

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE MATO GROSSO DO SUL
UNIDADE UNIVERSITÁRIA DE NOVA ANDRADINA
CURSO DE MATEMÁTICA - LICENCIATURA**

**NOÇÕES SOBRE AS TÉCNICAS DE ONDAS
ULTRASSÔNICAS APLICADAS À MEDICINA**

EDSON MATSUO OTA

NOVA ANDRADINA-MS

2016

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE MATO GROSSO DO SUL
UNIDADE UNIVERSITÁRIA DE NOVA ANDRADINA
CURSO DE MATEMÁTICA – LICENCIATURA**

**NOÇÕES SOBRE AS TÉCNICAS DE ONDAS ULTRASSÔNICAS
APLICADAS À MEDICINA**

Trabalho de Conclusão de Curso
apresentado ao Curso de Matemática – Licenciatura,
da Universidade Estadual de Mato Grosso do Sul –
Unidade de Nova Andradina, como requisito parcial
para a obtenção do título de Licenciado em
Matemática.

EDSON MATSUO OTA

NOVA ANDRADINA-MS

2016

**NOÇÕES SOBRE AS TÉCNICAS DE ONDAS ULTRASSÔNICAS
APLICADAS À MEDICINA**

EDSON MATSUO OTA

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Licenciatura Plena em Matemática da Universidade Estadual de Mato Grosso do Sul, como requisito final para a obtenção da referida graduação sob a orientação do Prof. Dr. Wilson Barbosa da Costa.

Banca encaminhada

Prof. Dr. Wilson Barbosa da Costa

Universidade Estadual de Mato Grosso do Sul

Orientador

Prof. Dr. Oyrán Silva Rayzaro

Universidade Estadual de Mato Grosso do Sul

Membro

Prof. MSc. Luis Oreste Cauz

Universidade Estadual de Mato Grosso do Sul

Membro

AGRADECIMENTOS

Quero agradecer primeiramente a Deus por ter me dado força e saúde para superar todas as dificuldades.

Aos meus pais, Mario Ota e Maria Deti Sakai Ota por todo apoio e incentivo que me deram.

À Universidade Estadual de Mato Grosso do Sul e em especial aos professores do Curso de Matemática da Unidade de Nova Andradina, quero prestar meus profundos agradecimentos pela oportunidade da obtenção do título de Licenciado em Matemática.

Ao meu Orientador Prof. Dr. Wilson Barbosa da Costa pela sua paciência e por todo conhecimento e incentivos em relação ao meu Trabalho de Conclusão de Curso.

A todos os amigos que fiz no Curso de Matemática da Unidade de Nova Andradina - Universidade Estadual de Mato Grosso do Sul, durante os 4 anos em que estivemos juntos, que de uma forma direta ou indiretamente fizeram parte da minha formação intelectual.

RESUMO

Neste trabalho apresentamos os princípios do funcionamento do ultrassom e mostramos as diferentes etapas do conhecimento usadas para a ultrassonografia. A ultrassonografia tem sido utilizada para avaliar a qualidade da doença das pessoas. Os transdutores são sistemas bidimensionais com formato similar ao de um disco, onde os efeitos piezoelétricos são os principais artefatos do referido transdutor, os quais ao receberem uma corrente elétrica oscilam e geram uma onda sonora, o ultrassom, que é medida e transformada em imagens. Por consequente, estudamos e consideramos as características da equação da onda e suas soluções, a impedância acústica e a intensidade, a reflexão e transmissão de ondas ultrassônicas, a atenuação e a velocidade de propagação de ondas ultrassônicas em diferentes meios e os efeitos biológicos do ultrassom e a segurança dos possíveis danos a tecidos biológicos e as técnicas para medição dos níveis de exposição. É adicionado o gel aquoso à pele do paciente, para ter impedância acústica próxima à da referida pele e a fonte do ultrassom. Em síntese o gel aquoso serve para fazer um casamento de impedâncias acústicas entre a fonte emissora do ultrassom e a pele do indivíduo. Em geral quando a fonte do ultrassom está no ar, há uma alta refletância de ondas devido à alta diferença de impedâncias entre o ar e a pele.

Palavras chave: Ultrassonografia, Ondas Sonoras, Equações de Maxwell , Transdutores, Piezoelétricos.

ABSTRACT

In this work we present the principles of operation of the ultrasound and show the different stages of knowledge used for ultrasonography. Ultrasonography has been used to assess the quality of people's disease. The transducers are two-dimensional systems with similar format to a disk, where the piezoelectric effects are major articles of said transducer, which upon receiving an electric current oscillate and generate a sound wave, ultrasound which is measured and processed into images. By consequent, we study and consider the wave equation characteristics and its solutions, acoustic impedance and intensity, reflection and transmission of ultrasonic waves, the attenuation and the speed of propagation of sound waves in different media and the biological effects of ultrasound and the safety of possible damage to biological tissues and techniques for measurement of exposure levels. It is added to the aqueous gel to the skin of the patient to be close to the acoustic impedance of said skin and the source of ultrasound. In summary the aqueous gel is used to make a wedding acoustic impedances between the emitting source of ultrasound and skin of the individual. In general, when the ultrasound source is in the air, there is a high reflectance difference due to high wave impedance between the air and the skin.

Keywords: Ultrasonography, Sound Waves, Maxwell Equations, Transducers, Piezoelectric.

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 – Um pulso ondulatório propagando-se numa corda tensionada. A forma do pulso fica mais ou menos imutável durante a propagação da corda.	3
Figura 2 – Um pulso que se propaga numa corda tencionada é uma onda transversal. Isto é qualquer elemento P da corda se desloca em direção perpendicular ao movimento da corda. ...	3
Figura 3 – Um pulso longitudinal numa mola tensionada. A perturbação do meio (o deslocamento das espiras) tem a direção do movimento da onda. Para provocar pulso, a região de compressão C é seguida pela região de rarefação R, conforme se explica no texto.....	4
Figura 4 – Pulso ondulatório unidimensional propagando-se para a direita com velocidade v. (a) Em $t=0$, a forma do pulso é dada por $y=f(x)$. (b) Num instante mais tarde t, a forma permanece inalterada, e o deslocamento vertical é dado por $y=f(x-vt)$	5
Figura 5 – Onda harmônica unidimensional que se propaga para a direita com velocidade v. A curva que passa pela origem é um instantâneo da onda no instante $t=0$, e a outra curva um instantâneo num instante t posterior.	6
Figura 6 – Segmento de uma corda sob a tensão F. observar que as inclinações nos pontos A e B são dadas por $\tan\theta_1$ e $\tan\theta_2$, respectivamente.	8
Figura 7 – Onda eletromagnética no espaço livre.	13
Figura 8 – O espectro eletromagnético.....	14
Figura 9 – Curva retangular no plano xy usada para demonstrar a equação de onda	16
Figura 10 – Curva retangular no plano xz usada para demonstrar a equação de onda.....	18
Figura 11 – Movimento de um pulso longitudinal através de um meio compressível. A compressão (região mais escura) é provocada pelo pistão móvel.	25
Figura 12 – Esquema morfofisiológico das principais estruturas do ouvido.	27
Figura 13 – Curva de limiar de audição para diferentes frequências.	28
Figura 14 – Formação de imagens ultrassônicas pelas varreduras A (a) e B (b).	35
Figura 15 – Esquema de formação de Imagem bidimensional com varredura B. (a) Transdutor estacionário; (b) Transdutor movendo-se para a direita; (c) transdutor com movimento de rotação e para a direita.....	36
Figura 16 – Esquema de varredura M. (a) Membrana vibratória no interior de uma cuba com água. (b) Figura formada na tela do osciloscópio, caso a varredura seja estacionaria. (c) O movimento da membrana é mostrado na tela, com feixe eletrônico do tubo de raios catódicos do osciloscópio se movendo verticalmente em função do tempo.	37

Figura 17 – Efeito Doppler envolvendo movimento da fonte.	38
Figura 18 – Efeito Doppler envolvendo movimento do ouvinte.	39
Figura 19 – Arranjo esquemático para medir a velocidade do sangue usando o efeito Doppler.	41

SUMÁRIO

RESUMO	i
ABSTRACT	ii
ÍNDICE DE FIGURAS	iii
1 – ONDAS	1
1.1 – INTRODUÇÃO	1
1.2 – TIPOS DE ONDAS	2
1.3 – ONDAS PROGRESSIVAS UNIDIMENSIONAIS	4
1.4 – ONDAS HARMÔNICAS	6
1.5 – EQUAÇÃO DE ONDA LINEAR	7
1.6 – EQUAÇÕES DE MAXWELL	11
1.6.1 – Lei De Gauss Para A Eletricidade	11
1.6.2 – Lei De Gauss Para O Magnetismo	11
1.6.3 – Lei De Ampère	12
1.6.4 – Lei De Faraday	12
1.6.5 – Ondas Eletromagnéticas	12
1.6.6 – O Espectro Eletromagnético	13
1.6.7 – A Equação de onda	14
1.6.8 – Demonstração Da Equação De Onda	16
2 – PRINCÍPIOS BÁSICOS DE ONDAS ULTRASSÔNICAS	22
2.1 – INTRODUÇÃO	22
2.2 – A VELOCIDADE DE PROPAGAÇÃO DE ONDAS SONORAS	24
2.3 – A INTENSIDADE SONORA	26
3 – ONDAS ULTRASSÔNICAS APLICADA NA MEDICINA	31
3.1 – INTRODUÇÃO	31
3.2 – USOS DE ULTRASSOM NA MEDICINA	31
3.3 – GERAÇÃO E DETECÇÃO DE ULTRASSOM	32
3.4 – PROPRIEDADES DAS ONDAS ULTRASSÔNICAS	33
3.5 – FORMAÇÕES DE IMAGENS	34
3.6 – FISIOTERAPIA ULTRASSÔNICA	41
3.7 – EFEITOS BIOLÓGICOS DO ULTRASSOM	42

CONCLUSÃO	44
BIBLIOGRAFIA	45

1 – ONDAS

1.1 – INTRODUÇÃO

O vento, ao passar sobre um campo de trigo, provoca uma onda que se espalha por todo o campo. Nesse caso, devemos distinguir, também, entre o movimento da onda e o movimento das plantas separadas, que só efetuam pequenas oscilações. As partículas que constituem o meio efetuam apenas pequenas vibrações, mas o movimento global é o de uma onda que avança. A coisa essencialmente nova, nesse caso, é que, pela primeira vez, analisamos o movimento de algo que não é matéria, mas energia através da matéria.

As ondas na água representam apenas um exemplo de uma grande variedade de fenômenos físicos que tem características ondulatórias. O mundo está cheio de ondas: ondas sonoras; ondas mecânicas, como as ondas numa corda, ondas sísmicas, ondas de choque, provocadas por aviões supersônicos e ondas eletromagnéticas, como as da luz visível, as ondas de rádio, os sinais de televisão e os raios-x. Neste trabalho, vamos limitar nossa atenção às ondas mecânicas, isto é, às ondas que só se propagam num meio material.

O conceito de onda é bastante abstrato. Quando observamos o que chamamos de uma onda em água, o que vemos é uma deformação da superfície da água. Sem água, não haveria onda. Uma onda que se propaga numa corda não existiria sem a corda. As ondas sonoras propagam-se através do ar em consequência de variação de pressão de ponto para ponto. Nesses casos, o que interpretamos como onda corresponde a uma perturbação de um corpo, ou meio, de propagação. Podemos, portanto, considerar uma onda como o movimento de uma perturbação. O movimento da perturbação, isto é, a própria onda, ou o estado do meio não pode ser confundido com o movimento das partículas do meio. A matemática usada na descrição dos fenômenos ondulatórios é uma matemática comum a todas as ondas. Em geral, veremos que o movimento ondulatório mecânico se descreve pela especificação das posições de todos os pontos do meio perturbado em função do tempo.

As ondas mecânicas que discutiremos neste trabalho exigem, uma fonte de perturbação, um meio que possa ser perturbado e alguma conexão física, ou mecanismo físico mediante o qual partes vizinhas do meio possam ser influenciados mutualmente. Veremos que todas as ondas transportam energia. A quantidade de energia transmitida através de um meio e o mecanismo responsável pelo transporte de energia serão diferentes, de caso para caso. Por

exemplo, a potência das ondas oceânicas, durante uma tempestade, é muito maior que a potência das ondas sonoras geradas por uma simples voz humana.

Três características físicas são importantes para caracterizar as ondas o comprimento, a frequência e a velocidade da onda. O comprimento de onda é a distância mínima entre dois pontos quaisquer de uma onda que se comportam identicamente. Por exemplo, no caso de ondas na água, o comprimento de onda é a distância entre dois máximos, duas cristas adjacentes, ou entre dois mínimos dois fundos adjacentes.

A maioria das ondas é de natureza periódica. A frequência dessas ondas periódicas é a taxa temporal em que é perturbação se repete.

As ondas se deslocam ou propaga-se com certa velocidade, que depende das propriedades do meio que está sendo perturbado. Por exemplo, as ondas sonoras propagam-se no ar, a 20° C, com uma velocidade da ordem de 344 m/s (1240 km/h), mas a velocidade do som na maioria dos sólidos é mais elevada que 344 m/s. Uma classe especial de ondas que não precisam de um meio para se propagar é a das ondas eletromagnéticas, que se propagam muito rapidamente no vácuo, com velocidade da ordem de 3×10^8 m/s (300.000 km/s).

1.2 – TIPOS DE ONDAS

Uma forma de visualizar-se o movimento ondulatório é fazer oscilar a extremidade de uma corda que está tensionada e tem a outra extremidade fixa, como mostra a Figura 1. Dessa maneira, forma-se uma única oscilação, um pulso que se propaga para a direita, Figura 1, com uma velocidade definida. Esse tipo de perturbação é uma onda progressiva. A Figura 1 representa quatro instantâneos sucessivos de uma onda progressiva.

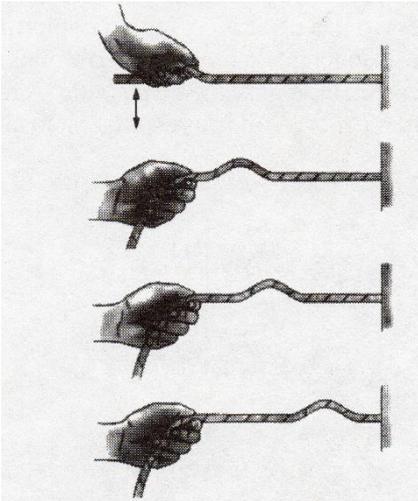


Figura 1 – Um pulso ondulatório propagando-se numa corda tensionada. A forma do pulso fica mais ou menos imutável durante a propagação da corda.

A velocidade da onda depende da tensão e das propriedades da corda, a corda é o meio através do qual a onda se propaga. A forma do pulso ondulatório se altera muito pouco quando ele avança ao longo da corda. Observe que, à medida que o pulso ondulatório avança na corda, cada segmento da corda que é perturbado se move numa direção perpendicular à direção do movimento da onda. A Figura 2 ilustra esse ponto para certo segmento, identificado por P. Observe que não há movimento de nenhuma parte da corda na direção da corda.

Uma onda progressiva como essa, na qual as partículas do meio perturbado se deslocam perpendicularmente à direção da velocidade da onda, é uma onda transversal.

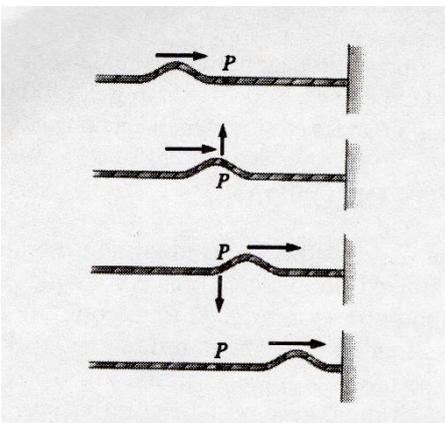


Figura 2 – Um pulso que se propaga numa corda tensionada é uma onda transversal. Isto é qualquer elemento P da corda se desloca em direção perpendicular ao movimento da corda.

Numa outra classe de onda, as ondas longitudinais, as partículas do meio sofrem deslocamentos numa direção paralela à direção do movimento da onda.

As ondas sonoras são ondas longitudinais que resultam da perturbação do meio. A perturbação corresponde a uma sequência de regiões de alta e de baixa pressão que se propagam no ar, ou em qualquer meio material, com certa velocidade. Um pulso longitudinal pode ser facilmente provocado numa mola tensionada, como na Figura 3. A extremidade da esquerda da mola recebe um rápido impulso, constituído por um rápido empurrão para a direita seguindo por um puxão igualmente rápido para a esquerda na direção do eixo da mola, o que provoca uma súbita compressão das espiras. A região comprimida C é seguida por uma região R, onde as espiras estão afastadas.

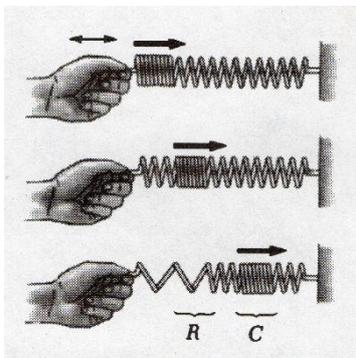


Figura 3 – Um pulso longitudinal numa mola tensionada. A perturbação do meio (o deslocamento das espiras) tem a direção do movimento da onda. Para provocar pulso, a região de compressão C é seguida pela região de rarefação R, conforme se explica no texto.

1.3 – ONDAS PROGRESSIVAS UNIDIMENSIONAIS

Consideremos, outra vez, um pulso ondulatório que se propaga para a direita ao longo de uma corda tensionada, com velocidade constante v , tal como na Figura 4, o pulso se move sobre o eixo x , o eixo da corda, e o deslocamento transversal da corda é medido na ordenada y .

A Figura 4a representa a forma e a posição do pulso na instante $t = 0$. Nesse instante, a forma do pulso, qualquer que seja, pode ser representada como $y = f(x)$. Isto é, y é certa função de x . O deslocamento máximo, y_m , é a amplitude da onda. Uma vez que a velocidade do pulso ondulatório é v , o pulso se desloca para a direita, e cobre uma distancia vt no intervalo de tempo t , representado pela Figura 4b.

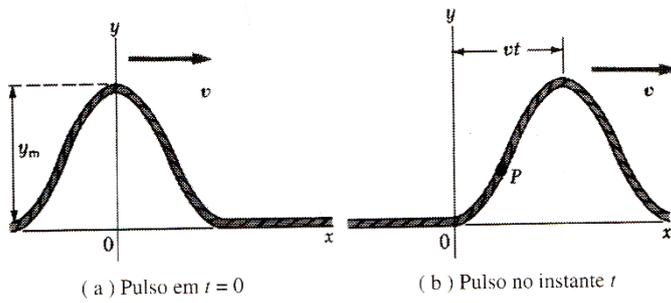


Figura 4 – Pulso ondulatório unidimensional propagando-se para a direita com velocidade v . (a) Em $t = 0$, a forma do pulso é dada por $y = f(x)$. (b) Num instante mais tarde t , a forma permanece inalterada, e o deslocamento vertical é dado por $y = f(x - vt)$.

Podemos representar o deslocamento y em todos os instantes posteriores, num sistema de coordenadas estacionário com origem em 0, como $y = f(x - vt)$. Analogamente, se o pulso ondulatório se desloca para a esquerda, o seu deslocamento pode ser dado por $y = f(x + vt)$. O deslocamento y é denominado função de onda e depende de duas variáveis x e t . No caso de um pulso que se desloca sem alteração da forma, a velocidade do pulso ondulatório é a mesma do movimento de qualquer pulso especial sobre o perfil do pulso, por exemplo, a crista do pulso. A fim de achar a velocidade do pulso, podemos verificar qual distancia percorrida pela crista, em certo intervalo curto de tempo, e dividir essa distancia pelo intervalo de tempo. A crista de um pulso corresponde àquele ponto para o qual y tem o seu valor máximo. Independente de como x e t se alteram individualmente, queremos que se tenha $x - vt = x_0$, a fim de se ter sempre a crista da onda. Então, essa equação do movimento da crista. Em $t = 0$, a crista está em $x = x_0$, num intervalo de tempo dt mais tarde, a crista estará em $x = x_0 + vdt$. Então, num intervalo de tempo dt a crista deslocou-se a uma distância $dx = (x_0 + vdt) - x_0 = vdt$. Claramente, a velocidade da onda, chamada velocidade de fase, é dada por:

$$v = dx/dt. \tag{1}$$

A velocidade da onda ou velocidade de fase não deve ser confundida com a velocidade transversal na direção y da partícula do meio.

1.4 – ONDAS HARMÔNICAS

Uma onda harmônica tem uma forma senoidal, como mostra a Figura 5. A curva que passa pela origem representa um instantâneo da onda harmônica no instante $t = 0$ e a outra curva é um instantâneo da onda num instante posterior t . Em $t = 0$, o deslocamento da curva pode ser escrito como:

$$y = A \operatorname{sen} \left(\frac{2\pi}{\lambda} x \right). \quad (2)$$

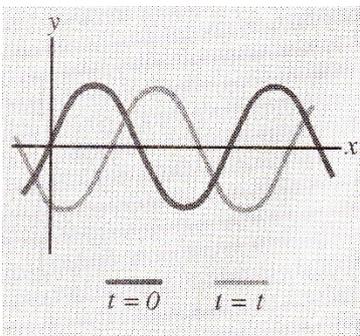


Figura 5 – Onda harmônica unidimensional que se propaga para a direita com velocidade v . A curva que passa pela origem é um instantâneo da onda no instante $t = 0$, e a outra curva um instantâneo num instante t posterior.

A constante A , a amplitude da onda, constitui o valor máximo do deslocamento. A constante λ , o comprimento de onda, é igual à distância entre dois máximos sucessivos ou cristas da onda, ou entre quaisquer dois pontos adjacentes que tenham a mesma fase. O deslocamento se repete sucessivamente quando x por um número inteiro de comprimentos de onda λ . Se a onda se move para a direita, com velocidade de fase v , a função de onda, em certo instante t , é dada por:

$$y = A \operatorname{sen} \left[\frac{2\pi}{\lambda} (x - vt) \right]. \quad (3)$$

A onda harmônica avança para a direita uma distância vt no tempo t , como mostra a Figura 5. A função de onda tem a forma $f(x - vt)$, representando uma onda que se desloca para a direita. Se a onda estivesse avançando para a esquerda, a grandeza $x - vt$ será substituída por $x + vt$.

O tempo que a onda leva para avançar um comprimento de onda é o período T . Então, a velocidade de fase, o comprimento de onda e o período estão relacionados por $\lambda = vt$. Levando essa expressão à Eq. 3, encontraremos que

$$y = A \operatorname{sen} \left[2\pi \left(\frac{x}{\lambda} - \frac{t}{T} \right) \right]. \quad (4)$$

Essa forma da função de onda evidencia, com clareza, a natureza periódica de y . Isto é, em qualquer instante t , a função y tem o mesmo valor nas posições $x, x + \lambda, x + 2\lambda$ etc. Além disso, numa certa posição x , os valores de y nos instantes $t, t + T, t + 2T$ etc., são também iguais. Podemos exprimir a função de onda harmônica de maneira adequada através de duas outras grandezas, o número de onda $k = 2\pi/\lambda$ e a frequência angular $\omega = 2\pi/T$. Usando estas definições, vemos que a Eq. 4 pode ser escrita de forma compacta,

$$y = A \operatorname{sen}(kx - \omega t). \quad (5)$$

1.5 – EQUAÇÃO DE ONDA LINEAR

Em passagem anterior, introduzimos o conceito de função de onda, a fim de representar ondas progressivas numa corda. Todas as funções de onda $y(x, t)$ são soluções de uma equação denominada equação de onda linear. Essa equação proporciona uma descrição completa do movimento ondulatório e dela podemos deduzir a expressão da velocidade da onda. Além disso, a equação de onda é básica para muitos movimentos ondulatórios. Consideremos um pequeno segmento de uma corda, com comprimento Δx e tensão F , no qual uma onda progressiva se propaga Figura 6. Vamos admitir que as extremidades do segmento façam ângulos pequenos com eixo dos x , os ângulos θ_1 e θ_2 . A força líquida sobre o segmento, na direção vertical, é dada por:

$$F_R = \sum F_y = F(\operatorname{sen}\theta_2 - \operatorname{sen}\theta_1). \quad (6)$$

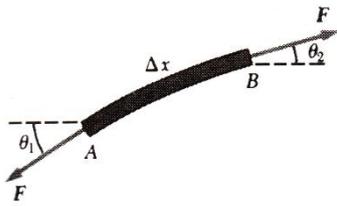


Figura 6 – Segmento de uma corda sob a tensão F . observar que as inclinações nos pontos A e B são dadas por $\tan \theta_1$ e $\tan \theta_2$, respectivamente.

Vamos admitir que os ângulos sejam pequenos e podemos usar a aproximação dos pequenos ângulos, $\sin \theta \approx \tan \theta$ e exprimir a força resultante por:

$$F_R = \sum F_y \approx F(\tan \theta_2 - \tan \theta_1). \quad (7)$$

As tangentes dos ângulos em A e em B são os coeficientes angulares da curva nesses pontos. Como o coeficiente angular da tangente a uma curva é dada por $\partial y / \partial x$, podemos escrever:

$$F_R \sum F_y \approx F[(\partial y / \partial x)_B - (\partial y / \partial x)_A]. \quad (8)$$

Agora, vamos aplicar a Segunda Lei de Newton, $F_R = \sum F_y = ma_y$, ao segmento, sendo m a massa do segmento, dada por $m = \mu \Delta x$. Isso nos dá

$$F_R \sum F_y = ma_y = \mu \Delta x (\partial^2 y / \partial t^2). \quad (9)$$

Onde usamos o fato de $a_y = \partial^2 y / \partial t^2$. Igualando a Eq. 8 à Eq. 9, temos:

$$\frac{\mu \partial^2 y}{F \partial t^2} = \frac{\left[\left(\frac{\partial y}{\partial x} \right)_B - \left(\frac{\partial y}{\partial x} \right)_A \right]}{\Delta x} \quad (10.a)$$

$$\mu \Delta x \left(\frac{\partial^2 y}{\partial t^2} \right) = F \left[\left(\frac{\partial y}{\partial x} \right)_B - \left(\frac{\partial y}{\partial x} \right)_A \right]. \quad (10.b)$$

O segundo membro da Eq. 10 pode se expresso de forma diferente se observarmos que a derivada de uma função se define por

$$\frac{\partial f}{\partial x} = \lim_{\Delta x \rightarrow 0} \frac{f(x + \Delta x) - f(x)}{\Delta x}. \quad (11)$$

Associando $f(x + \Delta x)$ a $(\partial y / \partial x)_B$ e $f(x)$ a $(\partial y / \partial x)_A$, vemos que, no limite $\Delta x \rightarrow 0$ a Eq. (10.a) fica

$$\frac{\mu}{F} \frac{\partial^2 y}{\partial t^2} = \frac{\partial^2 y}{\partial x^2} \quad (12)$$

essa é a equação de onda linear que aplica às ondas numa corda. Veremos que a função de onda harmônica constitui uma solução dessa equação de onda. Se tomarmos a função de onda harmônica na forma $y(x, t) = A \text{sen}(kx - \omega t)$, as derivadas da equação são

$$\frac{\partial^2 y}{\partial t^2} = -\omega^2 A \text{sen}(Kx - \omega t) \quad (13.a)$$

$$\frac{\partial^2 y}{\partial x^2} = -k^2 A \text{sen}(Kx - \omega t). \quad (13.b)$$

Levando essas expressões na Eq. 12, temos $k^2 = (\mu/F)\omega^2$. Lembrando que $v = \omega/k$, esta expressão fica $v^2 = \omega^2/k^2 = F/\mu$, portanto,

$$v = \sqrt{F/\mu}. \quad (14)$$

Esse resultado é outra prova da expressão da velocidade da onda numa corda tensionada. A equação de onda linear, dada pela Eq. 12, se escreve, muitas vezes, na forma

$$\frac{\partial^2 y}{\partial x^2} = \frac{1}{v^2} \frac{\partial^2 y}{\partial t^2} \quad (15)$$

Essa expressão se aplica em geral, aos vários tipos de onda que se propagam através de meios não dispersivos. No caso de ondas em corda, y é o deslocamento vertical. Quanto a

ondas de som, y corresponde a variações de pressão, ou de densidade de um gás. No caso de ondas eletromagnéticas, y corresponde às componentes dos campos elétrico ou magnético.

1.6 – EQUAÇÕES DE MAXWELL

As descobertas de Coulomb, Ampère, Faraday entre outros envolvendo os princípios da Eletricidade, foram o ponto de partida para a previsão da existência de ondas eletromagnéticas. Acrescentando novas concepções às leis e aos estudos desses cientistas, o físico escocês James Clerk Maxwell (1831 – 1879) estruturou um conjunto de equações, Equações de Maxwell, na qual desenvolveu uma teoria matemática na qual generalizou esses princípios.

A partir das equações de Maxwell, é possível demonstrar todas as leis fundamentais da eletricidade e do magnetismo: as leis de Coulomb, Gauss, Biot-Savart, Ampère e Faraday. Em princípio qualquer problema clássico de eletricidade e eletromagnetismo pode ser resolvido através das Equações de Maxwell.

1.6.1 – Lei De Gauss Para A Eletricidade

$$\oint_S E_n dA = \frac{1}{\epsilon_0} Q_{\text{int}} \quad (16)$$

A Eq. 16 é a lei de Gauss; ela afirma que o fluxo do campo elétrico através de qualquer superfície fechada é igual à carga no interior dessa superfície dividida por ϵ_0 . Uma das consequências da lei de Gauss é que o campo elétrico produzido por uma carga pontual varia inversamente com o quadrado da distância entre a carga e o ponto onde o campo está sendo medido. Esta lei também implica que as linhas de campo elétrico divergem de uma carga positiva e convergem para uma carga negativa.

1.6.2 – Lei De Gauss Para O Magnetismo

$$\oint_S B_n dA = 0. \quad (17)$$

A lei de Gauss para o magnetismo, afirma que o fluxo do campo magnético através de qualquer superfície fechada é nulo. Esta equação reflete a observação experimental de que

as linhas de campo magnético não divergem de nenhum ponto nem convergem para nenhum ponto, isto é, não existem polos magnéticos isolados.

1.6.3 – Lei De Ampère

$$\oint_c \vec{B} \cdot d\vec{\ell} = \mu_0 I + \mu_0 \epsilon_0 \frac{d}{dt} \int_S E_n dA \quad (18)$$

A lei de Ampère generalizada afirma que a integral do campo magnético ao longo de qualquer curva fechada é igual à soma de dois termos: o primeiro é produto de μ_0 pela corrente que atravessa qualquer superfície limitada pela curva e o segundo é o produto de $\mu_0 \epsilon_0$ pela taxa de variação do fluxo do campo magnético através da superfície.

1.6.4 – Lei De Faraday

$$\oint_c \vec{E} \cdot d\vec{\ell} = -\frac{d}{dt} \int_S B_n dA. \quad (19)$$

A Lei de Faraday afirma que a integral do campo elétrico ao longo de qualquer curva fechada é igual ao negativo da taxa de variação do fluxo do campo magnético através de qualquer superfície limitada pela curva. Como não se trata de uma superfície fechada, o fluxo do campo magnético através da superfície pode ser diferente de zero. A Lei de Faraday descreve o modo como às linhas de campo magnético se comportam em uma região na qual o campo magnético está variando e relaciona o vetor campo elétrico à taxa de variação do vetor campo magnético.

1.6.5 – Ondas Eletromagnéticas

De acordo com Maxwell, um campo magnético \vec{B} será produzido em um ponto P do espaço se nas proximidades existir um campo elétrico variável \vec{E} conforme a Figura 7. O campo magnético induzido também será variável e, por sua vez, induzirá um campo elétrico. Segundo as equações, as interações entre esses campos variáveis deveriam se propagar no espaço.

Por meio de suas equações, Maxwell mostrou que essas oscilações que se propagam têm a mesma formulação matemática de uma onda e determinou essas ondas de ondas eletromagnéticas. Mais tarde, verificou-se que as ondas eletromagnéticas poderiam ser polarizadas e que, portanto, eram ondas transversais.

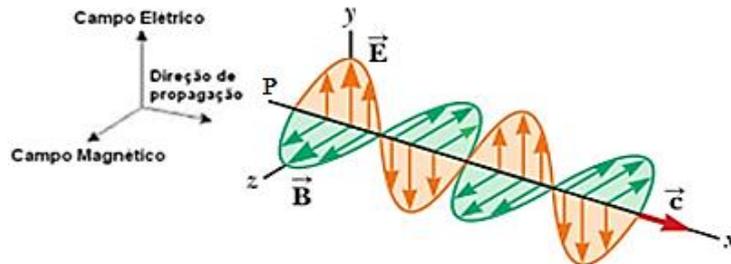


Figura 7 – Onda eletromagnética no espaço livre.

Maxwell demonstrou que a velocidade da luz no vácuo, é definida pela expressão:

$$c = \sqrt{\frac{1}{\epsilon_0 \mu_0}} \quad (20)$$

onde ϵ_0 e μ_0 são, respectivamente, a permissividade elétrica e a permissividade magnética do vácuo. Em unidades do Sistema Internacional: $\epsilon_0 = 8,85 \times 10^{-12} C^2/N \times m^2$ e $\mu_0 = 4\pi \times 10^{-7} T \times m/A$, obtendo-se na expressão anterior, igual ao valor da velocidade da luz no vácuo: $c = 3 \times 10^8 m/s$.

1.6.6 – O Espectro Eletromagnético

O espectro eletromagnético representado na Figura 8 é definido como sendo o intervalo que contém todas as radiações eletromagnéticas que vai desde as ondas de rádio até os raios gama. O conhecimento sobre as ondas eletromagnéticas tem evoluído desde a época de Maxwell. Atualmente, sabemos que as mesmas são formadas pela combinação dos campos elétrico e magnético, os quais se propagam perpendicularmente um em relação ao outro.

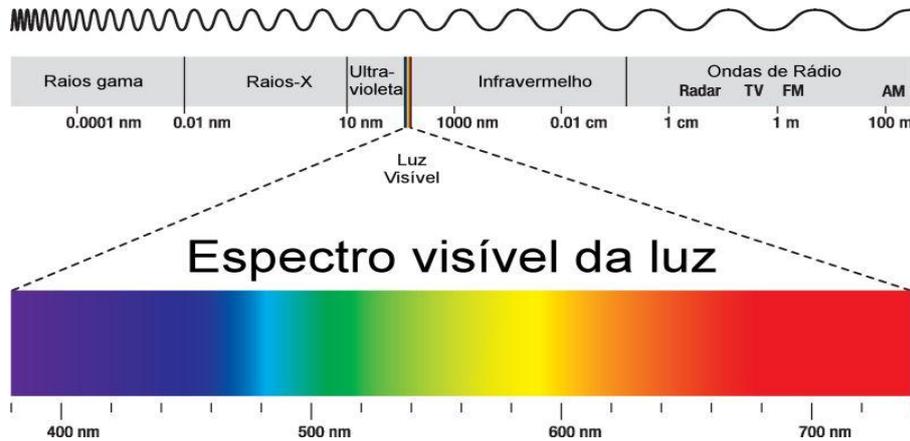


Figura 8 – O espectro eletromagnético

O olho humano é sensível a ondas eletromagnéticas com comprimentos de onda da ordem de 400nm a 700 nm, a chamada faixa da luz visível. Os menores comprimentos de onda na faixa de luz visível correspondem à cor violeta e os maiores à cor vermelha, todas as cores do arco-íris estão entre estes dois extremos. À medida que o comprimento de onda diminui a sensação de cor muda do vermelho para alaranjado, amarelo, verde, azul, anil até atingir o violeta, que tem o menor comprimento de onda. As ondas eletromagnéticas com comprimentos de onda um pouco menores que os do espectro visíveis são chamados de raios ultravioletas; as ondas eletromagnéticas com comprimentos e ondas um pouco maiores que os do espectro visível são conhecidos como raios infravermelhos.

As ondas de rádio são muito bem refletidas pelas camadas ionizadas da atmosfera superior (ionosfera), permitindo que sejam captadas a grandes distâncias da emissora. Elas têm comprimento de onda de dezenas a milhares de metros assim, elas podem facilmente se difratar ao redor de obstáculos relativamente pequenos como árvores e edifícios.

Os raios-x são ondas eletromagnéticas que possuem comprimentos de onda muito pequenos e por isso penetram com facilidade em muitos materiais que são opacos às ondas da luz visível, cujo comprimento de ondas são ainda maiores. Já os raios- γ são emitidos pelos núcleos atômicos durante a desintegração de elementos radioativos.

1.6.7 – A Equação de onda

As ondas em uma corda obedecem a uma equação diferencial parcial denominada equação de onda:

$$\frac{\partial^2 y(x, t)}{\partial x^2} = \frac{1}{v^2} \frac{\partial^2 y(x, t)}{\partial t^2} \quad (21)$$

onde $y(x, t)$ é a função de onda, que para o caso das ondas em uma corda representa o deslocamento da corda, sendo as derivadas, as parciais porque a função de onda depende de duas variáveis $f(x, t)$. A velocidade da onda é dada por $v = \sqrt{F/\mu}$, onde F é a tensão e μ a densidade linear. As soluções desta equação são funções harmônicas do tipo:

$$y(x, t) = y_0 \text{sen}(kx - \omega t) \quad (22)$$

onde $k = 2\pi/\lambda$ é o número de onda e $\omega = 2\pi f$ a frequência angular.

Uma das consequências das equações de Maxwell é o fato de que \vec{E} e \vec{B} obedecem a equação de onda semelhantes à Eq. 21. Vamos considerar apenas o caso do espaço livre, no qual não existem cargas nem corrente, e supor que os campos elétrico e magnético sejam funções do tempo e de apenas uma das coordenadas espaciais, que vamos tomar como sendo a coordenada x . Uma das ondas desse tipo é chamada de onda plana, porque os campos são constantes em qualquer plano perpendicular ao eixo dos x . No caso de uma onda eletromagnética viajando paralelamente ao eixo dos x , as componentes x dos campos são nulas, de modo que os vetores \vec{E} e \vec{B} são perpendiculares ao eixo dos x , onde $c = 1/\sqrt{\mu_0 \epsilon_0}$ é a velocidade da onda e obedecem às seguintes equações de onda:

$$\frac{\partial^2 \vec{E}}{\partial x^2} = \frac{1}{c} \frac{\partial^2 \vec{E}}{\partial t^2} \quad (23)$$

equação de onda de \vec{E}

$$\frac{\partial^2 \vec{B}}{\partial x^2} = \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 \vec{B}}{\partial t^2} \quad (24)$$

equação de onda de \vec{B}

1.6.8 – Demonstração Da Equação De Onda

Podemos relacionar a derivada espacial de um dos vetores de campo à derivada temporal do outro aplicando as Eqs. 18 e 19 a curvas convenientemente escolhidas. Vamos primeiro relacionar a derivada espacial de E_y à derivada temporal de B_z aplicando a Eq. 18, que é a Lei de Faraday, a uma curva retangular de lados Δx e Δy situada no plano xy :

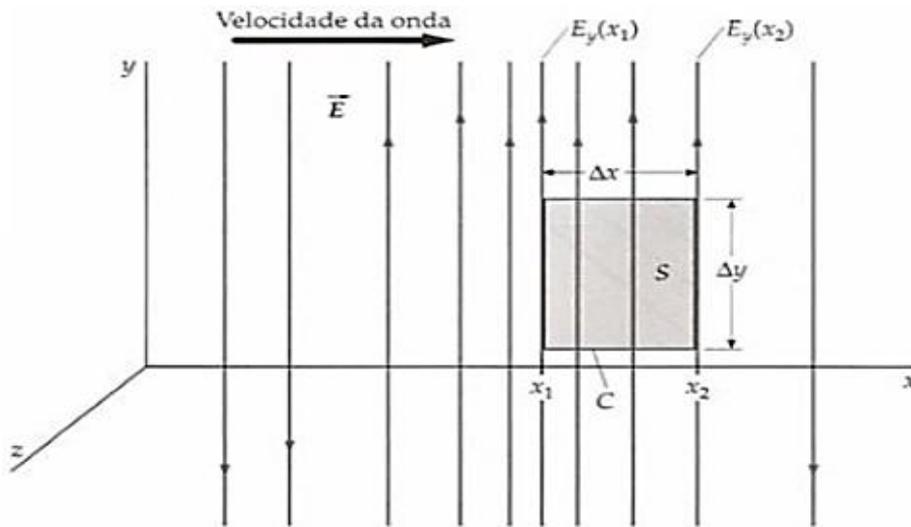


Figura 9 – Curva retangular no plano xy usada para demonstrar a equação de onda

Se Δx e Δy forem muito pequenos, a integral de linha de \vec{E} ao longo desta curva será aproximadamente:

$$\oint \vec{E} \cdot d\vec{l} = E_y(x_2)\Delta y - E_y(x_1)\Delta y \quad (25)$$

onde $E_y(x_1)$ é o valor de E_y no ponto x_1 e $E_y(x_2)$ é o valor de E_y no ponto x_2 . As contribuições do tipo $E_x\Delta x$ da parte superior e inferior da curva são nulas porque $E_x = 0$. Como Δx é muito pequena, a diferença entre os valores de E_y nos pontos x_1 e x_2 é dada aproximadamente por

$$E_y(x_2) - E_y(x_1) = \Delta E \approx \frac{\partial E_y}{\partial x} \Delta x \quad (25)$$

Neste caso,

$$\oint \vec{E} \cdot d\vec{l} \approx \frac{\partial E_y}{\partial x} \Delta x \Delta y. \quad (26)$$

O fluxo de campo magnético através desta curva é aproximadamente

$$\int_s B_n dA = B_z \Delta x \Delta y. \quad (27)$$

De acordo com a lei de Faraday, temos:

$$\frac{\partial E_y}{\partial x} \Delta x \Delta y = - \frac{\partial B_z}{\partial t} \Delta x \Delta y \quad (28)$$

ou

$$\frac{\partial E_y}{\partial x} = - \frac{\partial B_z}{\partial t} \quad (29)$$

De acordo com a Eq. 29, se o campo elétrico E_y variar com x , o campo magnético B_z será variável no tempo; se o campo magnético B_z variar no tempo, o campo magnético E_y variará com x . Podemos obter uma equação semelhante relacionando a derivada espacial do campo magnético B_z à derivada temporal do campo elétrico E_y aplicando a Eq. 19, que é a Lei de Ampère generalizada, a uma curva retangular de lados Δx e Δz situada no plano xz (Figura 10).

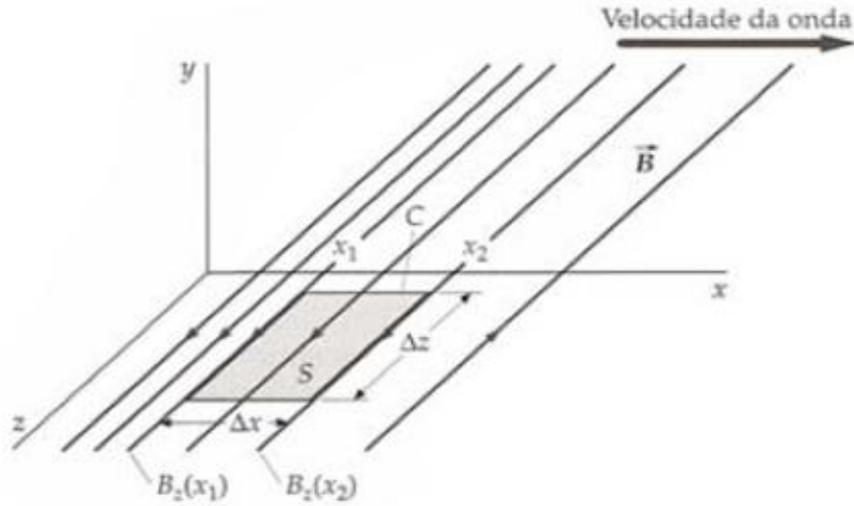


Figura 10 – Curva retangular no plano xz usada para demonstrar a equação de onda.

No caso de existirem correntes reais, a Eq. 18 se reduz a:

$$\oint \vec{B} \cdot d\vec{l} = \mu_0 \epsilon_0 \frac{d}{dt} \int_S E_n dA. \quad (30)$$

Os cálculos são semelhantes aos usados para obter a Eq. 29. O resultado é o seguinte:

$$\frac{\partial B_z}{\partial x} = -\mu_0 \epsilon_0 \frac{\partial E_y}{\partial t} \quad (31)$$

Podemos eliminar B_z ou E_y das Eqs. 29 e 31 diferenciando uma das equações em relação a x e t diferenciando uma das equações em relação a x , obtemos:

$$\frac{\partial}{\partial x} \left(\frac{\partial E_y}{\partial x} \right) = -\frac{\partial}{\partial x} \left(\frac{\partial B_z}{\partial t} \right) \quad (32)$$

ou

$$\frac{\partial^2 E_y}{\partial x^2} = -\frac{\partial}{\partial t} \left(\frac{\partial B_z}{\partial x} \right) \quad (33)$$

onde a ordem das derivações em relação ao tempo e ao espaço no membro direito foi invertida. Vamos agora substituir $\partial B_z / \partial x$ por seu valor, dado pela Eq. 31:

$$\frac{\partial^2 E_y}{\partial x^2} = -\frac{\partial}{\partial t} \left(\mu_0 \varepsilon_0 \frac{\partial E_y}{\partial t} \right) \quad (34)$$

que se reduz à equação de onda

$$\frac{\partial^2 E_y}{\partial x^2} = \mu_0 \varepsilon_0 \frac{\partial^2 E_y}{\partial t^2}. \quad (35)$$

Comparando esta equação com a Eq. 21, vemos que E_y obedece a uma equação de onda para ondas cuja velocidade é dada por $c = \frac{1}{\sqrt{\mu_0 \varepsilon_0}}$. Se tivéssemos preferido eliminar E_y das Eqs. 29 e 31, diferenciando a Eq. 31 em relação a t , por exemplo, chegaremos a uma equação idêntica à Eq. 35, exceto pelo fato de que E_y seria substituído por B_z . Podemos ver, portanto, que tanto o campo elétrico E_y como o campo magnético B_z obedece a uma equação de onda para ondas viajando com uma velocidade $c = \frac{1}{\sqrt{\mu_0 \varepsilon_0}}$, que é a velocidade da luz.

Seguindo a mesma linha de raciocínio usada anteriormente e aplicando a Eq. 19, Lei de Faraday, a uma curva no plano xz conforme a Figura 10, obtemos:

$$\frac{\partial E_z}{\partial x} = \frac{\partial B_y}{\partial t} \quad (36)$$

Da mesma forma, aplicando a Eq. 19 a uma curva no plano xy através da Figura 10, obtemos:

$$\frac{\partial B_y}{\partial x} = \mu_0 \varepsilon_0 \frac{\partial E_z}{\partial t} \quad (37)$$

Podemos usar estes resultados para mostrar que para uma onda se propagando na direção do eixo dos x as componentes E_x e B_y também obedecem à equação de onda. Considere uma função de onda harmônica da forma:

$$E_y = \varepsilon_{y0} \text{sen}(kx - \omega t) \quad (38)$$

Substituindo esta solução na Eq. 29, podemos ver que o campo magnético B_z está em fase com o campo elétrico E_y . Temos:

$$\frac{\partial B_z}{\partial t} = -\frac{\partial E_y}{\partial x} = -kE_{y0} \cos(kx - \omega t) \quad (39)$$

A solução desta equação é

$$B_z = \frac{k}{\omega} E_{y0} \text{sen}(kx - \omega t) = B_{z0} \text{sen}(kx - \omega t) \quad (40)$$

onde:

$$B_{z0} = \frac{k}{\omega} E_{y0} = E_{y0} = \frac{E_{y0}}{c} \quad (41)$$

sendo que $c = \frac{\omega}{k}$ é a velocidade da onda. Omitimos a constante de integração porque ela é irrelevante no caso. Como os campos elétrico e magnético oscilam em fase com a mesma frequência, temos o resultado geral de que em uma onda eletromagnética no espaço livre o módulo do campo elétrico é igual ao módulo do campo magnético multiplicado pela velocidade da luz:

$$E = cB. \tag{42}$$

Vemos, portanto, que as Equações de Maxwell levam às equações de onda Eq. 23 e Eq. 24 para os campos elétrico e magnético, respectivamente. Além disso, se a componente E_y varia harmonicamente com o tempo e a distância, como na Eq. 38, o campo magnético B_z está em fase com E_y e sua amplitude é dada por E_y/c . Os campos elétrico e magnético são mutuamente perpendiculares e perpendiculares à direção de propagação da onda, como se pode ver na Figura 7.

2 – PRINCÍPIOS BÁSICOS DE ONDAS ULTRASSÔNICAS

2.1 – INTRODUÇÃO

A história das ondas ultrassônicas remonta a 1794, quando Lazzaro Spallanzini demonstrou que os morcegos se orientavam mais pela audição que pela visão para localizar obstáculos e presas. Em 1880 Jacques e Pierre Curie deram uma contribuição valiosa para o estudo das ondas ultrassônicas, descrevendo as características físicas de alguns cristais. O estudo do ultrassom foi impulsionado com objetivos militares e industriais.

A pesquisa sobre aplicações médicas se deu após a Segunda Guerra Mundial, um dos pioneiros foi Douglas Howry que, junto com W. Roderic Bliss, construiu o primeiro sistema com objetivo médico durante os anos de quarenta, produzindo a primeira imagem seccional em 1950.

No início, as imagens eram em preto e branco sem gradações. Um novo entusiasmo surgiu com a introdução da escala de cinza na imagem, em 1971 por Kossof, na Austrália, onde diversos níveis de intensidade de ecos são representados por diferentes tons de cinza na tela.

Desde os anos 1980 a ultrassonografia foi impulsionada pelo desenvolvimento tecnológico que transformou este método num importante instrumento de investigação diagnóstica. A ultrassonografia é um dos métodos de diagnóstico por imagem mais versátil, de aplicação relativamente simples, com excelente relação custo-benefício. Alguns pontos favoráveis: a) é um método não-invasivo ou minimamente invasivo; b) as imagens seccionais podem ser obtidas em qualquer orientação espacial; c) não apresenta efeitos nocivos significativos dentro do uso diagnóstico na medicina; d) não utiliza radiação ionizante; e) possibilita o estudo não-invasivo da hemodinâmica corporal através do Efeito Doppler e f) a aquisição de imagens é realizada praticamente em tempo real, permitindo o estudo do movimento de estruturas corporais.

O ultrassom é utilizado pela natureza, que dotou certos animais com a capacidade de emitir ondas ultrassônicas. Os morcegos, golfinhos, mariposas se locomovem, encontram alimentos e fogem do perigo através de ondas ultrassônicas que eles próprios emitem. Com a observação do procedimento desses animais desenvolveu-se a ideia do sonar, durante a Segunda Guerra Mundial. O sonar serve para detectar objetos sob a água, como submarinos e também para avaliar a profundidade dos mares. Após a Segunda Guerra houve um aumento

muito grande de aplicações sobre as ondas ultrassônicas nos mais diversos campos. Como as ondas ultrassônicas está fora da faixa de frequência audível ao homem, ela pode ser empregada com intensidade bastante alta. As aplicações do ultrassom de baixa intensidade têm, como propósito, transmitir a energia através de um meio e com isso obter informações do mesmo. Como exemplos dessas aplicações podemos citar: a) ensaio não destrutivo de materiais, b) medida das propriedades elásticas dos materiais e c) diagnose médica.

As aplicações de alta intensidade têm como objetivo produzir alteração do meio através do qual a onda se propaga. Como exemplo, citaremos: a) terapia médica, b) atomização de líquidos, c) limpeza por cavitação, d) ruptura de células biológicas, e) solda e f) homogeneização de materiais. O uso do ultrassom de baixa intensidade em medicina, para diagnóstico, se baseia na reflexão das ondas ultrassônicas. O diagnóstico com ultrassom é mais seguro do que a radiação ionizante, como os raios-x e por isso é preferível em exames pré-natais. As vantagens do diagnóstico com o ultrassom são sua segurança, sua conveniência por ser não-invasivo e não traumático, além de sua capacidade em detectar fenômenos não perceptíveis pelos raios-x.

O diagnóstico por imagem é bastante amplo e envolve diferentes tipos de interações e técnicas de tratamento e análise, tais como interação de radiações ionizantes com a matéria como as produzidas na tomografia computadorizada; interação com radiações na região de radiofrequência em aparelhos de ressonância magnética nuclear e interação de ondas ultrassônicas em exames de ultrassonografia. A proposta deste trabalho é permitir tratar conceitualmente a produção de imagens ultrassônicas e possibilitar determinação de maneira simples a velocidade do som no ar.

Em uma primeira análise podemos dizer que uma onda é um movimento oscilatório de uma dada grandeza física que se propaga no espaço e no tempo. Se esta onda necessitar de um meio para se propagar, diz-se que é uma onda mecânica, como por exemplo um pulso que se propaga em uma corda, um exemplo de onda transversal em que a geração da onda se dá como o resultado da oscilação para cima e para baixo da extremidade esquerda do fio em um movimento harmônico simples de amplitude A e com frequência ν dada por $\nu = v/\lambda$, onde λ representa o comprimento de onda e v a velocidade de propagação.

Podemos dizer que para um movimento ondulatório, um efeito local pode estar associado a uma causa distante, e há uma defasagem de tempo entre a causa e o efeito, que depende das propriedades do meio e encontra sua expressão na velocidade da onda. Assim, se $\psi(x, t)$ representa a grandeza física que se propaga ao longo do eixo x com uma dada velocidade v , devemos ter que

$$\frac{\delta^2 \psi(x, t)}{\delta x^2} = \frac{1}{v^2} \frac{\delta^2 \psi(x, t)}{\delta t^2}. \quad (1)$$

Para ondas transversais em fios homogêneos, submetidos a uma força tensora T e densidade linear μ , a velocidade de propagação é dada pela relação $v = \sqrt{T/\mu}$. No entanto, podemos gerar um movimento ondulatório com propagação na mesma direção de oscilação e neste caso temos as chamadas ondas longitudinais. Fica fácil observar na Figura 11 que o comprimento de onda representa a distância entre os pontos da mesma fase. Quanto menor esta distância, maior será a frequência de vibração do pistão para um mesmo valor de velocidade de propagação da onda. Por outro lado, mantendo-se o valor deste espaçamento e aumentando-se o valor da velocidade, percebe-se um aumento na frequência de vibração do pistão. Considerando $y(x, t)$ a função que representa o deslocamento das partículas no interior do tubo da Figura 11, podemos dizer que a pressão P é representada pela função

$$P(x, t) = P_0 \text{sen} \left(kx - \omega t - \frac{\pi}{2} \right), \quad (2)$$

onde $P_0 = \rho w v y_0$. Com a função deslocamento dada por

$$y(x, t) = y_0 \text{sen}(kx - \omega t), \quad (3)$$

onde y_0 corresponde ao deslocamento máximo das partículas, ou a amplitude em relação à posição de equilíbrio, k é o número de onda dado por $2\pi/\lambda$, ω é a frequência angular dada por $2\pi/T$, P é a densidade do gás e v é a velocidade de propagação da onda no meio. Assim, o movimento de compressão e rarefação provoca a movimentação das moléculas presentes. Esse movimento organizado produz ondas longitudinais que chamamos de ondas sonoras.

2.2 – A VELOCIDADE DE PROPAGAÇÃO DE ONDAS SONORAS

A velocidade com a qual uma onda sonora percorre um meio, quando a variação da pressão não é muito grande, é dada por $v = \sqrt{B/\rho}$, onde ρ é a densidade do meio e B representa o módulo de elasticidade do meio e é dado por

$$B = -\frac{dP}{\frac{dV}{V}} = -V \frac{dP}{dV}. \quad (4)$$

que corresponde à razão da variação de pressão pela variação relativa no volume para um gás confinado no interior de um tubo como na Figura 11.

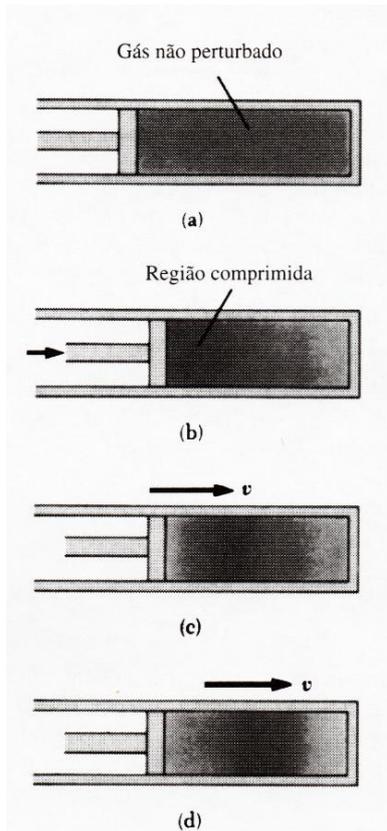


Figura 11 – Movimento de um pulso longitudinal através de um meio compressível. A compressão (região mais escura) é provocada pelo pistão móvel.

Como a propagação do som se dá muito rapidamente, podemos considerar que o mecanismo desta propagação é adiabático, ou seja, não há troca de calor entre as partículas que vibram e o ambiente. Desta forma podemos dizer que $PV = \delta$, δ é uma constante. Onde $\gamma = C_p/C_v$, sendo C_p a capacidade calorífica do gás a pressão constante e C_v a capacidade calorífica a volume constante. Assim teremos que

$$\frac{dP}{dV} = \gamma \frac{P}{V}. \quad (5)$$

Levando a Eq. 4 na Eq. 5, temos

$$B = -\gamma P. \quad (6)$$

Considerando um gás ideal, $PV = nRT$, onde R é a constante universal dos gases e seu valor no sistema internacional de unidades vale $8,31 \text{ J/mol K}$ e n é número de moles, assim sendo podemos escrever a equação para a velocidade do som como,

$$v = \sqrt{\frac{\gamma RT}{M_0}}. \quad (7)$$

Para o ar γ é da ordem de 1,402, M_0 é a massa molecular para o ar, $29,0 \times 10^{-3} \text{ kg/mol}$; R é a constante universal dos gases, $8,31 \text{ J/mol K}$, e T é a temperatura absoluta. Substituindo-se estes valores teremos para a velocidade do som o valor da ordem de 330 m/s , para 0° C .

A Eq. 7 mostra que a velocidade do som para qualquer gás, é diretamente proporcional à raiz quadrada da temperatura absoluta. Assim, se conhecermos a velocidade do som à temperatura T_1 , poderemos determinar a sua velocidade a outra temperatura T_2 através da Eq. 7, onde T_1 e T_2 são dadas em Kelvin

$$\frac{v_1}{v_2} = \sqrt{\frac{T_1}{T_2}}. \quad (8)$$

2.3 – A INTENSIDADE SONORA

Considerando a Eq. 2 relativa à propagação da onda de pressão a intensidade sonora pode ser calculada pela relação

$$I = \frac{P_0^2}{2\rho v}, \quad (9)$$

onde P_0 corresponde à amplitude máxima de pressão, ρ a densidade do meio e v a velocidade de propagação do som. A máxima intensidade sonora que o ouvido humano pode suportar é da ordem de $1,0 \text{ W/m}^2$. Como este intervalo é demasiadamente grande, utilizamos uma base

logarítmica para indicar intensidade sonora que é denominada decibel (*dB*). A intensidade relativa I_r do som é portanto:

$$I_r = 10 \log\left(\frac{I}{I_0}\right), \quad (10)$$

onde I_0 corresponde a 10^{-12} W/m^2 . Assim, para uma intensidade máxima suportável de $1,0 \text{ W/m}^2$ teremos $I_r = 120 \text{ dB}$.

O movimento de compressão e rarefação do ar provoca a movimentação de suas moléculas. Esse movimento organizado produz ondas longitudinais, assim a energia usada para movimentação e produção do som é transmitida pelo ar, de molécula para molécula, de maneira que o som atinge o nosso ouvido. Em nosso ouvido Figura 12, essas ondas atingem uma membrana chamada tímpano, que vibra com a mesma frequência das ondas, transmitindo ao cérebro, através de impulsos elétricos, a sensação sonora. A percepção sonora está relacionada tanto com a intensidade do som quanto com sua frequência. Em geral, percebemos sons acima de 0 dB com tolerância máxima até 120 dB . Por outro lado, o ouvido humano é sensibilizado em uma faixa de frequência compreendida entre 20 Hz e 20 KHz .

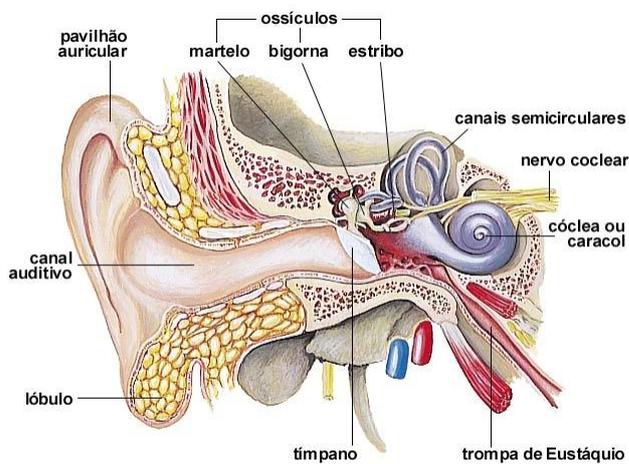


Figura 12 – Esquema morfofisiológico das principais estruturas do ouvido.

A curva da Figura 13 mostra o limiar da audição para diversas frequências. Observe que a região de máxima sensibilidade está compreendida entre 1000 e 5000 Hz . Frequências abaixo de 20 Hz são classificadas como infrassom. O som decorrente de infrassom é extremamente grave e apesar de não serem ouvidas, suas vibrações podem ser percebidas e até

mesmo produzir efeitos sobre as pessoas. Como exemplo destas fontes sonoras tem-se os vulcões avalanches e terremotos.

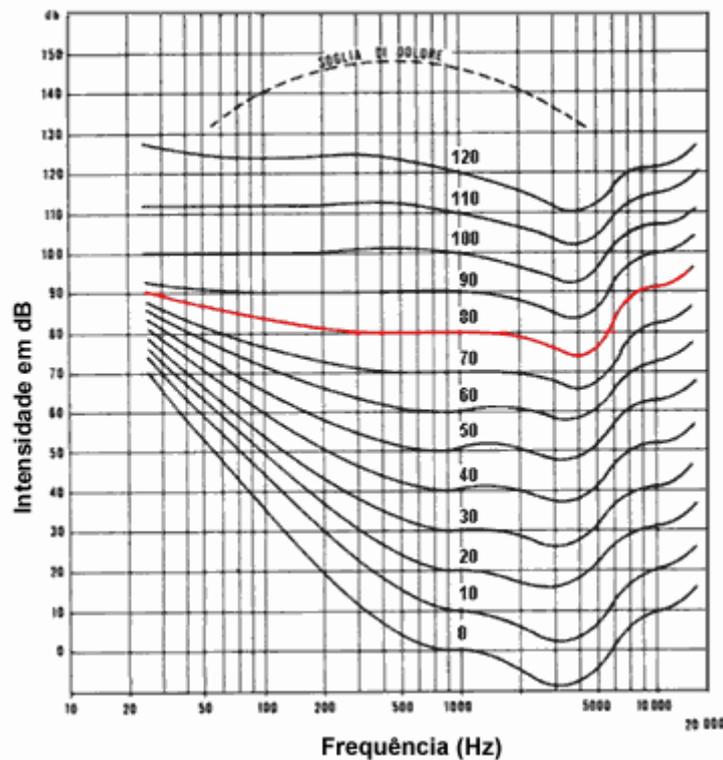


Figura 13 – Curva de limiar de audição para diferentes frequências.

A detecção destas ondas se dá através de sismógrafos, e pode-se, assim prever catástrofes naturais. Alguns animais também utilizam este tipo de som para se comunicarem, como, por exemplo, os elefantes. Já as frequências acima do limite superior de audição 20 KHz são conhecidas por ultrassom.

O osso em baixa intensidade possibilita transmitir energia através de um meio e obter informações, como por exemplo, ensaios não destrutivos de materiais, medida de propriedades elásticas dos materiais e diagnósticos médicos.

As aplicações de alta intensidade têm como objetivo produzir alterações do meio através do qual a onda se propaga. A terapia médica, atomização de líquidos, ruptura de células biológicas, solda e homogeneização de materiais são alguns exemplos de aplicações com ultrassom. O uso do ultrassom de baixa intensidade em medicina para diagnóstico se baseia na reflexão das ondas ultrassônicas. Convém notar que o diagnóstico com ultrassom é mais seguro do que a radiação ionizante, como os raios-x e por isso é preferível em exames pré-natais. As vantagens do diagnóstico com ultrassom são sua segurança e sua conveniência

por ser não invasivo, além de sua capacidade em detectar fenômenos não perceptíveis pelos raios-x.

O princípio básico de produção de imagem em equipamento de ultrassonografia é a produção de ecos. O princípio pulso eco refere-se à emissão de um pulso curto de ultrassom que atravessa os tecidos. Ao encontrar algum obstáculo, parte deste pulso será refletido e parte será transmitido. O equipamento guarda o tempo gasto entre a emissão do pulso e a recepção do eco, transformando-o em distância percorrida e representando em tela. A calibração destes aparelhos utiliza um valor constante de velocidade do som igual a 1540 m/s , que corresponde à velocidade média de transmissão do som através dos constituintes de corpo humano, uma vez que suas velocidades são muito semelhantes, exceto à do ar, pulmão e intestino e dos ossos.

No processo de interação som-tecido, uma grandeza que merece destaque é a impedância acústica e a consequente atenuação. A impedância acústica de um meio está relacionada com a resistência ou dificuldade do meio à passagem do som. Corresponde ao produto da densidade do material pela velocidade do som no mesmo. Quando um feixe sonoro atravessa uma interface entre dois meios com a mesma impedância acústica, não há reflexão e a onda é toda transmitida ao segundo meio. É a diferença de impedância acústica entre dois tecidos que define a quantidade de reflexão na interface, promovendo sua identificação na imagem.

A Tab. 1 mostra os diferentes valores de velocidade e impedância acústica para alguns tecidos.

<i>Material</i>	$\rho(\text{Kg}/\text{m}^3)$	$v(\text{m}/\text{s})$	$Z[\text{Kg}/(\text{m}^2 \cdot \text{s})]$
Ar	1,29	$3,31 \times 10^2$ (CNTP)	430
Água	$1,00 \times 10^3$	$14,8 \times 10^2$	$1,48 \times 10^6$
Cérebro	$1,02 \times 10^3$	$15,3 \times 10^2$	$1,56 \times 10^6$
Músculo	$1,04 \times 10^3$	$15,8 \times 10^2$	$1,64 \times 10^6$
Gordura	$0,92 \times 10^3$	$14,5 \times 10^2$	$1,33 \times 10^6$
Osso	$1,90 \times 10^3$	$40,4 \times 10^2$	$7,68 \times 10^6$

Tab. 1 – Densidade e impedância acústica de alguns materiais e velocidade do ultrassom neles.

Por exemplo, um nódulo no fígado será mais facilmente identificado se sua impedância acústica for bastante diferente do parênquima hepático ao redor; ao contrário,

quanto mais próxima sua impedância acústica do parênquima hepático normal, mais dificuldades teremos em identificá-lo, porque pouca reflexão sonora ocorrerá. Resumindo, quanto maior a diferença de impedância entre duas estruturas, maior será a intensidade de reflexão e mais facilmente podemos diferencia-las na imagem.

3 – ONDAS ULTRASSÔNICAS APLICADA NA MEDICINA

3.1 – INTRODUÇÃO

Certos animais como, por exemplo, os morcegos, os golfinhos, as mariposas etc.- se locomovem, encontram alimento e fogem do perigo através das ondas ultrassônicas que eles próprios emitem. As observações do comportamento desses animais sugeriram a ideia de desenvolvimento do sonar, durante a Segunda Guerra Mundial. Esse instrumento serve para detectar objetos sob a água, como submarinos e minas, e também para avaliar a profundidade do mar. Desde então, houve um aumento muito grande de aplicações do ultrassom nos mais diversos campos.

Como o ultrassom está fora da faixa de frequência audível ao homem, ele pode ser empregado com intensidade bastante alta, além do seu uso à baixa intensidade.

As aplicações do ultrassom de baixa intensidade tem, como propósito, transmitir a energia através de um meio e com isso obter informações do mesmo. As aplicações típicas dentro dessa categoria são: ensaio não destrutivo de materiais, medida das propriedades elásticas de materiais e diagnose médica.

As aplicações de alta intensidade têm como objetivo produzir alterações no meio através do qual a onda se propaga. Alguns exemplos são: i) terapia médica, ii) atomização de líquidos, iii) limpeza por cavitação, iv) ruptura de células biológicas, v) soldas e vi) homogeneização de materiais. Nos capítulos anteriores, apresentamos alguns conceitos básicos sobre o ultrassom, os quais serão discutidos na Medicina.

3.2 – USOS DE ULTRASSOM NA MEDICINA

Todos os métodos de diagnose médica que usam ondas ultrassônicas se baseiam na reflexão do ultrassom nas interfaces, superfícies de separação entre dois meios, ou no Efeito Doppler produzido pelos movimentos dentro do corpo que serão discutidos em mais detalhes nos próximos itens. Ambos os métodos usam baixa intensidade de ultrassom. Pode-se obter, com a técnica ultrassônica, informações sobre: a) Tamanho - medida das dimensões lineares ou do volume. Exemplos: cefalometria fetal, medida de volume do fígado, da bexiga. b) Anomalias anatômicas – formação de imagem e identificação dos tumores. Exemplos: cisto de ovário, metástases hepáticas. Em particular, é possível distinguir sólidos dos líquidos. c)

Função – verificação sobre o funcionamento de órgãos e sistemas do corpo humano. Exemplos: estenose da válvula mitral, arteriosclerose.

Embora exista a possibilidade de que o ultrassom possa afetar os tecidos e até danificá-los, dos milhões de pacientes submetidos a exames com ultrassom nestes últimos quarenta anos, ainda não se tem registro seguro de nenhum dano. Portanto, tudo indica que a diagnose com ultrassom é mais segura do que a radiação ionizante, como os raios-x, fato esse muito importante para o exame de crianças ou de mulheres grávidas.

As vantagens da diagnose com o ultrassom são sua segurança, sua conveniência por ser não invasiva e não traumática, além de sua capacidade de detectar fenômenos para os quais os raios e outros meios de diagnose são insensíveis. Há um número muito grande de substâncias que não são radiopacas, mas que podem ser facilmente detectadas pelo ultrassom. Por exemplo, usando o ultrassom, pode-se distinguir, com relativa facilidade, o tecido humano de líquidos.

A possibilidade de identificar positivamente tecidos de diferentes tipos, por exemplo, distinguir um tecido maligno de outro são, por meio de medidas ultrassônicas não-invasivas, representaria uma revolução na diagnose médica. Assim, desde o início do emprego dessa técnica na medicina, pesquisas sobre caracterização de tecidos tem sido levadas a efeito em muitos laboratórios.

3.3 – GERAÇÃO E DETECÇÃO DE ULTRASSOM

As ondas ultrassônicas são geradas por transdutores ultrassônicos também chamados simplesmente transdutores. De uma forma geral, um transdutor é um dispositivo que converte um tipo de energia em outro. Os transdutores ultrassônicos convertem energia elétrica em energia mecânica e vice-versa. Esses transdutores são feitos de materiais piezoelétricos ou ferroelétricos que apresentam um fenômeno chamado Efeito Piezoelétrico. Esse efeito foi descoberto por Pierre e Jacques Curie, em 1880, e consiste na variação das dimensões físicas de certos materiais sujeitos a campos elétricos. O contrário também ocorre, isto é, a aplicação de pressões – por exemplo, pressões acústicas – que causam variações nas dimensões de materiais piezoelétricos, provoca o aparecimento de campos elétricos neles. Ao se colocar um material piezoelétrico num campo elétrico, as cargas elétricas da rede cristalina interagem com o mesmo e produzem tensões mecânicas. Certos cristais naturais como o quartzo e a turmalina são piezoelétricos. Outros são crescidos artificialmente em laboratórios

como sulfato de lítio, o fósforo diidrogenado de amônia, o titanato de bário e o titanato zirconato de chumbo.

O cristal para poder ser utilizado como um transdutor deve ser cortado de forma que um campo elétrico alternado nele aplicado produza uma variação em sua espessura. Dessa variação resulta um movimento das faces do cristal, originando as ondas sonoras. Cada transdutor possui uma frequência de ressonância natural, tal que quanto menor a espessura do cristal, maior será sua frequência de vibração.

O mesmo transdutor que emite o sinal ultrassônico pode funcionar como detector, pois os ecos que voltam a ele produzem vibrações no cristal, fazendo variar duas dimensões físicas que acarretam, por sua vez, o aparecimento de um campo elétrico. Esse campo gera sinais que são amplificados e mostrados num osciloscópio ou registrados por meio de um gravador.

Os sinais ultrassônicos são transmitidos ao interior do corpo, colocando-se o transdutor em contato com a pele, usando-se água ou gel para eliminar o ar e obter um bom acoplamento transdutor-pele, que aumenta a transmissão dos sinais ultrassônicos ao interior do corpo e do eco de volta ao detector.

3.4 – PROPRIEDADES DAS ONDAS ULTRASSÔNICAS

Uma propriedade geral das ondas, de interesse para as aplicações do ultrassom, refere-se à situação em que uma onda encontra uma interface entre dois meios diferentes, quando parte dela é refletida e parte é transmitida. A onda refletida na interface retorna através do meio incidente, com a mesma velocidade com que se aproximou da interface. Essa onda refletida, no caso do som, é chamada eco. A onda transmitida continua a se propagar após a interface, mas com velocidade característica do segundo meio. Os ângulos de incidência e de reflexão são iguais, e vale a Lei de Snell como no caso da Óptica Geométrica.

Para comprimentos de onda do ultrassom pequenos, comparados às dimensões da interface, e incidindo perpendicularmente a ela pode-se deduzir o coeficiente de reflexão da intensidade R:

$$R = \frac{I_r}{I_0} = \frac{(Z_A - Z_B)^2}{(Z_A + Z_B)^2} \quad (1)$$

onde I_r é a intensidade da onda refletida; I_0 a da onda incidente; Z_A a impedância acústica do meio A e Z_B a do meio B . Essas impedâncias são dadas pela fórmula $Z = \rho v$, sendo ρ a densidade do meio e v a velocidade de propagação da onda no meio.

A razão entre a intensidade transmitida I_t e a incidente I_0 fornece o coeficiente de transmissão da intensidade T :

$$T = \frac{I_t}{I_0} = \frac{4Z_A Z_B}{(Z_A + Z_B)^2} \quad (2)$$

note que, quando $Z_A = Z_B$, não há onda refletida, pois $I_r = 0$, e $I_t = I_0$, isto é, toda onda incidente é transmitida, e

$$\frac{I_r}{I_0} + \frac{I_t}{I_0} = 1. \quad (3)$$

Na Tab. 1 estão listados, para vários meios, os valores de sua densidade ρ , da velocidade de propagação das ondas v e de sua impedância acústica Z .

<i>Material</i>	$\rho(Kg/m^3)$	$v(m/s)$	$Z[Kg/(m^2.s)]$
Ar	1,29	$3,31 \times 10^2$ (CNTP)	430
Água	$1,00 \times 10^3$	$14,8 \times 10^2$	$1,48 \times 10^6$
Cérebro	$1,02 \times 10^3$	$15,3 \times 10^2$	$1,56 \times 10^6$
Músculo	$1,04 \times 10^3$	$15,8 \times 10^2$	$1,64 \times 10^6$
Gordura	$0,92 \times 10^3$	$14,5 \times 10^2$	$1,33 \times 10^6$
Osso	$1,90 \times 10^3$	$40,4 \times 10^2$	$7,68 \times 10^6$

Tab. 1 – Densidade e impedância acústica de alguns materiais e velocidade do ultrassom neles.

3.5 – FORMAÇÕES DE IMAGENS

A informação diagnóstica sobre a profundidade das estruturas no campo pode ser obtida enviando-se um pulso de ultrassom através do corpo e medindo-se o intervalo de tempo Δt entre o instante de emissão do pulso e o de recepção do eco. Como o pulso viaja duas vezes a mesma distância d , ida e volta entre o transdutor e a interface que produziu o eco

num intervalo de tempo Δt a distancia d será dada por: $d = v\Delta t/2$, onde v é a velocidade de propagação do pulso no meio. Tanto o pulso quanto o eco podem ser mostrados num tubo de raios catódicos, de diversas maneiras. Uma delas é chamada “varredura A”, ou “modo A” (amplitude), de diagnose ultrassônica. O eixo horizontal representa o tempo t e o eixo vertical à intensidade de sinal. Nesse tipo de apresentação é necessário ter-se conhecimento prévio da estrutura ao longo da trajetória do pulso para se fazer uma interpretação clínica. A Figura 14 a ilustra um exemplo típico.

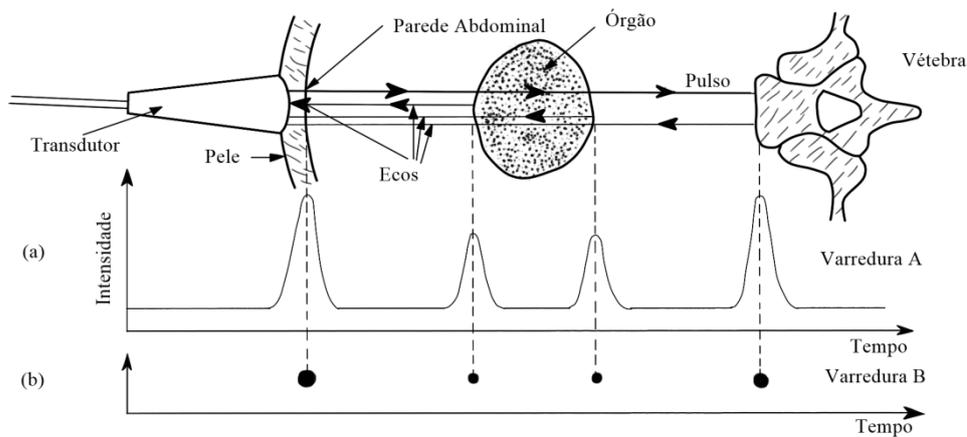


Figura 14 – Formação de imagens ultrassônicas pelas varreduras A (a) e B (b).

O primeiro eco recebido vem da parede abdominal, o segundo e o terceiro, respectivamente da parede anterior e posterior do órgão e o quarto da vértebra. O eco proveniente da parede posterior do órgão apresenta intensidade menor que o da parede anterior, devido à atenuação do ultrassom. O eco proveniente da vértebra é bastante intenso porque o osso reflete uma grande fração da energia ultrassônica, enquanto que somente uma pequena fração dela é refletida por tecidos moles como a pele, os músculos, os líquidos etc.

Pode-se usar a “varredura A” para detectar tumores cerebrais, localizando a linha mediana do cérebro, que normalmente separa seus ventrículos simetricamente. O deslocamento dessa linha pode indicar a presença de um tumor. Esse procedimento é chamado ecoencefalografia.

Pela “varredura A” pode-se também distinguir diferentes tipos de tecidos, por exemplo, o tecido mole produz ecos de baixa amplitude, enquanto que o líquido de um cisto quase não produz eco.

Uma importante aplicação da “varredura A” é a oftalmologia, na detecção de tumores, corpos estranhos, deslocamento de retina, principalmente nos casos em que a córnea ou o cristalino é opaco.

Uma outra forma de visualizar os ecos num tubo de raios catódicos é chamada “varredura B”, ou “modo B” (brilho), ilustrada na Figura 14.b o princípio de funcionamento é o mesmo que no caso do “modo A”. Nesse modo, cada eco é representado por um ponto brilhante na tela. Tudo se passa como se os ecos do “modo A” fossem vistos de cima. A intensidade do brilho dos pontos no “modo B” corresponde à altura dos ecos no “modo A”.

A “varredura B” é usada para formação de imagem bidimensional, cujo esquema é mostrado na Figura 15 para um objeto colocado no interior de uma cuba água. A posição e o brilho do eco vão sendo armazenados na memória do sistema até completar o movimento do transdutor acima do objeto. Então, a imagem é integrada no tempo e mostrada nas coordenadas $f(x,y)$ da tela do osciloscópio Figura 15.b e Figura 15.c. Por esse método, podem-se obter informações sobre estruturas internas do corpo. Uma gravidez de cerca de cinco semanas já pode ser detectada e informações sobre anomalias internas, bem como tamanho e localização do feto, podem ser obtidas.

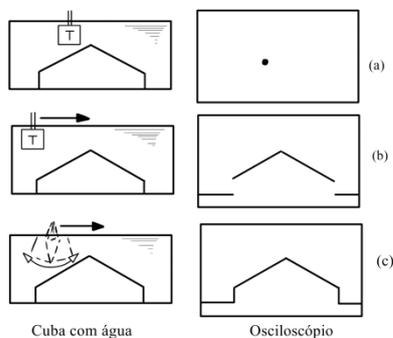


Figura 15 – Esquema de formação de Imagem bidimensional com varredura B. (a) Transdutor estacionário; (b) Transdutor movendo-se para a direita; (c) transdutor com movimento de rotação e para a direita.

A “varredura M”, ou “modo M” (movimento), serve para detectar estruturas que se movem, como o coração e as válvulas cardíacas. No “modo M”, o transdutor é estacionário e os ecos aparecem como pontos brilhantes na tela em função do tempo. A Figura 16 ilustra como uma membrana vibratória é visualizada na “varredura M”.

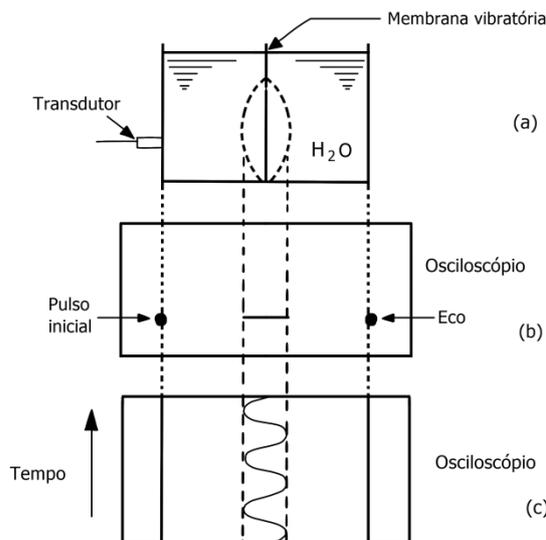


Figura 16 – Esquema de varredura M. (a) Membrana vibratória no interior de uma cuba com água. (b) Figura formada na tela do osciloscópio, caso a varredura seja estacionária. (c) O movimento da membrana é mostrado na tela, com feixe eletrônico do tubo de raios catódicos do osciloscópio se movendo verticalmente em função do tempo.

O equipamento que usa esse modo para diagnose cardíaca se chama ecocardiógrafo. Dependendo da direção do feixe ultrassônico com relação ao coração, os ecos podem provir de diferentes áreas, fornecendo informações sobre o comportamento de uma válvula em particular ou de uma região do coração. A estenose mitral (estreitamento na abertura da válvula mitral) ou a efusão do pericárdio (acúmulo de fluido no espaço entre o coração e o pericárdio) podem ser perfeitamente visualizadas.

Outra forma de analisar estruturas em movimento faz o uso do Efeito Doppler. Como já foi mencionada, a frequência de uma onda ultrassônica refletida na interface de uma estrutura estacionária é igual à frequência da onda incidente. Se a estrutura for móvel – como é o caso do fluxo sanguíneo ou do coração – haverá uma variação na frequência da onda refletida com relação à da onda incidente, e esse efeito se chama Efeito Doppler.

Considere uma fonte sonora F movendo-se no ar para a direita com velocidade v_F , como ilustra a Figura 17 após um intervalo de tempo Δt , contado a partir do instante em que a fonte estava na posição 1, observa-se que as ondas emitidas nas diversas posições ocupam as esferas 1, 2, 3..., que não são concêntricas. Haverá, portanto uma diminuição no comprimento de onda da onda que chega ao ouvinte O' , isto é, ele ouvirá um som com uma frequência ν'_1 superior a efetivamente emitida pela fonte F .

Durante um intervalo de tempo igual ao período T da onda sonora emitida pela fonte F , essa percorre uma distancia igual a $v_F T = v_F v^{-1}$. O comprimento de onda λ'_1 do som que chega ao ouvinte O' é igual ao comprimento de onda λ do som emitido pela fonte menos a distância percorrida pela fonte, isto é: $\lambda'_1 = \lambda - v_F v^{-1} - \frac{v}{v} - \frac{v_F}{v}$, onde v é a velocidade de propagação da onda e v_F a da fonte, isto é: Portanto, a frequência ν'_1 correspondente ao som ouvido será $\nu'_1 = \frac{v}{\lambda'_1} = \frac{v}{\frac{v - v_F}{v}}$ isto é,

$$\nu'_1 = v \left(\frac{v}{v - v_F} \right). \quad (4)$$

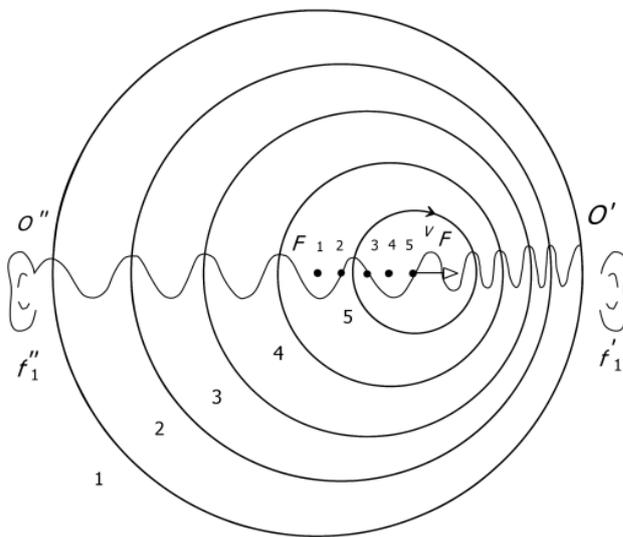


Figura 17 – Efeito Doppler envolvendo movimento da fonte.

Se a fonte se afastar do observador, isto é, no caso do ouvinte O'' da Figura 17, o comprimento de onda do som que chega a ele será aumentado de $v_F v^{-1}$ a cada λ . O som ouvido pelo observador terá frequência ν'_1 , menor que a emitida pela fonte e será dada por $\nu'_1 = \frac{v}{\frac{v + v_F}{v}}$. Ou seja,

$$\nu'_1 = v \left(\frac{v}{v + v_F} \right) \quad (5)$$

Vamos considerar o caso de uma fonte sonora estacionaria e um observador O' aproximando-se da fonte com uma velocidade v_0 como mostra a Figura 18 se o observador

estivesse em repouso com relação ao meio em que o som se propaga com velocidade v , ele receberia $\frac{v\Delta t}{\lambda}$ ondas durante o intervalo de tempo Δt . Entretanto, devido a seu movimento em direção à fonte, ele recebe $\frac{v_0\Delta t}{\lambda}$ ondas adicionais durante o mesmo intervalo de tempo Δt . Portanto, a frequência ν'_2 do som que ele ouve é o número de ondas recebidas por unidade de tempo, ou seja: $\nu'_2 = \frac{v\Delta t/\lambda + v_0\Delta t/\lambda}{\Delta t} = \frac{v+v_0}{\lambda}$, substituindo-se λ por v/ν , obtemos

$$\nu'_2 = \nu \left(\frac{v + v_0}{v} \right) \quad (6)$$

ou seja,

$$\nu'_2 = \nu \left(1 + \frac{v_0}{v} \right). \quad (7)$$

Isto é, a frequência do som ouvido pelo observador será maior que a efetivamente emitida pela fonte F .

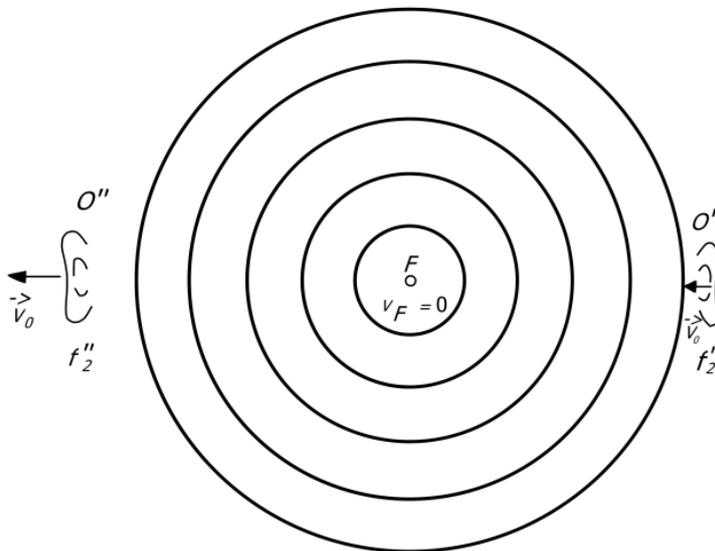


Figura 18 – Efeito Doppler envolvendo movimento do ouvinte.

Se, por outro lado, o observador O'' se afastar da fonte estacionária, ouvirá um som com frequência ν'_2 igual à efetivamente emitida pela fonte diminuída de $\nu(v_0/v)$:

$$\nu'_2 = \nu \left(1 - \frac{v_0}{v} \right). \quad (8)$$

O uso do Efeito Doppler para examinar as partes internas do corpo humano que se movem como a válvula mitral, as paredes do coração, a fisiologia fetal e os fluidos, especialmente o sangue, é chamado técnica Doppler de diagnose por ultrassom.

Na medida da velocidade η de sangue, por exemplo, numa artéria, uma onda ultrassônica continua emitida por um transdutor estacionário é recebida por algumas células vermelhas do sangue, que se afastam da fonte, conforme ilustra a Figura 19.

A frequência ν'_2 do ultrassom que chega ao sangue é ligeiramente inferior à frequência ν do originalmente emitido pelo transdutor. A onda que atinge a hemácia é refletida de volta e detectada pelo transdutor receptor. Dessa vez a fonte que se afasta do receptor estacionário. Novamente, a frequência ν'_1 do som que volta ao transdutor será menor que a ν'_2 do emitido.

A diferença $\Delta\nu$ entre as frequências do ultrassom emitido e recebido pode ser deduzida pelas Eqs. 5 e 8, levando-se em conta que há um ângulo θ entre a direção de movimento do sangue e a do ultrassom e que a velocidade ν do ultrassom é muito maior que a velocidade η do sangue,

$$\Delta\nu = \frac{2\nu\eta\cos\theta}{\nu} \quad 9$$

onde ν é a frequência inicial do ultrassom, $\eta\cos\theta$ a componente do sangue na direção de incidência do ultrassom e ν a velocidade do ultrassom. Dessa forma, medindo-se $\Delta\nu$ e θ , conhecendo-se ν e ν , pode-se determinar a velocidade do fluxo sanguíneo η . Isto permite detectar o bloqueio de vasos, trombozes, existência de placas ateromatosas etc.

Para vasos periféricos, as frequências ultrassônicas entre 5 MHz e 10 MHz dão o melhor compromisso entre resolução e alcance. Para vasos mais profundos como a aorta torácica, usam-se frequências de ordem de 2 MHz.

Nos exames pré-natais, a técnica do Efeito Doppler é usada para detectar movimentos do coração fetal, gestação múltipla, localizar a placenta e monitorar a vida fetal, quando os exames radiológicos devem ser evitados.

Em geral, a potência utilizada na diagnose pela técnica do Efeito Doppler é da ordem de 10^2 W/m^2 .

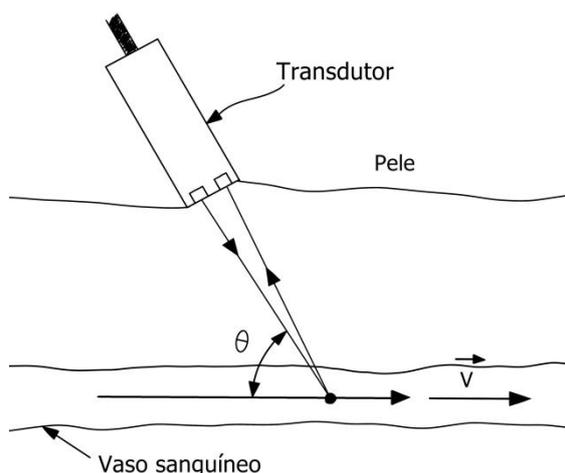


Figura 19 – Arranjo esquemático para medir a velocidade do sangue usando o efeito Doppler.

3.6 – FISIOTERAPIA ULTRASSÔNICA

Quando as ondas ultrassônicas passam através do corpo, podem ocorrer efeitos físicos e químicos e, como consequência, efeitos fisiológicos. As variáveis na fisioterapia ultrassônica são a frequência e a intensidade do ultrassom e ainda a duração do tratamento. Geralmente a frequência varia de 1 a 3 MHz e a intensidade de $0,25 \times 10^4$ a $3 \times 10^4 \text{W/m}^2$. Cada aplicação pode durar de 3 a 50 min, durante 10 dias.

A fisioterapia por ultrassom é empregada no tratamento de tenossinovite - inflamação da bainha do tendão, bursite, mialgia, artrite, dores lombares, doenças nas articulações. Levantamentos estatísticos mostram que a terapia por ultrassom é a mais eficaz se adotada logo após o trauma que causou lesões no tecido mole, e o resultado será tanto melhor quanto mais rápido se iniciar o tratamento. Doenças crônicas, entretanto, raramente respondem ao tratamento com ultrassom.

Os mecanismos biológicos que ocorrem durante a fisioterapia ultrassônica ainda não foram pesquisados sistematicamente e exaustivamente. Assim, não há no momento uma teoria que os explique de modo completo. Sabe-se, no entanto que um dos efeitos físicos primários produzidos por ultrassom é a elevação da temperatura, que é devida à absorção da energia acústica pelo tecido. Pesquisas realizadas mostram que o ultrassom é mais eficaz em aumentar a temperatura dos ossos e das articulações até cerca de 44°C . Tais temperaturas altas são potencialmente perigosas podendo causar danos em tecidos e órgãos como as gônadas e os olhos. Dessa forma, como no tratamento radioterápico, o feixe não deve ter direção fixa, mas variada, e para isso a posição do transdutor deve ser constantemente mudada.

3.7 – EFEITOS BIOLÓGICOS DO ULTRASSOM

O ultrassom quando atravessa um tecido é absorvido e pode elevar a temperatura local. As mudanças biológicas devidas a isso seriam as mesmas se a elevação de temperatura fosse provocada por outro agente. A taxa de absorção do ultrassom aumenta com sua frequência.

Outro efeito possível numa aplicação ultrassônica está associado à cavitação, termo usado para descrever a formação de cavidades ou bolhas no meio líquido, contendo quantidades variáveis de gás ou vapor. No caso de células biológicas ou macromoléculas em suspensão aquosa, o ultrassom as pode alterar estrutural e ou funcionalmente através da cavitação. A pressão negativa no tecido durante a rarefação pode fazer que os gases dissolvidos ou capturados se juntem para formar bolhas. O colapso dessas bolhas libera energia que pode romper as ligações moleculares, provocando a produção de radicais livres H e OH altamente reativos e, como consequência, causar mudanças químicas.

Com intensidades do ultrassom de 10^{-1}W/m^2 , tecidos a uma certa profundidade podem ser seletivamente destruídas com feixe focalizado. Pesquisas com cérebro de gatos indicam que a destruição do tecido é causada por alteração bioquímica e não por aquecimento local. Algumas células cancerosas têm sido destruídas por feixes intensos de ultrassom, efeito esse ainda em estudo.

Outro efeito biológico que pode ocorrer é devido às denominadas forças de radiação, que podem deslocar, distorcer, e ou reorientar partículas intercelulares, ou mesmo células com relação a suas configurações normais. As novas posições podem não ser biologicamente favoráveis e como consequência, podem produzir efeitos danosos.

Em outras situações, o fluido componente de uma suspensão biológica entra em movimento circulatório, ocorrendo o que se chama micro correnteza acústica. A esses efeitos estão associadas tensões hidrodinâmicas grandes o suficiente para causar danos às células e macromoléculas suspensas.

Grandes números de pesquisas continuam sendo feitas para verificar os efeitos biológicos do ultrassom. Os resultados até agora obtidos levam à suposição de que nenhum efeito biológico substancial tem sido verificado com feixe ultrassônico de intensidade inferior a 10^3W/m^2 . Portanto, uma dosimetria correta é importante não só para proteger a saúde pública contra aplicações desnecessárias do ultrassom, mas também para justificar níveis de exposição que resultem em efeitos biológicos significativos. Embora os efeitos danosos não

sejam tão dramáticos como no caso de radiação ionizante, deve-se sempre fazer um balanço dos benefícios e prejuízos antes de se optar por uma exposição ultrassônica.

CONCLUSÃO

Em conclusão, o ultrassom tem papel importante na Medicina tanto em diagnósticos quanto em procedimentos terapêuticos, o exame de ultrassom ou ultrassonografia se utiliza de ferramentas chamadas sondas ou transdutores, que transmitem pulsos ou ondas sonoras para os órgãos ou estruturas que posteriormente são refletidas de volta para o transdutor e esses pulsos refletidos são captados e transformados em imagens, deste modo o ultrassom é um exame totalmente isento de radiação, diferente de diversos outros tipos de exames por imagem.

Neste trabalho de conclusão de curso, fazemos uma breve exposição de como os vários conceitos fundamentais da Física, principalmente a existência de ondas ultrassônicas e os efeitos piezoelétricos tem aplicações na Medicina, na chamada ultrassonografia por emissão de ondas no regime de ultrassom. A referida técnica consiste na produção de imagens computadorizadas do organismo, as quais são obtidas pela detecção da resposta da interação da onda ultrassônica com a matéria.

BIBLIOGRAFIA

[1] – Física para Ciências Biológicas e Biomédicas, Emico Okuno, Iberê Luiz Caldas e Cecil Chow, Editora Harper & Row do Brasil Ltda, São Paulo, 1982.

[2] – Física – Para Cientistas e Engenheiros - Volumes I e II, Paul A. Tipler, Livros Técnicos e Científicos Editora S.A., Rio de Janeiro, 1999.

[3] – Física - Volumes I, II, III e IV, Robert Resnick, David Halliday e Kenneth S. Krane, Livros Técnicos e Científicos Editora S.A., Rio de Janeiro, 2003.

[4] – Física - Volumes I, II, III e IV, Raymond A. Serway, Livros Técnicos e Científicos Editora S.A., Rio de Janeiro, 1996.

[5] – “Princípios básicos de imagens ultrassônicas e a determinação da velocidade do som no ar através do eco”, Marisa Almeida Cavalcante, Renata Peçanha e Vinicius Freitas Leite, Física na Escola, volume 13, número 1, 2013.