados pelo ultrassom. Por isso, é útil que se tenha um meio prático e acessível de se treinar estas interpretações. O estudo em questão desenvolveu modelos que podem substituir tecido humano para medição de velocidade de propagação de ultrassom nos materiais.

Palavras-chave: Ultrassom, velocidade, *phantom*, aquisição, transdutor.

ABSTRACT

Being a safe and non-invasive method of inspection and diagnosis, ultrasound has been increasingly used and developed. Nevertheless, there is too much noise in the produced signal, and the image does not have high resolution. Thus, it requires very specialized manpower so there is a correct and safe reading of the data generated by ultrasound. Therefore, it is useful to have a practical and affordable way to train these interpretations. The present study developed models that can replace human tissue for measuring ultrasound propagation velocity in the material.

Keywords: Ultrassound, speed, phantom, acquisition, transducer.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Pulsos curtos com largura “t” e período de repetição “PR”	1
Figura 2 – Diferença de potencial causada pela deformação do cristal.	2
Figura 3 - Modelo molecular simplificado para ilustrar efeito piezoelétrico (a) Molécula neutra, sem deformação. (b) Molécula sujeita a uma força. (c) Efeito de polarização na superfície do material.	3
Figura 4 - (a) Cristal Piezoelétrico transformando energia elétrica alternada em oscilação mecânica. (b) Cristal piezoelétrico transformando energia mecânica em elétrica.	4
Figura 5 - Esquema simplificado do transdutor de ultrassom	5
Figura 6 - Sinal de onda emitida e recebida visualizada no osciloscópio	6
Figura 7 - Funcionamento simplificado da ultrassonografia no Modo A.	7
Figura 8 - Esquema simplificado da ultrassonografia em Modo B.	8
Figura 9 - Imagem gerada por ultrassonografia em Modo B	9
Figura 10 - Produto do ultrassom em modo M - Modo A dinâmico em tons de cinza.	9
Figura 11 - Imagem completa do ultrassom em modo M.	10

Figura 12- Classificação das ondas sonoras de acordo com a faixa de frequência.....	13
Figura 13 - Ondas longitudinais.....	13
Figura 14 - Regiões de compressão e rarefação, devido a variação de pressão.	14
Figura 15 – Amplitude (A) e comprimento de onda (λ).....	14
Figura 16 - Onda ultrassônica atravessando dois meios de diferentes impedâncias, gerando o eco.	15
Figura 17 - Setup para aquisição dos sinais. Tanque com água, régua e transdutor.....	17
Figura 18 - Tanque, transdutor e a placa pulso-eco.....	18
Figura 19- (A) Setup para aferição do tempo de propagação entre o sensor e o anteparo, e (B) setup para aferição do tempo de propagação entre o setup e a superfície do material e o tempo de propagação dentro do material.....	19
Figura 20 - Alguns materiais utilizados na medição de velocidade de propagação de onda ultrassônica no período de adaptação.....	20
Figura 21 – Passo 1: Becker contendo a mistura de gelatina com fibra alimentar, antes do cozimento.....	21
Figura 22 – Passo 2: Misturador magnético.....	22

Figura 23 - Mistura cozida, antes do resfriamento.	22
Figura 24- Phantoms moldados em placa de petri.	24
Figura 25 - Aspecto do phantom desenformado.	24

LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Velocidades de propagação de onda ultrassônica em alguns meios (modificado de (Lee, 2010)). 15

Tabela 2 - Tempo e velocidade de propagação em materiais variados. 23

Tabela 3 - Tempo e velocidade de propagação da onda ultrassônica nos phantoms produzidos 24

Conteúdo

RESUMO.....	I
ABSTRACT	III
LISTA DE FIGURAS	V
LISTA DE TABELAS	VIII
1. Introdução	1
1.1 Objetivo.....	11
1.2 Formato do trabalho	11
2. Embasamento Teórico	13
3. Materiais e Métodos	17
3.1 Sistema de Aquisição de Sinais.....	17
3.2 Modelo Matemático Simplificado para o Sistema Físico Montado	18

3.3 Procedimento completo	19
3.4 Produção de <i>Phantoms</i>	20
4. Resultados e Análises	23
5. Conclusão	27
Referências Bibliográficas	29

1. Introdução

Com aplicações diversas, como em aeronaves, construção civil, vasos de alta pressão, usinas nucleares e inspeção do corpo humano, o ultrassom atua com grande importância, e vem sendo cada vez mais utilizado (Lee, 2010).

A ideia de usar o eco das ondas sonoras como forma de detecção de objetos se deu no início do século XX, após estudos com golfinhos e morcegos, os quais utilizam a eco localização. Esta técnica passou a ser usada para aplicações em navegação em profundidade aquática, logo após a Primeira Guerra Mundial, em 1917, dando origem ao SONAR (*SOund Navigation and Ranging*). Alguns anos depois, em 1941, este princípio foi aplicado na navegação aérea com ondas de RF, dando origem ao *Radio Detection and Ranging*, mais conhecido como RADAR.

Embora o termo “RF” signifique rádio frequência, quando se trata da área de ultrassom, é utilizado para representar a informação mecânica do ultrassom como sinal elétrico após o transdutor, sem qualquer processamento (Lee, 2010).

O emprego de ondas sonoras em medicina só começou a ser interessante após a Segunda Guerra Mundial. Em 1949, os médicos Douglas Howry e D. Ronderic Bliss, foram pioneiros ao realizarem estudos com ultrassom, desenvolvendo o primeiro sistema com objetivo médico, e no ano seguinte, realizaram a primeira imagem médica de ultrassom (Lins, 2014).

Os primeiros estudos revelaram a necessidade de pulsos curtos e repetidos para que fosse possível determinar a localidade da interface dos tecidos. A Figura 1 ilustra estes pulsos (Lins, 2014).

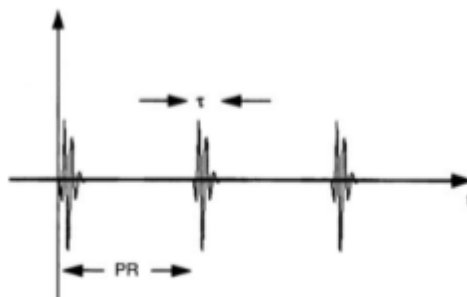


Figura 1 - Pulsos curtos com largura “t” e período de repetição “PR”.

O ultrassom é uma onda mecânica, não audível, com frequência igual ou acima de 20 kHz, gerada por transdutor que converte energia elétrica em energia mecânica. Esta conversão é possibilitada por um material piezoelétrico, o qual possui a capacidade de gerar corrente elétrica em resposta a uma pressão mecânica, e da

mesma forma, a partir da aplicação de um campo elétrico, gerar deformação em sua superfície (Albuquerque, et al, 2013).

Este efeito piezoelétrico foi inicialmente demonstrado por Jacques e Pierre Curie em 1880. No experimento foi observado que uma diferença de potencial elétrico nos terminais de um cristal de quartzo quando o material sofria um estresse mecânico (Lins, 2014). O inverso também foi notado: quando uma diferença de potencial era aplicada nos terminais do cristal, havia uma deformação na sua superfície. Na Figura 2 é possível observar que a deformação do cristal gera uma diferença de potencial, detectada pelo voltímetro.

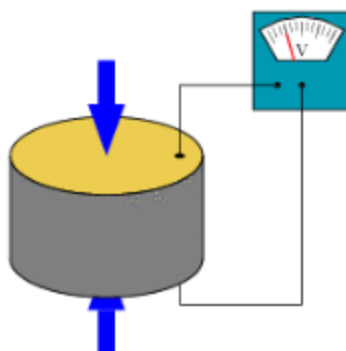


Figura 2 – Diferença de potencial causada pela deformação do cristal.

Para um entendimento mais nítido do efeito piezoelétrico, a Figura 3 mostra a análise do efeito em uma molécula neutra. Antes de se submeter no cristal uma força externa, os centros gravitacionais das cargas positivas e negativas coincidem, e os efeitos externos das cargas são cancelados, resultando em uma molécula neutra (Figura 3a).

Ao exercer uma pressão no material, sua estrutura se deforma, levando uma separação dos centros gravitacionais das cargas positivas e negativas, gerando pequenos dipolos (Figura 3b). As cargas internas do polo são mutuamente canceladas e as distribuições de cargas ligadas aparecem na superfície do material, ou seja, o material se torna polarizado (Jesus, et al, 2014). Esta polarização gera um campo elétrico (Figura 3c).

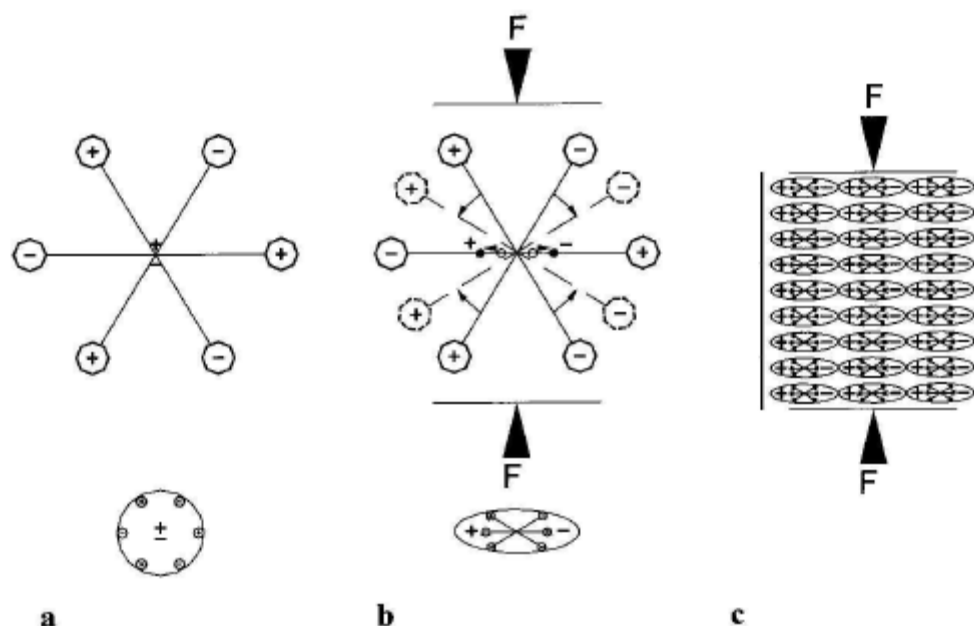


Figura 3 - Modelo molecular simplificado para ilustrar efeito piezoelétrico (a) Molécula neutra, sem deformação. (b) Molécula sujeita a uma força. (c) Efeito de polarização na superfície do material.

Como exemplos de materiais piezoelétrico, tem-se o quartzo, sulfato de lítio, titanato de bário, metaniobato de chumbo e o zirconato-titanato de chumbo (PTZ).

Para um cristal ser utilizado como transdutor, ele deve ser cortado de forma que um campo elétrico alternado, quando nele aplicado, produza variações em sua espessura. A partir desta variação, resulta-se movimentos nas faces do cristal, originando as ondas de som (Guerisoli, 2004). Cada transdutor possui uma frequência de ressonância natural, tal que quanto maior a espessura do cristal, menor será a frequência de vibração.

Em geral, o transdutor que emite o sinal ultrassônico, também é utilizado como receptor dos ecos (Albuquerque, et al, 2013). Ao retornar ao transdutor, os ecos produzem vibração no cristal, fazendo variar suas dimensões físicas, que por sua vez, geram um campo elétrico alternado (que pode ser amplificado e mostrado em um osciloscópio ou registrador). A Figura 4 ilustra os dois comportamentos do cristal piezoelétrico.

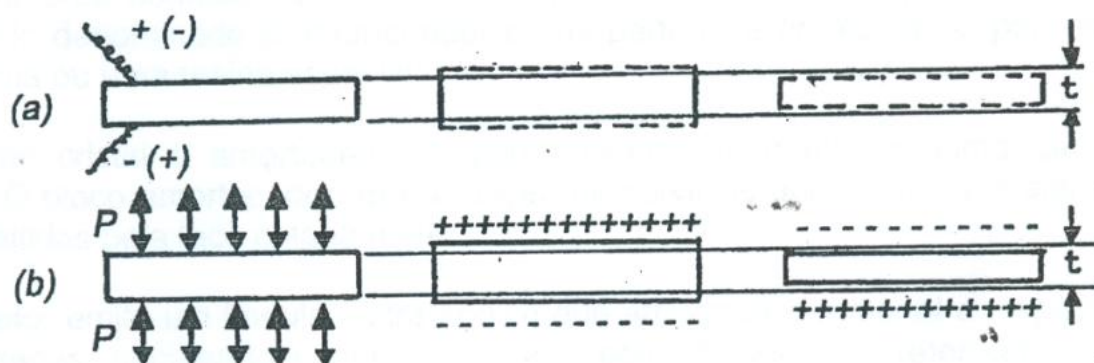


Figura 4 - (a) Cristal Piezoelétrico transformando energia elétrica alternada em oscilação mecânica. (b) Cristal piezoelétrico transformando energia mecânica em elétrica.

A ultrassonografia, ou ecografia, é um método diagnóstico com ondas de frequência entre 1 e 15 MHz (Zeferino, 2015). aproveita o eco produzido pelo som para ver em tempo real as reflexões produzidas pelas estruturas e órgãos do organismo.

A atenuação da onda é a diminuição de sua intensidade durante seu percurso (Moretti, 1982). Quanto maior a distância percorrida ou a frequência, menor a capacidade de penetração da onda nos meios. A atenuação ocorre por quatro principais fatores: absorção, reflexão, dispersão e refração (Fish, 1990).

- Absorção: É a conversão da energia mecânica do impulso dos ultrassons em calor, ocorrendo devido aos movimentos de vibração das moléculas do tecido transmissor que por fricção liberta calor (Simões, 2008).

- Reflexão: Ocorre quando a onda ultrassônica se propaga entre dois meios de impedâncias acústicas diferentes (Simões, 2008).

- Dispersão: Ocorre quando as ondas de propagação encontram uma interface acústica irregular ou de espessura menor que o seu comprimento, e assim, os ecos são refletidos em várias direções (Fish, 1990).

- Refração: É a mudança de direção das ondas ultrassônicas quando encontram uma interface curva e lisa, constituída por dois meios com velocidades de propagação diferentes (Simões, 2008).

Quanto maior a frequência da onda, maior é a atenuação, e a intensidade desta relação depende do meio em que se propaga (Lee, 2010). Assim, neste projeto usa-se transdutor de ultrassom com frequência bastante alta (5 MHz), por isso o meio de acoplamento utilizado é a água e não o ar. No ar, nessa faixa de frequência, a onda se dispersaria e não haveria a onda eco satisfatória para se analisar. Em frequências mais baixas, na faixa de kHz, o ar é um bom meio de propagação, como é o caso da eco-localização dos morcegos.

O sinal analisado pelo transdutor é a onda eco, que é resultante destes fatores de atenuação. Quanto maior a frequência do eco resultante, maior a resolução obtida.

A resolução acústica é o fator que diz respeito a qualidade da imagem. Trata-se da capacidade do ecógrafo de diferenciar duas interfaces situadas próximas uma da outra (Moretti, 1982). Quanto menor a distância entre duas interfaces, maior será o poder de resolução. A resolução acústica é composta pela resolução axial e resolução lateral.

A resolução axial é a capacidade de diferenciação de duas interfaces dispostas no mesmo eixo de propagação do ultrassom. É determinada pelo comprimento do impulso, que por sua vez, é igual à multiplicação do número de ciclos emitidos por impulso e o comprimento de onda do ultrassom. Ou seja, quanto menor o comprimento de onda, maior é a frequência e, conseqüentemente, maior a resolução axial.

Já a resolução lateral é definida pela capacidade de diferenciação de duas interfaces acústicas dispostas de forma perpendicular ao eixo de propagação do ultrassom (Simões, 2008). Este tipo de resolução depende da largura das ondas do ultrassom, que por sua vez, depende do diâmetro dos crissais (Miles, 1989). Assim, A diminuição da frequência e o aumento da distância, resultam na diminuição da resolução lateral (Simões, 2008).

O ultrassom diagnóstico tem frequência de 1 a 15MHz (Zeferino, 2015). A Figura 5 ilustra um esquema simplificado de um transdutor de ultrassom.

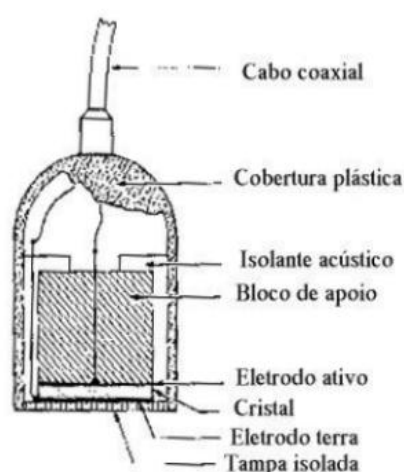


Figura 5 - Esquema simplificado do transdutor de ultrassom

O transdutor basicamente conta com um cristal piezoelétrico, uma camada de retaguarda (para absorção da energia acústica gerada pelo cristal), cabos e material de encapsulamento do transdutor (Ramos, 2010).

Por ser um método qualitativo e quantitativo pouco invasivo, ter vasta aplicação nas mais diversas áreas de diagnóstico clínico, ser de baixo custo, portátil e de resolução submilimétrica, além de não fazer uso de radiação ionizante e ser uma área que avançou e vem avançando tecnologicamente de forma acelerada, o ultrassom tem grande potencial em biomedicina (Lee, 2010).

Ainda assim, algumas limitações são constatadas: órgãos que apresentam gases ou estrutura óssea não são adequadamente imageadas. Por isso, apenas certas janelas (posição do transdutor entre outras estruturas para que o sinal possa atingir adequadamente o órgão desejado) estão disponíveis para examinar alguns órgãos como o cérebro e o coração; o sucesso do diagnóstico depende muito da habilidade do operador, ou seja, por ter um sinal bastante ruidoso e específico, exige-se profissionais especializados (Lee, 2010). Além disso, alguns pacientes não permitem obtenção de imagem através do ultrassom como, por exemplo, os pacientes obesos (Zeferino, 2015).

A Figura 6 ilustra o sinal do ultrassom em Modo A, coletado por um osciloscópio. Nota-se a presença marcante do ruído.

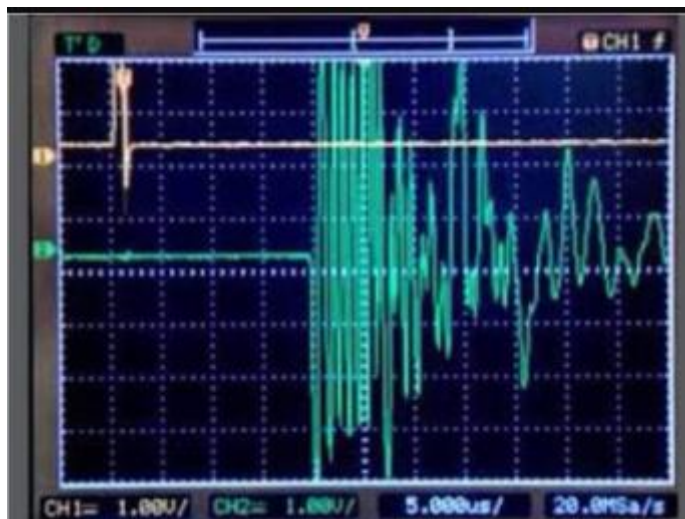


Figura 6 - Sinal de onda emitida e recebida visualizada no osciloscópio

Em geral, para se obter a imagem de um órgão com resolução de 1mm, se faz necessário um ultrassom de 1,5 MHz. A frequência também é determinante para realizar exames em órgãos mais profundos, devido ao coeficiente de absorção ser diretamente proporcional à frequência do ultrassom. Exames de alta penetração e alta resolução, como os de mama, tireoide, oftálmicos, testículo, e periferia vascular operam em frequências de até 20 MHz, enquanto frequências entre 2 e 5 MHz são

usados em exames de alta penetração apenas, como na cardiologia, abdômen e obstétricos (Zeferino, 2015).

Em relação a outras técnicas de imageamento, como a ressonância magnética nuclear, a ultrassonografia possui desvantagens como a baixa qualidade das imagens e menor resolução (Lee, 2010). A resolução depende da frequência em que o sistema de imageamento funciona, de possíveis limitações do equipamento, e ainda de fatores originados da natureza do tecido amostrado (Lee, 2010). Ainda como dificuldade na interpretação, está a reverberação – ecos falsos e múltiplos de um único pulso, causada por refletores no caminho do som (Costa, 2015).

Os sistemas de imagens de ultrassom podem ser utilizados de três modos:

- Modo A (amplitude): É o modo mais antigo, as informações são fornecidas de forma unidimensional, e o tempo de ida e volta do sinal é proporcional à profundidade de cada interface. Este modo é mais utilizado hoje em dia na oftalmologia, principalmente no diagnóstico de tumores, corpos estranhos e deslocamento de retina (Schiabel, 2014). A Figura 7 revela o esquema simplificado do funcionamento da ultrassonografia no Modo A. É importante ressaltar que o produto da ultrassonografia no Modo A é o sinal do eco apenas, sem imagem.

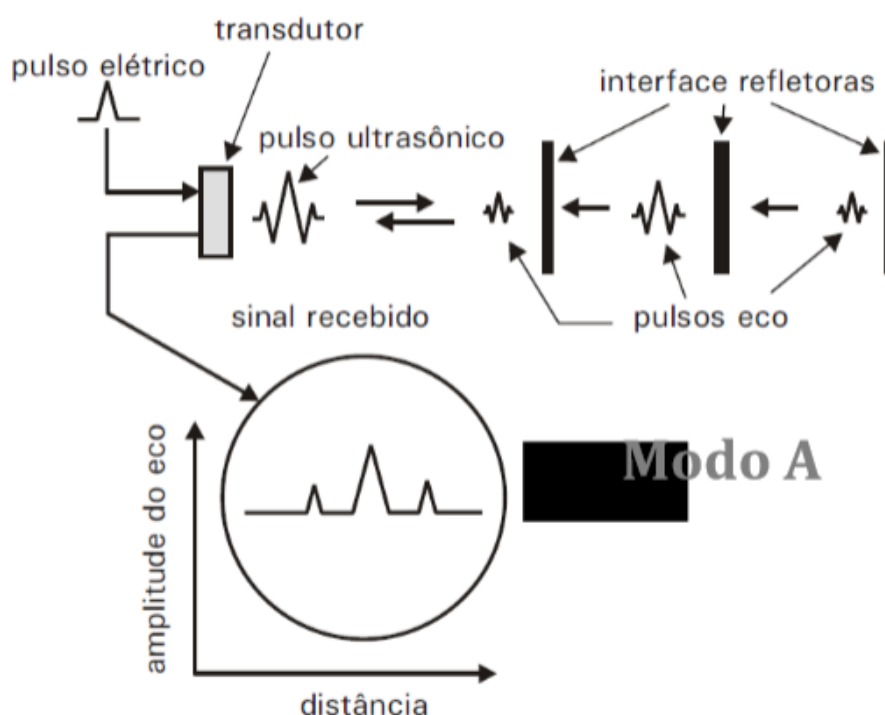


Figura 7 - Funcionamento simplificado da ultrassonografia no Modo A.

- Modo B (brilho): Neste modo, uma imagem é produzida em duas dimensões, a partir de combinação dos sinais do modo A em várias direções. Os princípios são os mesmos do mapeamento do Modo A, caso esteja estático, pois se o transdutor é movimentado a concepção muda. É o mais empregado nos dias de hoje, pode detectar gravidez, estabelecer informações sobre anomalias uterinas, auxiliar no diagnóstico de fígado, mama, coração e feto (Lins, 2014). A Figura 8 ilustra um esquema simplificado da ultrassonografia em Modo B, e a Figura 9, uma imagem resultante deste tipo de inspeção.

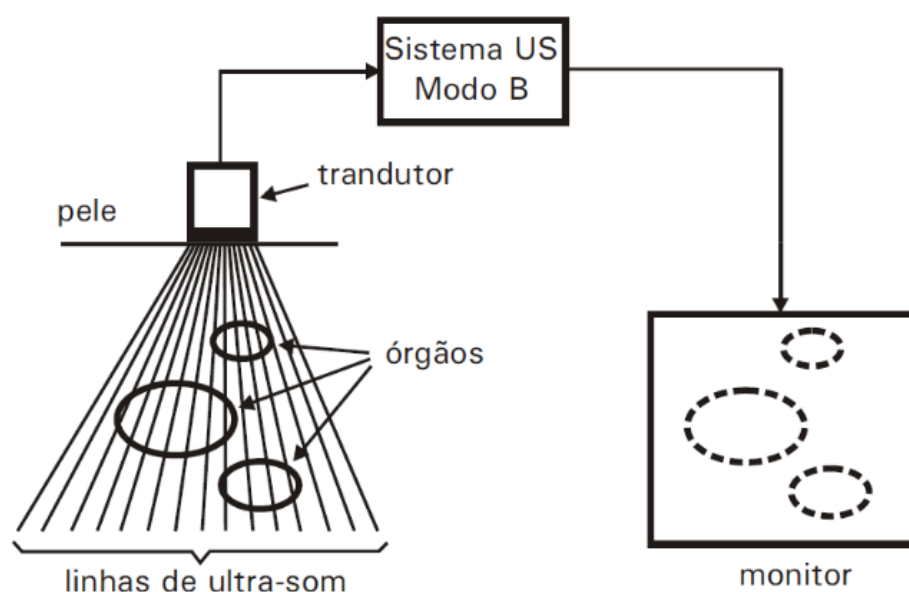


Figura 8 - Esquema simplificado da ultrassonografia em Modo B.



Figura 9 - Imagem gerada por ultrassonografia em Modo B

- Modo M (movimentação temporal): Combina certas características do Modo A e B: o transdutor é mantido estacionário como no modo A, e os ecos aparecem como pontos no modo B. Desta forma produz gráficos de movimentação temporal. Este modo é mais empregado em ecocardiograma (Lins, 2014), para analisar quantitativamente e qualitativamente o movimento de estruturas, como válvulas cardíacas. A Figura 10 e 11 mostram o produto de uma inspeção em modo M.

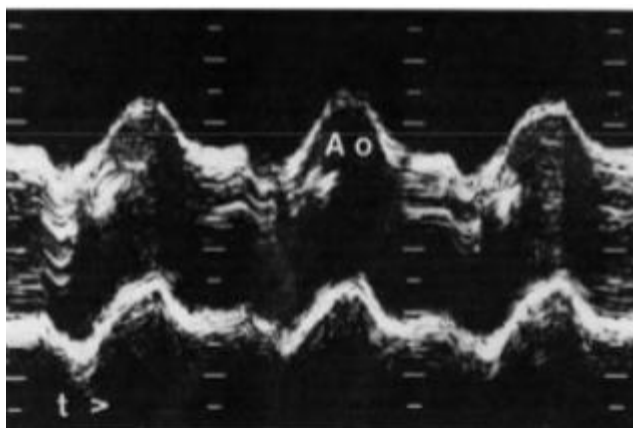


Figura 10 - Produto do ultrassom em modo M - Modo A dinâmico em tons de cinza.

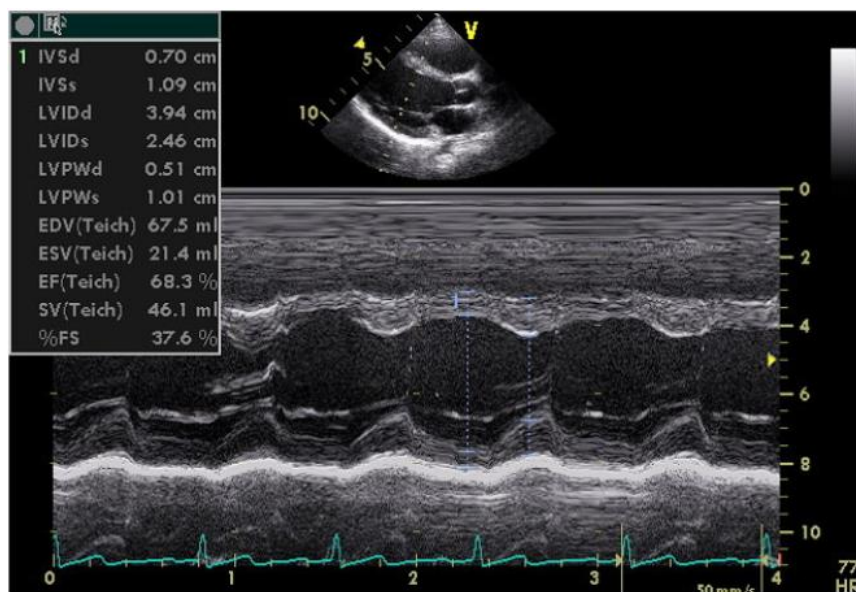


Figura 11 - Imagem completa do ultrassom em modo M.

Para avaliar, analisar e melhorar o desempenho de dispositivos médicos são amplamente utilizados os *phantoms*, que são objetos que simulam tecidos biológicos. Há grande quantidade comercial destes materiais, porém, devido à alta demanda em distintas áreas de aplicação da medicina, é relevante encontrar soluções de menor custo e adaptáveis a cada aplicação, e possíveis variações de contexto (Pinto, Bertenes, Paterno, 2014.). A gelatina, por ser de baixo custo, não tóxica, fácil modelagem, e derivada do colágeno (apresentando, portanto, características de antigenicidade e biodegradação), é uma opção de base para construção de biomateriais em aplicações biomédicas, farmacêuticas e cosméticas, muitas vezes mais viáveis do que os modelos comerciais prontos.

1.1 Objetivo

O objetivo deste trabalho é, primeiramente, a montagem do sistema de aquisição de sinal do ultrassom para a ambientação e interpretação deste tipo de sinal, que costuma ser específico e ruidoso. Assim, tem como objetivo obter a velocidade de propagação de onda ultrassônica em diversos materiais, através do sinal produzido no osciloscópio. A partir disso, produzir *phantoms* de gelatina sem sabor de variadas concentrações, e medir suas respectivas velocidades de propagação.

1.2 Formato do trabalho

Este trabalho está dividido em 6 partes: após a Introdução, encontra-se o “Objetivo”, onde é explicitado os objetivos pretendidos no projeto, seguido pelo “Embasamento teórico”, onde estão descritos os principais conceitos de ultrassom e as equações utilizadas na aquisição de sinais e consequentes cálculos. Em “Materiais e Métodos” encontram-se os equipamentos e materiais utilizados, todos os procedimentos de aquisição do sinal, produção de *phantoms*, bem como a derivação de relações matemáticas específicas para a montagem realizada. Já em “Resultados e Análises”, estão presentes as tabelas dos dados adquiridos e os *phantoms* produzidos, e discussão dos resultados. Por fim, a “Conclusão” finaliza o trabalho expondo os pontos fortes e fracos de todo o projeto, e cita possíveis passos futuros.

2. Embasamento Teórico

Ondas sonoras são perturbações mecânicas em algum meio material (líquido, sólido ou gasoso), periódicas no tempo, e com velocidade definida para cada meio. A frequência (medida em Hertz) com que as partículas do meio vibram, definem o tipo de onda, e é ilustrado pela Figura 12.



Figura 12- Classificação das ondas sonoras de acordo com a faixa de frequência.

Ondas de som com frequências menores que 20Hz são chamadas de infrassom, entre 20Hz e 20kHz estão os tons que os seres humanos podem ouvir, e, por fim, é classificado como ultrassom, ondas sonoras com frequências superiores a 20kHz, que são os distúrbios de interesse neste trabalho.

O som é uma onda longitudinal, a direção de sua propagação é coincidente com a direção de vibração. A Figura 13 ilustra esta relação.

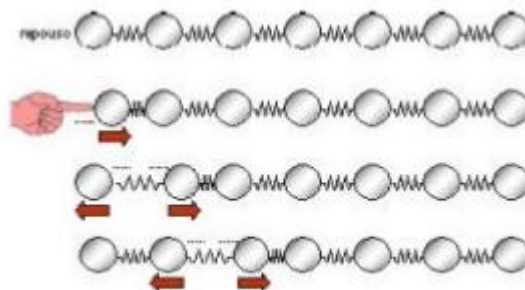


Figura 13 - Ondas longitudinais

Além disso, o som é também uma onda de pressão. Onde há maior pressão há o fenômeno de compressão, e onde há menor pressão, estão as regiões de rarefação. A Figura 14 ilustra estes comportamentos.

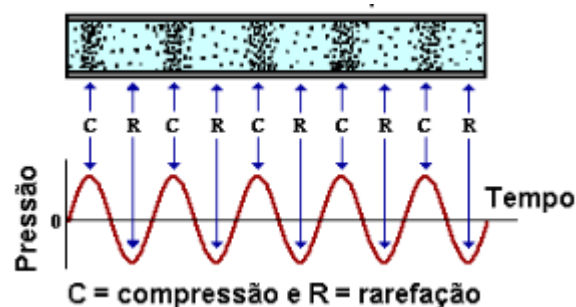


Figura 14 - Regiões de compressão e rarefação, devido a variação de pressão.

As ondas, independente de sua classificação, são caracterizadas por seu comprimento de onda λ (medido em metros), amplitude A (em metros), período T (em segundos) e frequência f (em Hertz). A Figura 15 ilustra algumas destas grandezas.

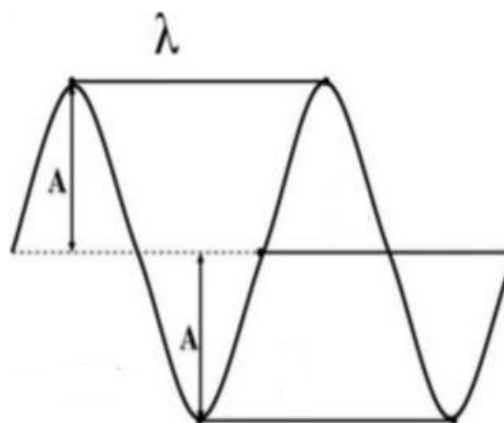


Figura 15 – Amplitude (A) e comprimento de onda (λ).

Estas características de onda podem ser definidas como:

- O comprimento de onda (λ) é a distância entre dois máximos, ou dois mínimos, consecutivos.
- A amplitude (A) revela o comportamento da pressão exercida no meio, tanto a expansão, quanto a compressão, quando a amplitude é máxima.
- O período é o tempo gasto para que uma oscilação seja concluída. Desta forma, se tem o conceito de frequência, que é a taxa de repetições que ocorrem em um intervalo de tempo específico. A frequência (f) é dada pelo inverso do período, como mostra a Equação 1:

$$f = \frac{1}{T} \quad (1)$$

-A velocidade de propagação do som (c) relaciona a distância λ percorrida no período T , e é constante para determinado meio. A Equação 2 explicita esta relação:

$$c = \frac{\lambda}{T} = \lambda \cdot f \quad (2)$$

A velocidade de transmissão do ultrassom depende da massa, da força de atração e da distribuição das partículas do material. É diretamente proporcional à força de atração das partículas, e inversamente proporcional à massa destas (Lee, 2010).

A Equação 3 relaciona a velocidade de propagação do som (c), a densidade do meio ρ (em $\frac{kg}{m^3}$), e o módulo elástico K (em $\frac{kg}{m.s^2}$):

$$c = \sqrt{\frac{K}{\rho}} \quad (3)$$

Estes fatores dependem apenas da natureza do meio, e não da amplitude, frequência e comprimento da onda (Zeferino, 2015).

Outra característica intrínseca do meio é a impedância acústica, que demonstra a resistência do meio em estender e contrair de acordo com a pressão exercida pela onda acústica (Lins, 2014). O eco do ultrassom só surge quando o feixe da onda passa por dois meios com diferentes impedâncias (Zeferino, 2015), fenômeno ilustrado pela Figura 16.

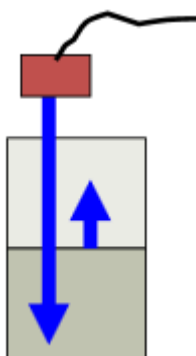


Figura 16 - Onda ultrassônica atravessando dois meios de diferentes impedâncias, gerando o eco.

As velocidades de propagação de onda sonora em alguns meios, já conhecidas, estão explicitadas na Tabela 1.

Tabela 1- Velocidades de propagação de onda ultrassônica em alguns meios (modificado de (Lee, 2010)).

Meio	Velocidade (m/s)
Ar (0graus)	330
Ar (100graus)	390
Água (20graus)	1480
Azeite de Oliva	1430
Acrílico	2670
Acetato	2450

Aço	5660-5980
Alumínio	6250-6500
Carbono vitrificado	4260
Cobre	4660-5010
Ouro	3240
Teflon	1350-1450
Sangue	1570
Gordura	1460
Musculo	1580
Osso	3500
Tecido Mole (média)	1540

3. Materiais e Métodos

3.1 Sistema de Aquisição de Sinais

O sistema de aquisição de sinais de RF utilizado é composto por:

- Placa pulso-eco modelo SR-9000 fabricada pela MATEC;
- Sensor ultrassônico banda larga de elemento único com frequência central de 5MHz fornecido pela Olympus Panametrics;
- Osciloscópio USB modelo CS-280 em 12bits, Cleverscope;

O meio de acoplamento entre o transdutor e o material é a água em todos os casos, e o sinal de *trigger* utilizado para acionar a geração do sinal da placa de pulso-eco e para amostrar o sinal no osciloscópio, é sincronizado pelo software do próprio osciloscópio.

Alguns dos componentes do sistema de aquisição são ilustrados pela Figura 17 e Figura 18:

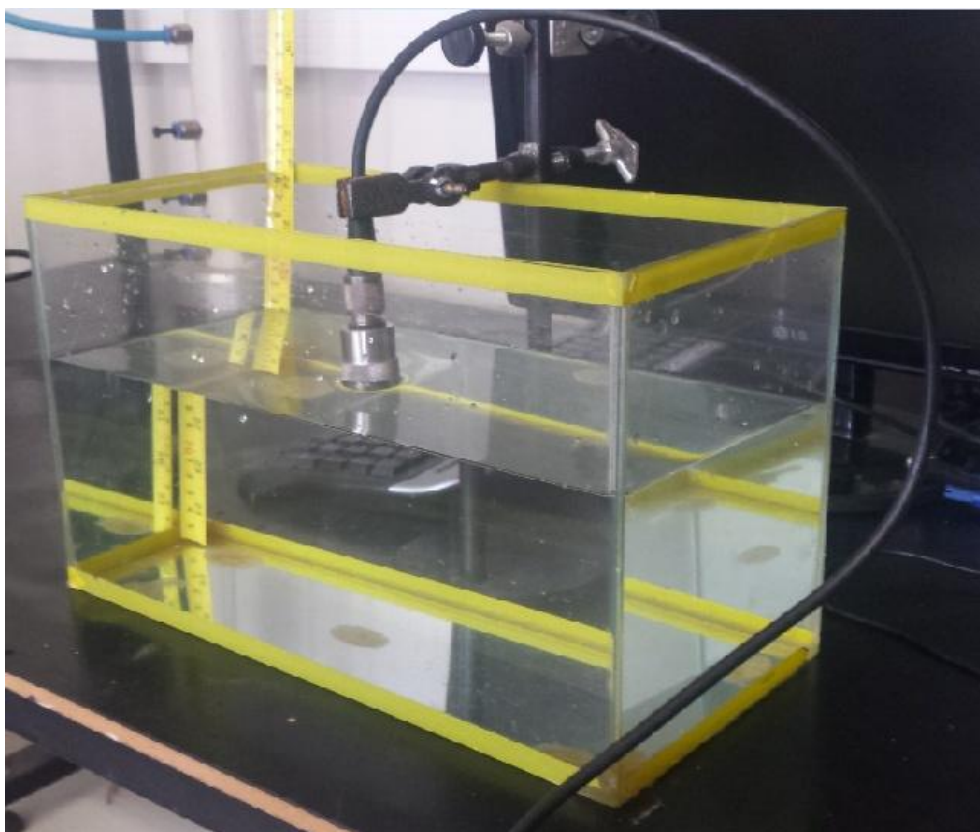


Figura 17 - Setup para aquisição dos sinais. Tanque com água, régua e transdutor.

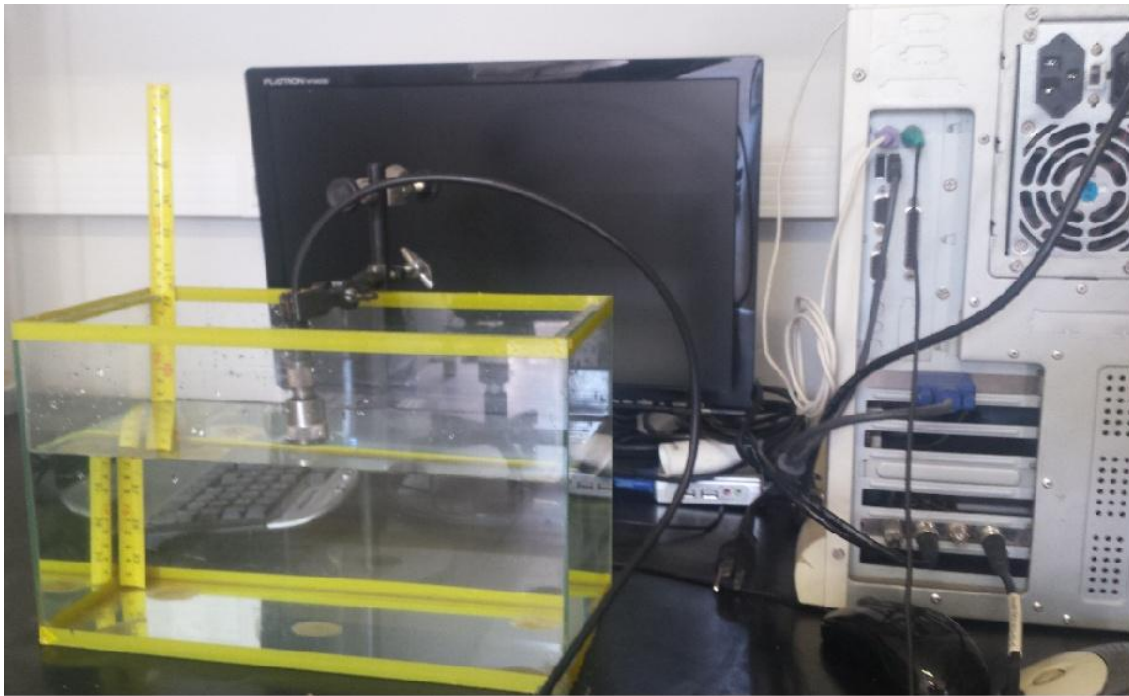


Figura 18 - Tanque, transdutor e a placa pulso-eco.

Seguido da aquisição do sinal, calcula-se a velocidade de propagação da onda ultrassônica no material (c_{mat}) sob teste pela Equação 8.

3.2 Modelo Matemático Simplificado para o Sistema Físico Montado

O cálculo do tempo de propagação do som sem material algum é dado pela Equação 4:

$$2 \cdot d_1 = c_{H_2O} \cdot \Delta t_{H_2O} \quad (4)$$

Onde d_1 é a distância entre o sensor e o anteparo (obtido através de medição de régua), c_{H_2O} a velocidade de propagação do ultrassom na água (já conhecido, 1488m/s), e Δt_{H_2O} , o tempo que a onda leva para sair do ultrassom e voltar ao sensor (por isso d_1 é multiplicado por 2, a distância levada em consideração neste calculo é a de ida e volta).

Adicionado o material ao fundo do tanque, é possível calcular o tempo de propagação a partir da equação 5:

$$2 \cdot d_2 = c_{H_2O} \cdot \Delta t'_{H_2O} \quad (5)$$

Onde d_2 é a nova distância entre o sensor e a superfície do material, e $\Delta t'_{H_2O}$, o tempo que o som leva para sair do sensor, chegar na superfície do material e retornar ao transdutor.

Desta forma, para se obter o tempo de propagação da onda no material:

$$2 \cdot d_{mat} = c_{mat} \cdot \Delta t_{mat} \quad (6)$$

Sendo d_{mat} a espessura do material, c_{mat} a velocidade de ultrassom no material, e Δt_{mat} , o tempo que o sinal leva para percorrer dentro objeto.

Subtraindo a Equação 5 da equação 4, obtém-se:

$$2(d_1 - d_2) = (\Delta t_{H_2O} - \Delta t'_{H_2O}) \cdot c_{H_2O} \quad (7)$$

Sabendo que $d_{mat} = d_1 - d_2$, e que $d_{mat} = \frac{c_{mat} \cdot \Delta t_{mat}}{2}$, substitui-se na equação 7, e obtém-se a equação geral de velocidade de propagação da onda ultrassônica de cada material/*phantom* (c_{mat}) mostrado pela equação 8:

$$c_{mat} = c_{H_2O} \left(\frac{\Delta t_{H_2O} - \Delta t'_{H_2O}}{\Delta t_{mat}} \right) \quad (8)$$

As distâncias e tempos utilizados nas Equações de 4 a 8, são ilustradas pela Figura 19.

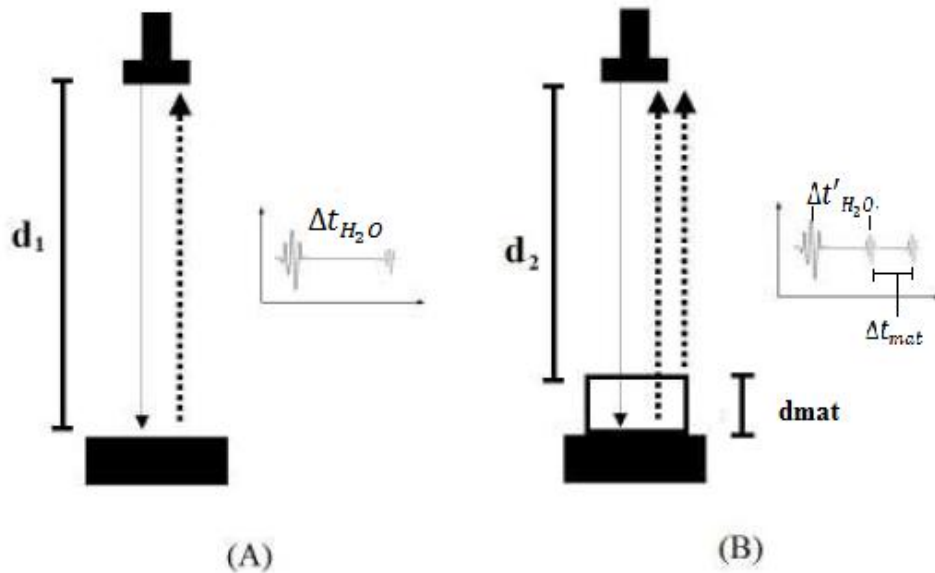


Figura 19- (A) Setup para aferição do tempo de propagação entre o sensor e o anteparo, e (B) setup para aferição do tempo de propagação entre o setup e a superfície do material e o tempo de propagação dentro do material.

3.3 Procedimento completo

- 1- Em um tanque com água é adicionado o material que será analisado;
- 2- Posiciona-se o transdutor, estaticamente, sob o tanque, de forma que 5mm da superfície do sensor esteja submersa;
- 3- Configura-se a placa pulso-eco para que a operação de pulso e leitura seja realizada pelo mesmo transdutor, o aparelho de ultrassom foi utilizado em Modo A;

4- Analisar os sinais observados no osciloscópio, obtendo os valores de tempo de propagação necessários para se calcular a velocidade de propagação de onda ultrassônica no material.

5- Substitui-se os valores coletados no passo 4 na Equação 8, e o valor da velocidade no material é obtido.

Primeiramente, o procedimento de obtenção da velocidade de propagação da onda do ultrassom foi realizado para materiais variados, a fim de adaptar-se primeiro ao ultrassom e seus ruídos. Posteriormente, os processos foram realizados em materiais produzidos com base de gelatina, chamados *phantoms*.

A Figura 20 mostra alguns dos materiais utilizados para a medição da velocidade no período inicial, de adaptação ao sinal do ultrassom.

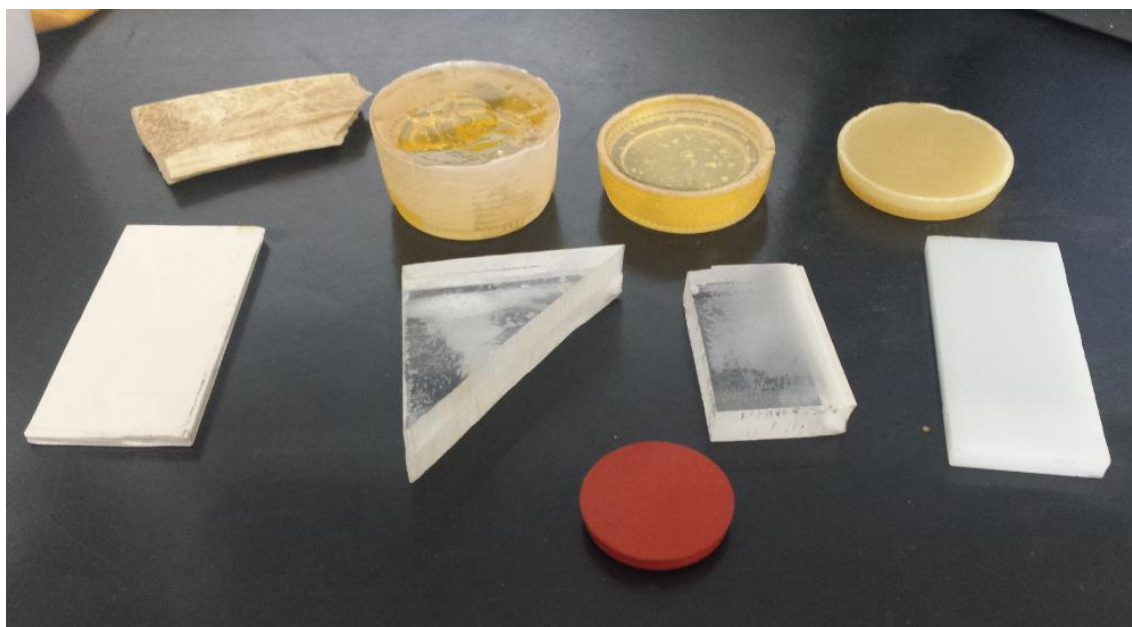


Figura 20 - Alguns materiais utilizados na medição de velocidade de propagação de onda ultrassônica no período de adaptação.

Na fase de adaptação, calculou-se o tempo teórico em que o sinal é emitido e retornado ao ultrassom, para posteriormente, comparar com o tempo encontrado no osciloscópio.

3.4 Produção de *Phantoms*

Os modelos sintéticos (*phantoms*) foram produzidos a partir de misturas de diferentes concentrações de gelatina com água, e em alguns modelos foram também acrescentados concentrações de Metamucil (fibra alimentar solúvel).

Procedimento:

1- Em um *becker* coloca-se a água e os outros materiais e mistura-se manualmente. As quantidades de gelatina, água e fibra alimentar utilizadas nos modelos produzidos estão apresentadas futuramente, na Tabela 3. A Figura 21 mostra a mistura antes do cozimento.

2- Cozinhase a mistura por aproximadamente 1 hora em um agitador magnético HS 7 fabricado pela IKA. Vide a Figura 22. O agitador magnético mistura ininterruptamente os materiais, em temperatura constante, o que proporciona um material homogêneo sem grandes esforços físicos.

3- O material é despejado em placas de petri e mantido na geladeira por uma semana submersa em formol (para que não ocorra contaminação), até que a mistura esteja enrijecida suficientemente para ser utilizada no procedimento de aquisição de sinais. Observa-se na Figura 23 o material já cozido e moldado na placa de petri.

4- Após o resfriamento, o *phantom* é retirado da placa de petri para ser utilizado no processo de aquisição de sinais e cálculo de velocidade de propagação de onda de ultrassom.



Figura 21 – Passo 1: Becker contendo a mistura de gelatina com fibra alimentar, antes do cozimento.



Figura 22 – Passo 2: Misturador magnético.



Figura 23 - Mistura cozida, antes do resfriamento.

4. Resultados e Análises

Na Tabela 2 apresentam-se os resultados experimentais obtidos de Δt_{H_2O} , $\Delta t'_{H_2O}$, Δt_{mat} , e c_{mat} .

Tabela 2 - Tempo e velocidade de propagação em materiais variados.

Material	Δt_{H_2O} (μs)	$\Delta t'_{H_2O}$ (μs)	Δt_{mat} (μs)	c_{mat} (m/s)
Acrílico 1	118,4	104,8	8,0	2529,0
Araldite com Tungstênio	118,4	97,6	14,4	2232,0
Disco de acetato + base metálica 1,5cm	136,0	112,0	12,0	1736,0
Acrílico 2 + disco metálico	120,0	104,0	10,0	2380,0
Acetato + base metálica 0,4cm	134,0	125,6	6,0	2083,2
Disco acrílico 3 1cm	116,0	102,0	10,0	2083,0
Acrílico 4 1,1 cm	118,0	102,0	8,0	2976,0
Triângulo duplo acrílico 1,8cm + base 1cm	116,0	92,0	9,2	3881,0
Osso	116,0	104,8	4,8	3472,0
Acrílico 5 0,6cm	122,0	112,0	5,0	2976,0

Na Tabela 2 constam cinco objetos de acrílico, embora estejam próximos ao valor tabelado, ainda há uma variação considerável de velocidade de propagação de onda entre eles. Este fato ocorreu devido a dois principais fatores: primeiramente, pela incerteza de que os materiais são puramente feitos de acrílico, posteriormente, pela imprecisão do osciloscópio. Muitas vezes não é possível posicionar o cursor do osciloscópio exatamente onde começa o sinal, contando ainda com possíveis erros de leitura, qualquer $1\mu s$ de incerteza em alguma das medidas, já gera um erro notável no cálculo da velocidade.

Já velocidade de propagação do som no osso mostrou-se fiel ao valor conhecido mostrado na Tabela 1 (3470m/s).

Os *phantoms* produzidos (com gelatina sem sabor e alguns com fibra alimentar), e ainda moldados em placa de petri são apresentados na Figura 24 e 25.

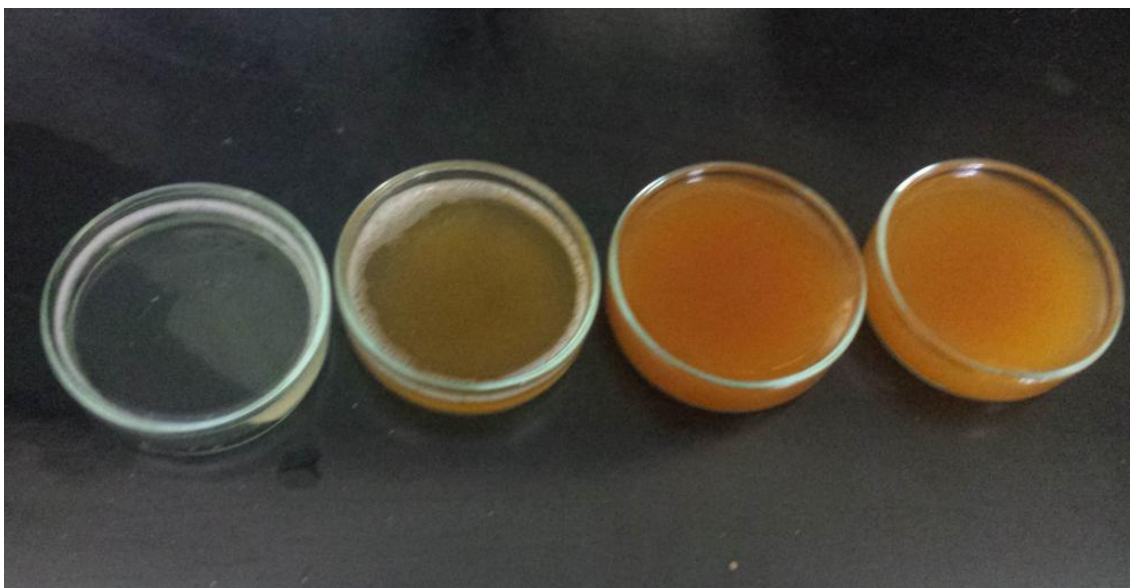


Figura 24- Phantoms moldados em placa de petri.



Figura 25 - Aspecto do phantom desenformado.

Na Tabela 3 encontram-se os mesmos parâmetros da Tabela 2, mas desta vez, medidos para os *phantoms* produzidos.

Tabela 3 - Tempo e velocidade de propagação da onda ultrassônica nos phantoms produzidos

Phantom	Concentração	$\Delta t_{H_2O} (\mu s)$	$\Delta t'_{H_2O} (\mu s)$	$\Delta t_{mat} (\mu s)$	$c_{mat}(m/s)$
Gelatina 1	0,1g/mL de água	180,0	166,0	13,5	1543,0
Gelatina 1 + metamucil	7,5 ml/ 125ml de gelatina 1	181,0	171,0	10,0	1653,0
Gelatina 2	1ml/8ml de água	-	-	-	-
Gelatina 2 +	10ml/60ml de gelatina 2	128,0	112,0	12,0	1984,0

metamucil					
Gelatina 3	1ml/4ml de água	-	-	-	-
Gelatina 3+metamucil	10ml/60ml de gelatina 3	128,0	108,0	10,0	2976,0

É possível, com uma breve comparação entre as Tabelas 1 e 3, observar que a velocidade de propagação na gelatina 1, é compatível com a de tecidos moles (1540m/s).

A partir do experimento com a gelatina 1, foi-se concentrando o teor de gelatina, e acrescentando fibra alimentar. Desta forma, nota-se uma resposta significativa de aumento de velocidade de propagação para misturas mais concentradas. As misturas de gelatina 2 e 3 sem a fibra alimentar foram apenas utilizadas como base para os *phantoms* com Metamucil, não foram transformadas em modelo de análise, como a gelatina 1.

O resultado para a gelatina 3 com metamucil sugere que se ela fosse ligeiramente mais concentrada, poderia mimetizar tecido ósseo. Desta forma, é nítido que variando as concentrações de gelatina e fibra alimentar, é possível se produzir *phantoms* que simulam, satisfatoriamente, tecidos humanos para os fins desejados no projeto.

5. Conclusão

Embora os sinais de ultrassom sejam extremamente ruidosos e de difícil interpretação, levando à necessidade de um período de adaptação prolongado, durante o desenvolvimento do trabalho foi possível notar que o ambiente montado para a aquisição de sinais foi bem sucedido, partindo do fato de que os dados obtidos nos procedimentos são satisfatórios e bastante próximos à realidade.

Em adição, a produção de *phantoms*, que podem mimetizar tecidos biológicos, mostrou-se simples e acessível, podendo ser útil em aplicações médicas como meio prático e barato de testar equipamentos não só de ultrassom, como outros equipamentos médicos, além de ser possível treinar profissionais que manipulam estes equipamentos, fazendo leituras nos próprios modelos.

O uso do agitador magnético acelerou o processo de produção de *phantoms*, uma vez que, além de cozinhar em temperatura constante, ainda mistura ininterruptamente o material, resultando em modelos homogêneos em período de tempo muito inferior em relação ao procedimento manual.

Como passos futuros estão: o desenvolvimento de um sistema que diminua o ruído, e que os experimentos sejam com imagens, no modo B, não somente com sinais unidimensionais, além de diversificação dos *phantoms*, para aproximação ainda mais real e de mais tipos de tecido biológicos, além dos tecidos moles e ósseos produzidos neste projeto.

Referências Bibliográficas

Costa A.P.A., 2015. Principios de Ultrassonografia. [online] Disponível na Internet via WWW.URL: ebm.ufabc.edu.br/wp-content/uploads/.../Aula-07_Ultrassonografia.pdf . Consultado em 10 de Setembro de 2015.

Gesualdo, E., 2013 ULTRA-SOM (US), Texto de apoio, Disciplina Transdutores – Departamento de Engenharia Elétrica –EESC USP.

Guerisoli, D.M.Z., 2004. Ultra-Som. [online] Disponível na Internet via WWW.URL: <http://www.forp.usp.br/restauradora/us01.htm> . Consultado em 26 de Novembro de 2015.

Jesus, F., Alexandrino, J., Evangelista, J., Carrara, J., 2014. Tapete Piezoelétrico Gerador de Energia Elétrica. [online] Disponível na Internet via WWW.URL: <http://pt.slideshare.net/GlauciaFernandes1/pdf-tcc-pronto>. Consultado em 25 de Novembro de 2015.

Lee, J. J., 2010. Formação e Processamento de Imagens de Ultrassom. [online] Disponível na Internet via WWW.URL: www.teses.usp.br/teses/disponiveis/18/18152/tde-24062010.../Jen.pdf . Consultado em 25 de Outubro de 2015

Lins,E., 2014. Principios de Ultrassom. [online] Disponível na Internet via WWW.URL: ebm.ufabc.edu.br/wp-content/uploads/.../Aula-07_Ultrassonografia.pdf Consultado em 03 de Novembro de 2015.

Marinho, A.R., Assunção, J.H., Vilarinho, L., Albuquerque, P., Silva, T.U., 2013. Materiais Piezoelétricos. [online] Disponível na Internet via WWW.URL: pt.slideshare.net/LeonardoVilarinho/materiais-piezoelétrico . Consultado em 3 de Novembro de 2015.

Metidieri, A.L., Button, V.L.S.N, 2009 . Caracterização de Transdutores de Ultrassom de Elemento Piezoelétrico Único. [online] Disponível na Internet via WWW.URL: www.prp.rei.unicamp.br/pibic/congressos/xviicongresso/.../031297.pdf. Consultado em 30 de Outubro de 2015.

Miles, K.G., 1989. Basic principles and clinical applications of diagnostic ultrasonography. Compendium Continuing Education Practice Veterinary, v. 11, p. 609-622.

Moretti, J.L.,1982. Elements de Physique Ultrason. Echographie. Bull. Acad. Vét de Frances 55:159-176

Pinto, M.R., Bertemes P., Paterno, A., 2014. Caracterização de gelatina como fantoma para medições de espectroscopia de impedância elétrica. [online] Disponível na Internet via WWW.URL: www.canal6.com.br/cbeb/2014/artigos/cbeb2014_submission_390.pdf Consultado em 20 de Outubro de 2015.

Ramos, P.Z.A., 2010. Segmentação de Imagens Ultrassonográficas para Detecção de Nódulos. [online] Disponível na Internet via WWW.URL: www.teses.usp.br/teses/disponiveis/18/18152/tde-06052010.../Paula.pdf Consultado em 25 de Novembro de 2015.

Scalassara, P.R., Negrão, F.A., Tsuzuki, E.M., Maciel, C.D., 2002. Medida de Velocidade de Propagação do Som e Espessura de Materiais por Ultra-Som. [online] Disponível na Internet via WWW.URL: <http://www.uel.br/revistas/uel/index.php/semexatas/article/view/1531/1281> . Consultado em 20 de Setembro de 2015.

Schiabel, H., 2014 .Nota de aula da disciplina Princípios de imagens médicas. Departamento de Engenharia Elétrica EESC-USP. [online] Disponível na Internet via WWW.URL: <http://www.sel.eesc.usp.br:8085/Disciplinas/disciplinas> Consultado em 27 de Outubro de 2015

Simões, J., 2008. Os Princípios Físicos, A Imagem e os Artefactos na Ecografia em Modo B. [online] Disponível na Internet via WWW.URL: www.veterinaria.com.pt/media/DIR_27001/VCP1-1-e22.pdf Consultado em 25 de Novembro de 2015.

Venkatachalam P. A. [et. al.] Processing of Absominal Ultrasound Images Using Seed based Region Growing Method [Conferência] // ICISIP.-[s.l.] : IEEE, 2004.

Zeferino, T., 2015. Ultrassom em Biomedicina, Apresentação de apoio, Disciplina Ultrassom - Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto - USP. . [online] Disponível na Internet via WWW.URL: http://disciplinas.stoa.usp.br/pluginfile.php/364718/mod_resource/content/0/Aula-OndaAcustica.pdf Consultado em 25 de Outubro de 2015.