

Medidas de Fluxo Sanguíneo

VELOCIDADE E VOLUME

BIANCA CARVALHO	9364170
CLAUDIO RUBENS	9008151
FREDERICO PLOTZE	9290088
LETÍCIA BACHA	9290050
RODRIGO ROMANELLI	6434012

Sumário

- Introdução
- Apresentação do método a ser explorado
- Apresentação Técnica do Equipamento
- Aplicação

Introdução

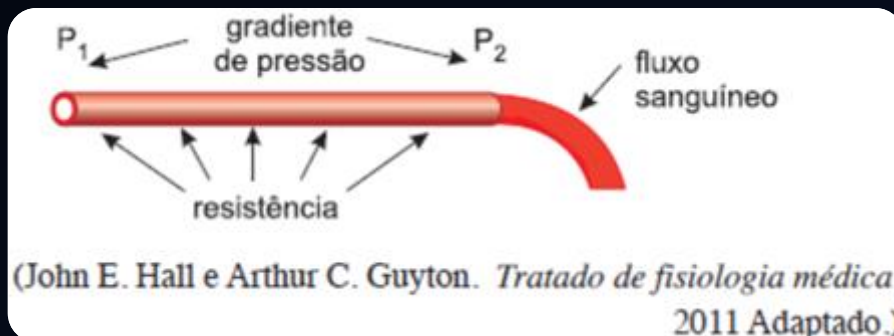
SISTEMA CIRCULATORIO E FLUXO SANGUÍNEO

Sistema Circulatório

- Sistema fechado onde circulam o sangue e a linfa
- Constituído por Artérias, Arteríolas, Capilares, Vênulas e Veias
- Funções:
 - Permitir a passagem do sangue através do coração e vasos para todas as partes do corpo
 - Transporte de Nutrientes e Resíduos
 - Defesa do organismo

Fluxo Sanguíneo

- Quantidade de sangue que passa por determinado ponto em um período de tempo
- Sua taxa é determinada pelo gradiente de pressão entre as duas extremidades do vaso sanguíneo



$$Q = (P_2 - P_1) / R$$

- Q = fluxo
- P₁ e P₂ = pressão nas extremidades
- R = Resistência Vascular

Débito Cardíaco

- Volume de sangue bombeado pelo coração por minuto
- Frequência Cardíaca vezes o volume sistólico
- Medida de Fluxo
- Forma de medida:

Método de Diluição – método invasivo

Substância Marcador -> Ventrículo Direito -> Pulmões -> Ventrículo Esquerdo -> Sistema Arterial -> Sonda para medir a concentração do corante

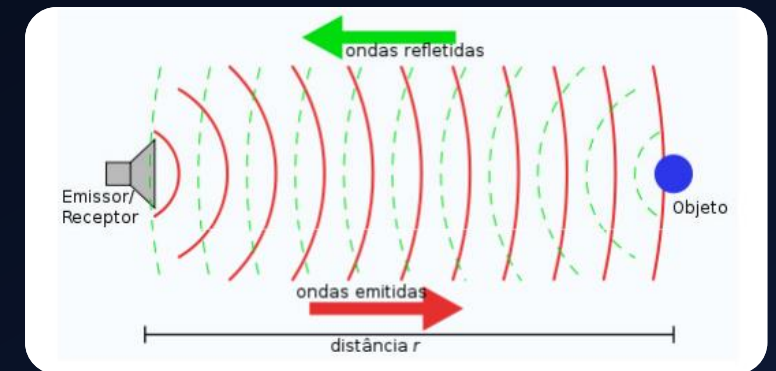
- Importante para conhecer a saúde vascular do paciente

Apresentação do Método

DETALHES TÉCNICOS E FÍSICOS

INTRODUÇÃO

- Motivação: A ideia de utilizar ecolocalização data do início do séc XX após estudos de golfinhos e morcegos;
- Pós Primeira Guerra -> SONAR (Sound Navigation and Ranging)
- 1941 -> RADAR (Radio Detection and Ranging)
- Pós Segunda Guerra -> Interesse em aplicá-lo
- na medicina.



DISCUSSÃO SOBRE A FÍSICA DO US

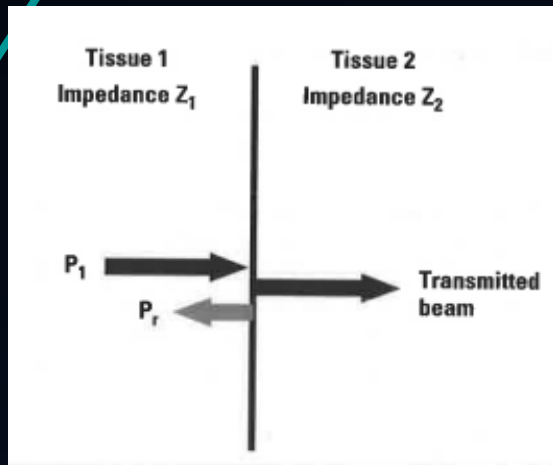
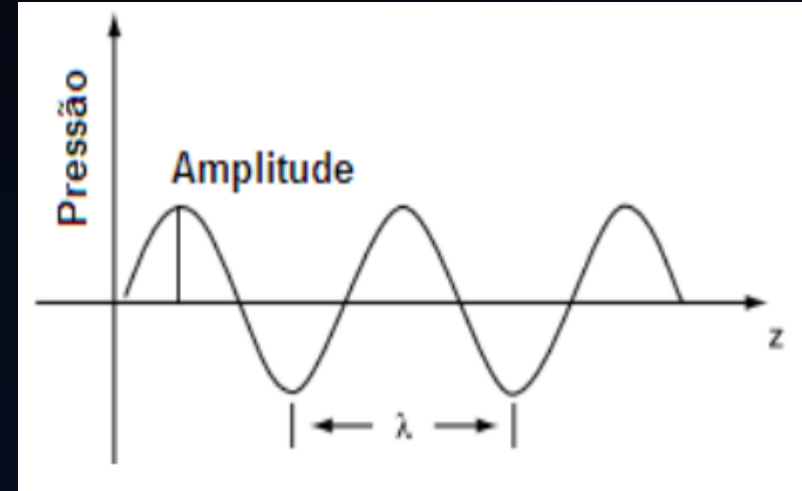
- Condições de Contorno

Ondas longitudinais;

$$v = \sqrt{B/\rho}$$

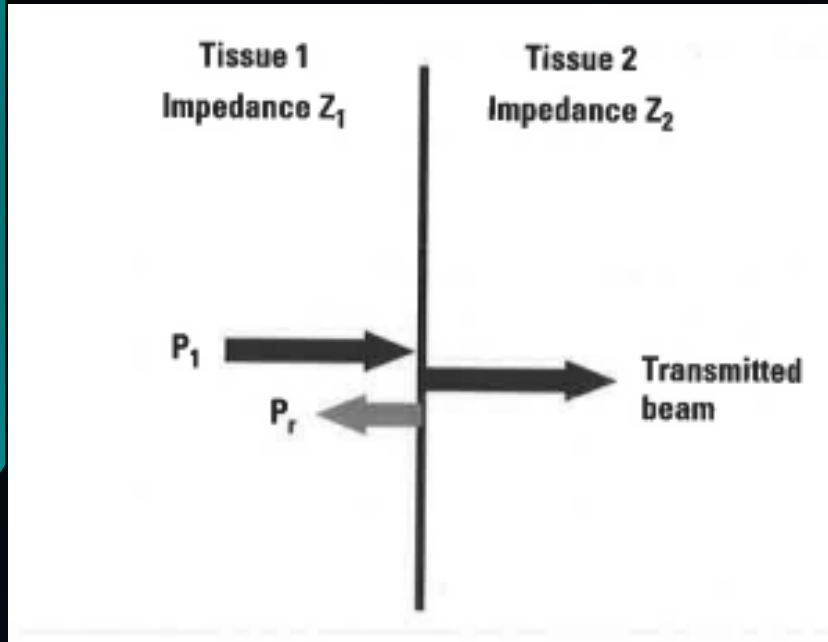
$$f \geq 20\text{kHz}$$

$$Z = \rho v \text{ (impedância acústica)}$$



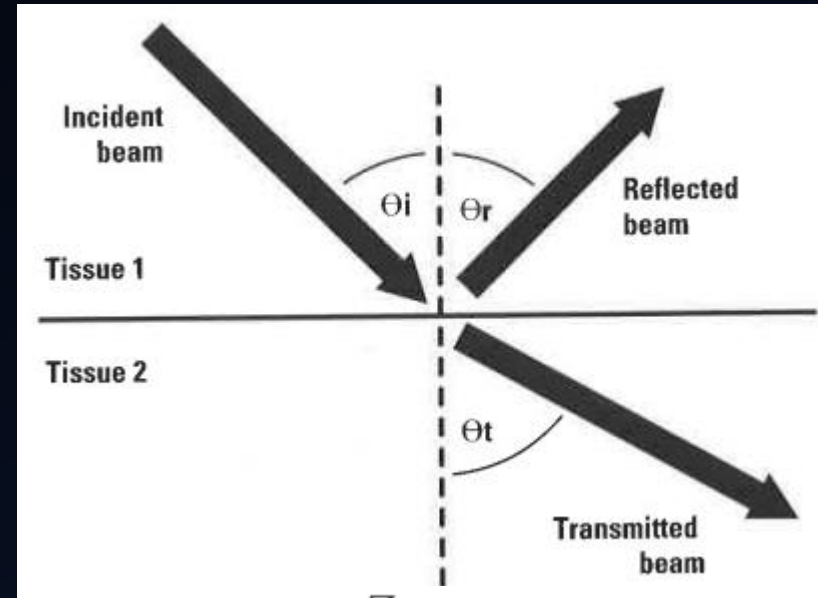
Tissue	Impedance (rayls)
Air	0.0004×10^6
Lung	0.18×10^6
Fat	1.34×10^6
Water	1.48×10^6
Liver	1.65×10^6
Blood	1.65×10^6
Kidney	1.63×10^6
Muscle	1.71×10^6
Skull bone	7.8×10^6

DISCUSSÃO SOBRE A FÍSICA DO US



$$R = \frac{P_r}{P_i} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}$$

$$\frac{I_r}{I_i} = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2$$



$$Z_{1\theta} = \frac{\rho_1 c_1}{\cos \theta_I} = \frac{Z_1}{\cos \theta_I}$$

$$Z_{2\theta} = \frac{\rho_2 c_2}{\cos \theta_T} = \frac{Z_2}{\cos \theta_T}$$

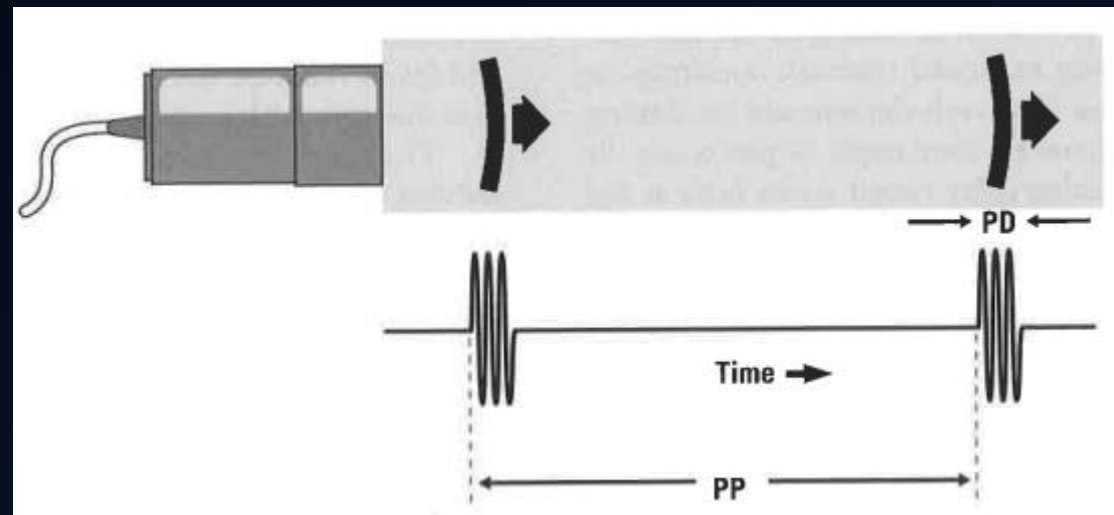
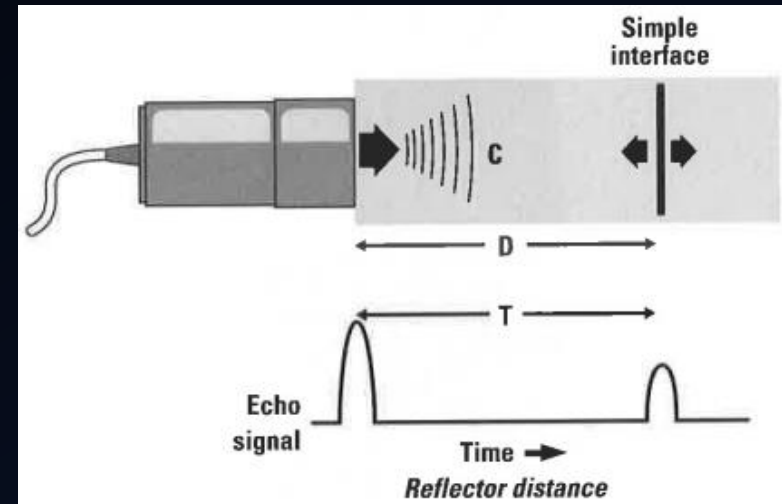
$$\frac{I_r}{I_i} = \left(\frac{Z_2 \cdot \cos \theta_i - Z_1 \cdot \cos \theta_t}{Z_2 \cdot \cos \theta_i + Z_1 \cdot \cos \theta_t} \right)^2$$

$$R = \frac{Z_{2\theta} - Z_{1\theta}}{Z_{2\theta} + Z_{1\theta}} = \frac{Z_2 \cos \theta_I - Z_1 \cos \theta_T}{Z_2 \cos \theta_I + Z_1 \cos \theta_T}$$

DISCUSSÃO SOBRE A FÍSICA DO US

$$T = \frac{2D}{v} \quad \text{Equação de alcance}$$

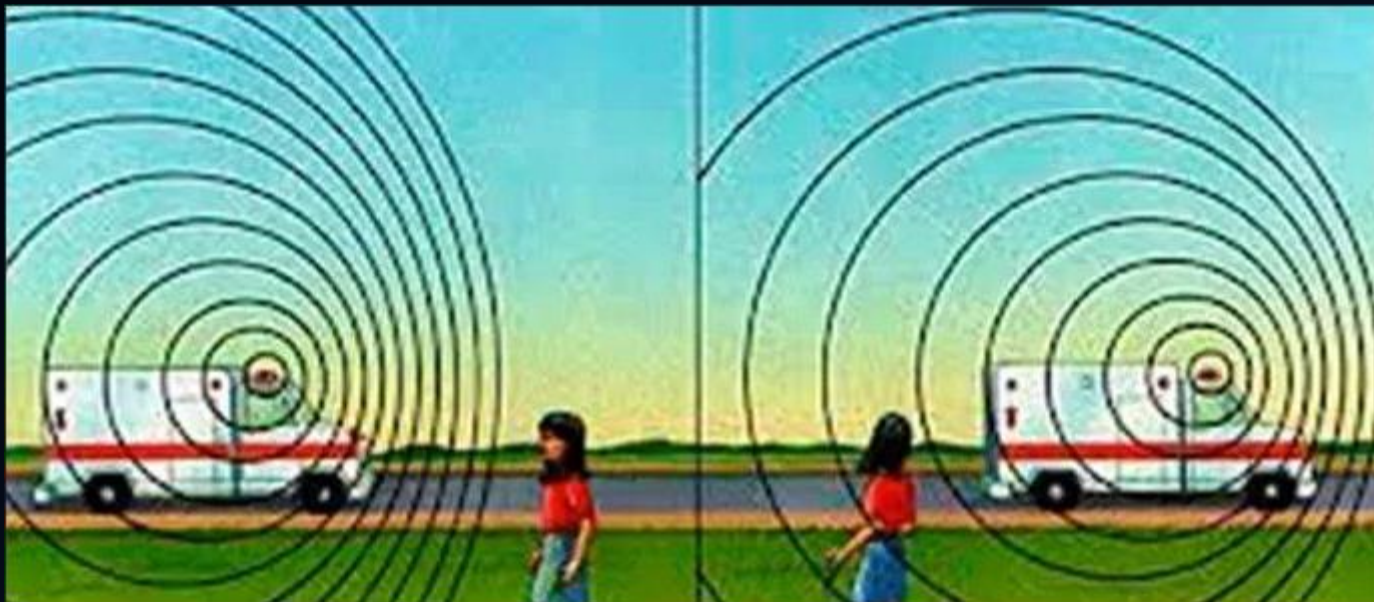
Duty Factor



US ECO DOPPLER

- Por que utilizar este método?

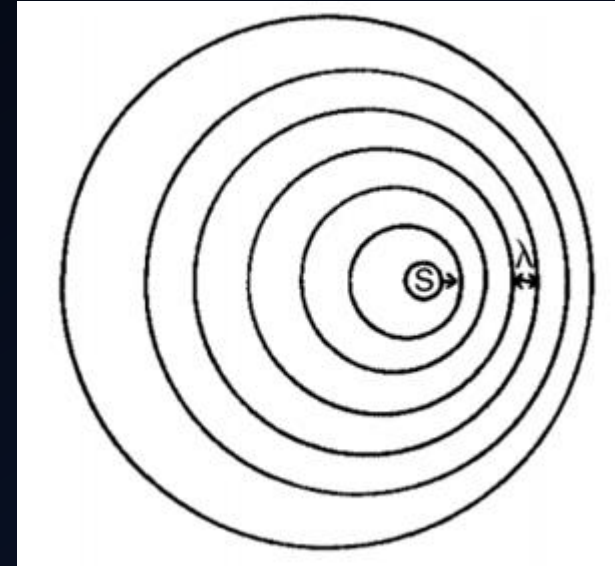
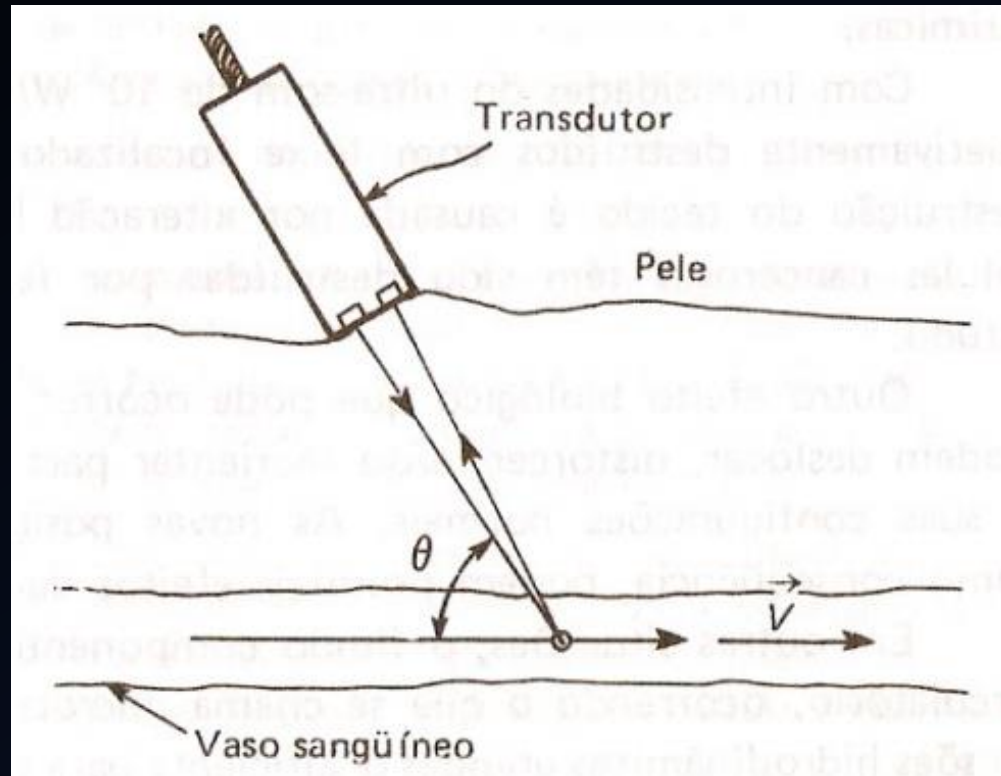
Este método nos permite medir a velocidade relativa entre um objeto e a fonte através de frequência relativa.



$$f' = f \left(\frac{v \pm v_o}{v \pm v_f} \right)$$

US ECO DOPPLER

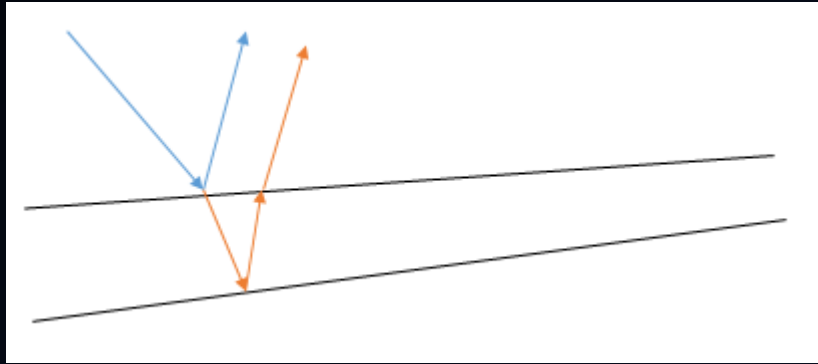
Velocidade



$$f' = \frac{2fv_g}{v} \cos\theta \rightarrow \varphi = v_g A$$

US ECO DOPPLER

ÁREA E VOLUME



$$\Delta T = \frac{2L}{v} \approx d = L \sin \theta$$

$$A = \frac{1}{4} \pi d^2$$

$$\Phi = v_g A \quad (\text{uv/s})$$

Apresentação do Equipamento

APRESENTAÇÃO TÉCNICA

Ultrassom

- Para emissão e recepção dos sinais de ultrassom é utilizado o fenômeno piezelétrico. A piezeletricidade é uma propriedade intrínseca dos cristais anisotrópicos, como por exemplo, o cristal de quartzo.
- Um campo elétrico, quando aplicado em um cristal de quartzo, provoca uma deformação mecânica.
- A pressão mecânica por sua vez, produz polarizações elétricas em determinadas direções do mesmo cristal.
- Tal efeito torna possível gerar sinais de ultrassom com frequências da ordem de milhões de oscilações por segundo a partir destes cristais.

Efeito Doppler

- A ultrassonografia Doppler é o caso onde a fonte emissora e o observador permanecem estacionários, porém um corpo em movimento reflete o sinal emitido para o observador.
- Neste, o cristal emissor e o receptor são estacionários e com distância considerada fixa em relação ao meio, o tecido.
- É através da reflexão do sinal, causada pelos eritrócitos em suspensão no sangue em movimento, que se obtém as informações de intensidade e sentido do fluxo sanguíneo.

Ultrassom Doppler de Ondas Contínuas

- O sistema de ultrassom Doppler de ondas contínuas é o mais empregado para o diagnóstico do sistema vascular periférico.
- Esta técnica vem sendo utilizada por muitos anos, não tendo sido reportado quaisquer efeitos colaterais ou nocivos devido ao seu uso na prática clínica, desde que respeitados os limites de intensidade.
- Possibilita investigações não só do estado dos vasos que conduzem o sangue, mas também fornece informações indiretas de outras patologias que alteram as características do fluxo.
- O SUDOC (Sistema de Ultrassom Doppler de Ondas Contínuas) destaca-se pelo baixo custo, simples operabilidade, possibilidade de exames prolongados e de serem repetidos em curtos intervalos de tempo, além de fornecer informações hemodinâmicas do fluxo sanguíneo de forma não invasiva.

Sistema de Ultrassom Doppler de Ondas Contínuas

- A faixa de frequência geralmente utilizada nos SUDOCs corresponde a valores entre 1MHz e 10MHz, conforme a profundidade que se deseja alcançar.
- Os SUDOCs podem ser direcionais ou não direcionais, sendo que o sistema direcional permite a avaliação do sentido de direção do fluxo sanguíneo.

Processamento Digital

- O sinal Doppler analógico é digitalizado para se utilizar técnicas de processamento digital de sinais.
- Para tal, é necessário descrever a forma do sinal em quadratura de fase, assim como a fundamentação matemática para o desenvolvimento dos algoritmos que permitem obtenção de sonograma e envoltórias necessárias para cálculo dos parâmetros de diagnóstico.



Figura 2.4 – Obtenção de sonograma.

Principais etapas para exibição de sonograma e envoltórias a partir do sinal Doppler.

Sinal em Quadratura de Fase

- O método mais comumente empregado para identificar a direção do fluxo sanguíneo é o de quadratura de fase.
- Para processar estes sinais é necessário descrevê-los matematicamente. Começando por sua geração na Placa Doppler até chegar à forma final que é enviada ao PC para obtenção de sonograma.
- Seja V_{out} o sinal gerado. O sinal resultante da interação com os eritrócitos retorna ao transdutor contendo informações de intensidade e direção do fluxo sanguíneo.

$$V_{out}(t) = A \cdot \cos(w_0 \cdot t + \phi_0)$$

$$V_{in}(t) = \cos(w_0 \cdot t + \phi_0) + A_{ap} \cdot \cos((w_0 + w_{ap}) \cdot t + \phi_{ap}) + \\ A_{af} \cdot \cos((w_0 - w_{af}) \cdot t + \phi_{af})$$

Onde:

$V_{in}(t)$ = sinal aplicado na entrada nos demoduladores;

A = Amplitude do sinal, conforme índice;

w_0 = Frequência emitida pelo transdutor de ultra-som;

w = frequência, conforme índice;

Índice “ap” = relativo ao objeto aproximando-se do transdutor;

Índice “af” = relativo ao objeto afastando-se do transdutor;

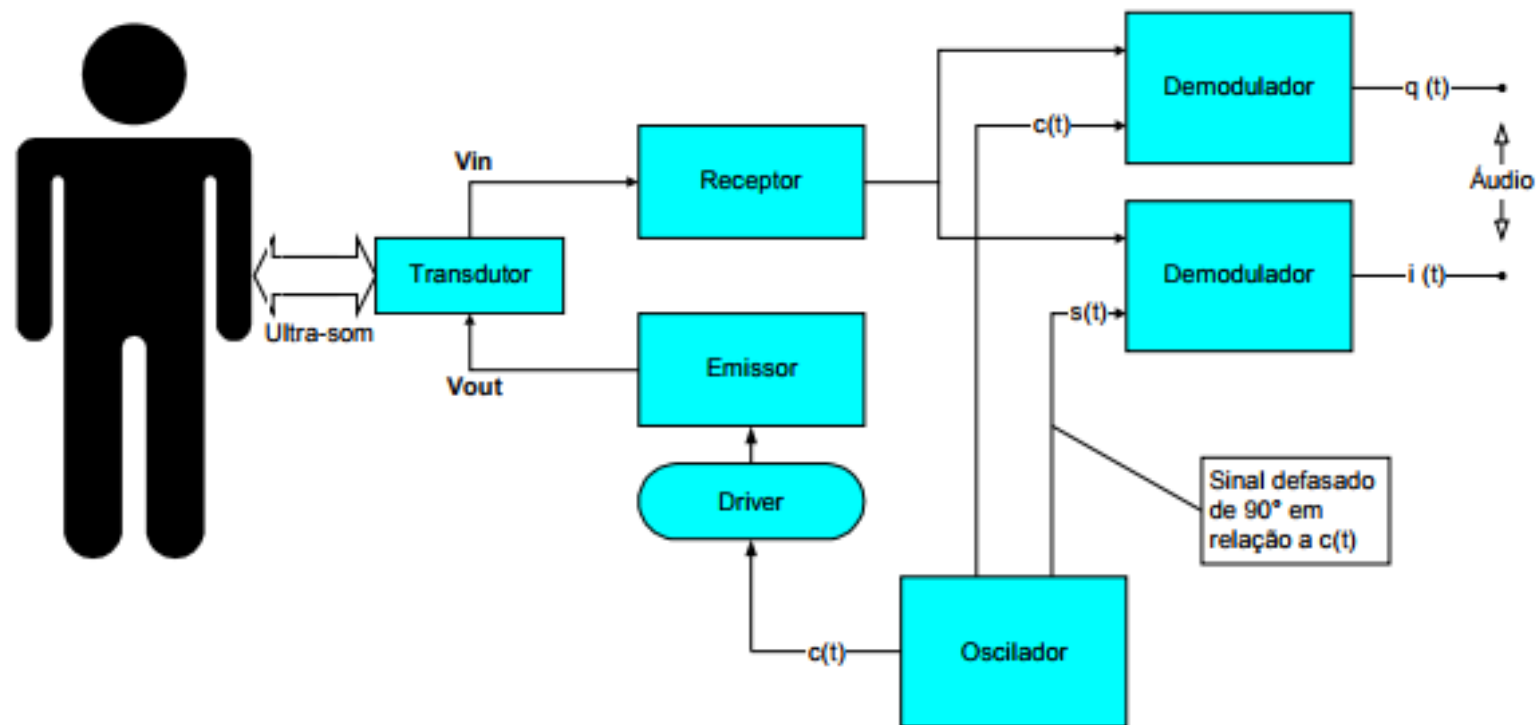


Figura 2.5 – Placa Doppler.

Diagrama de blocos básico de uma Placa Doppler. O sinal gerado pelo oscilador é amplificado e emitido pelo transdutor, retornando a frequência Doppler que é então demodulada em quadratura de fase.

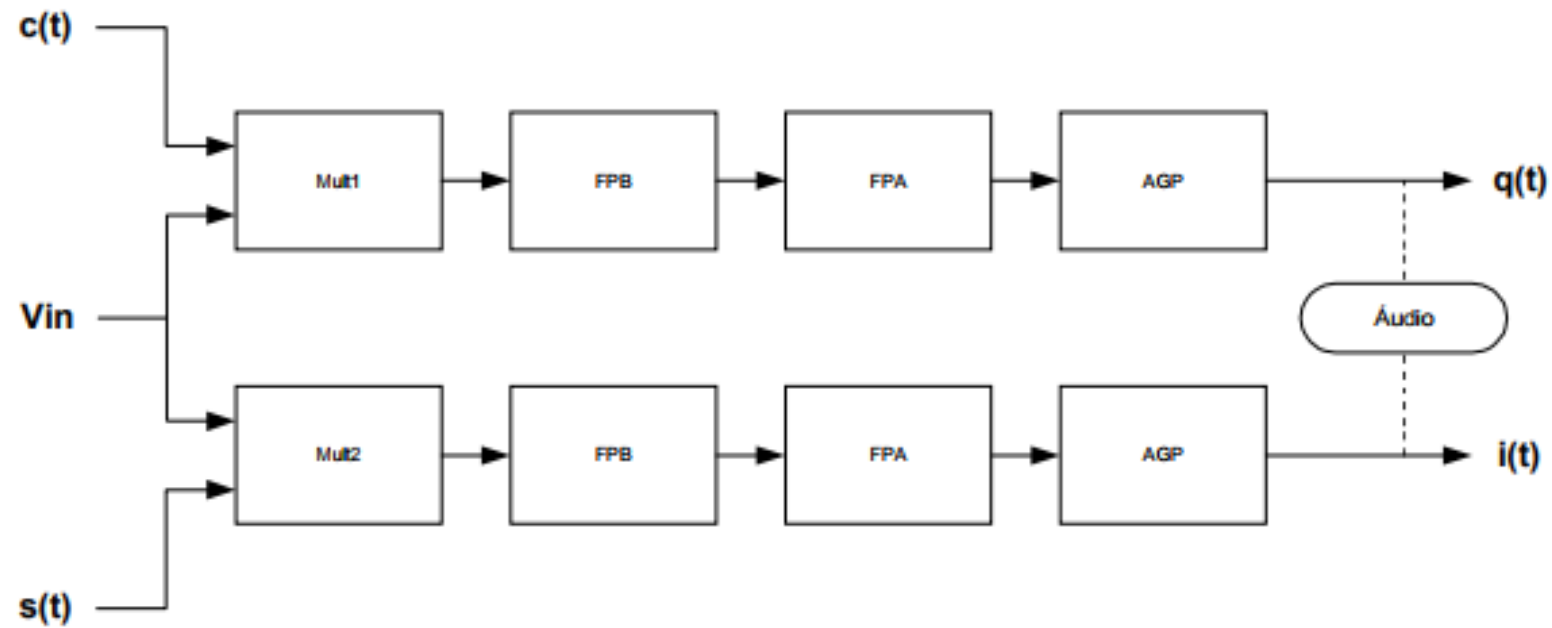


Figura 2.6 – Demodulador em quadratura de fase.

Etapa de demodulação em quadratura de fase. Apresentando inicialmente bloco de multiplicação, filtros para atenuar portadora e espectros indesejáveis. O Amplificador de Ganho Programável permite obtenção de nível de tensão adequado para o próximo estágio de aquisição dos sinais.

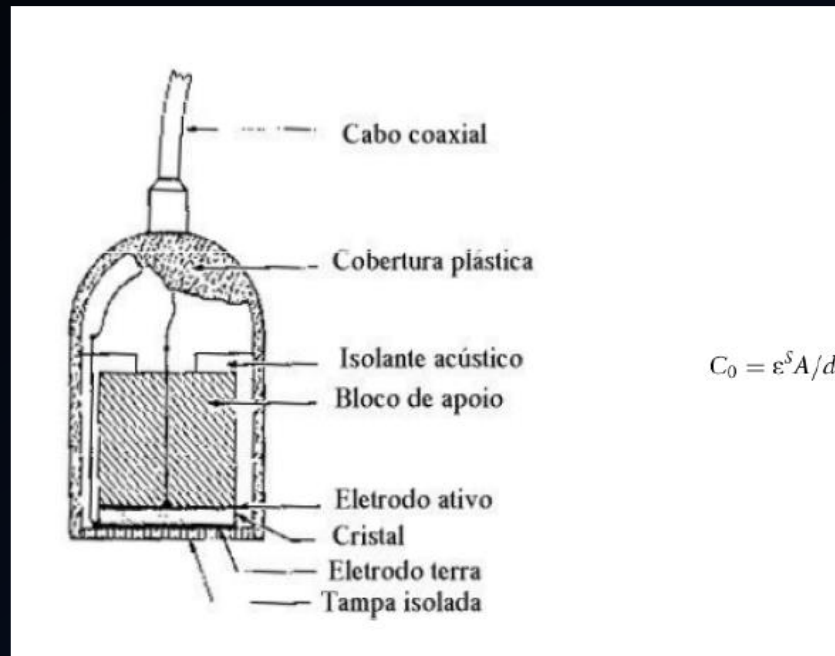
- O bloco mult1 multiplica o sinal de entrada $V_{in}(t)$ pelo sinal $c(t)$ que está em fase com o sinal emitido. Este então passa por filtros para atenuar as componentes contínuas (dc) e frequências fora do espectro de interesse.
- O mesmo é feito para o sinal $q(t)$, porém o sinal $V_{in}(t)$ é multiplicado com um sinal de frequência igual à do sinal emitido deslocado em fase de 90° , ou seja, em quadratura de fase.
- Então obtemos:

$$i(t) = \frac{A_{ap}}{2} \cdot \text{sen}(w_{ap} \cdot t - \phi_{ap}) - \frac{A_{af}}{2} \cdot \text{sen}(w_{af} \cdot t + \phi_{af})$$

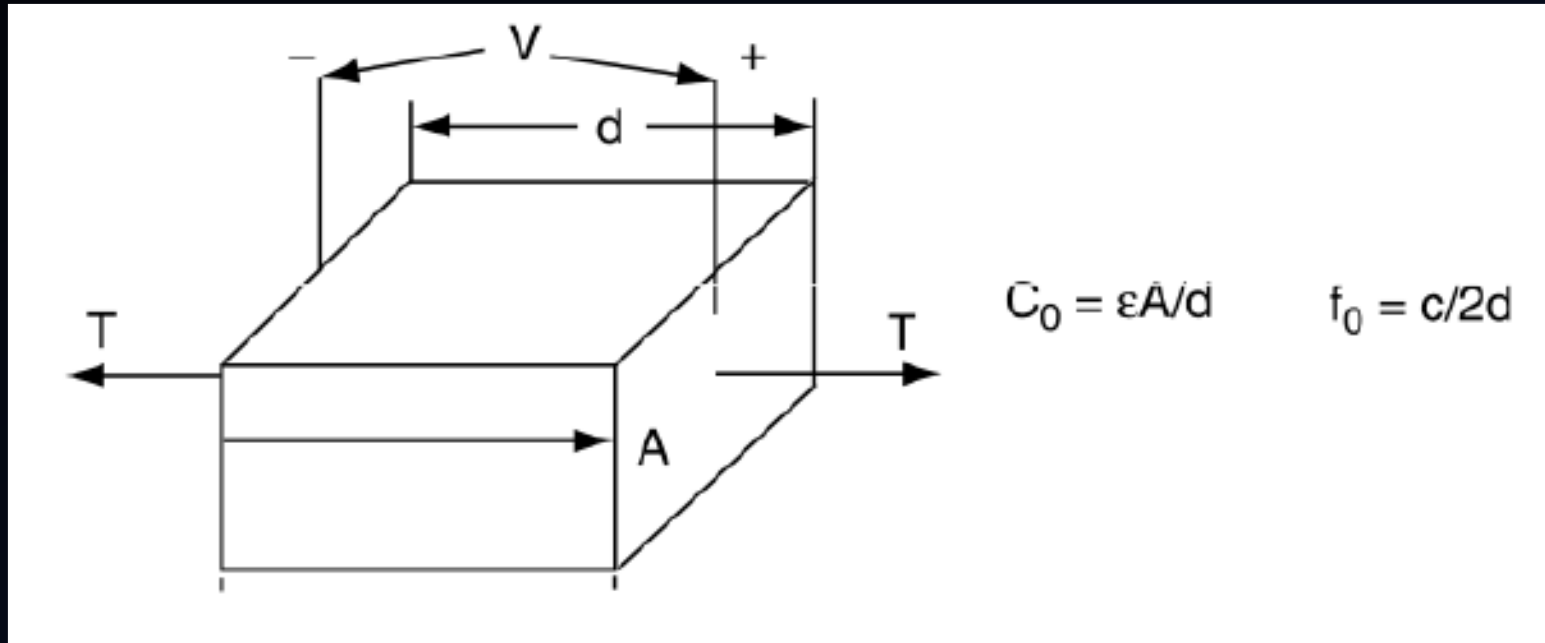
$$q(t) = \frac{A_{ap}}{2} \cdot \text{cos}(w_{ap} \cdot t + \phi_{ap}) + \frac{A_{af}}{2} \cdot \text{cos}(w_{af} \cdot t - \phi_{af})$$

Tipos de Transdutores

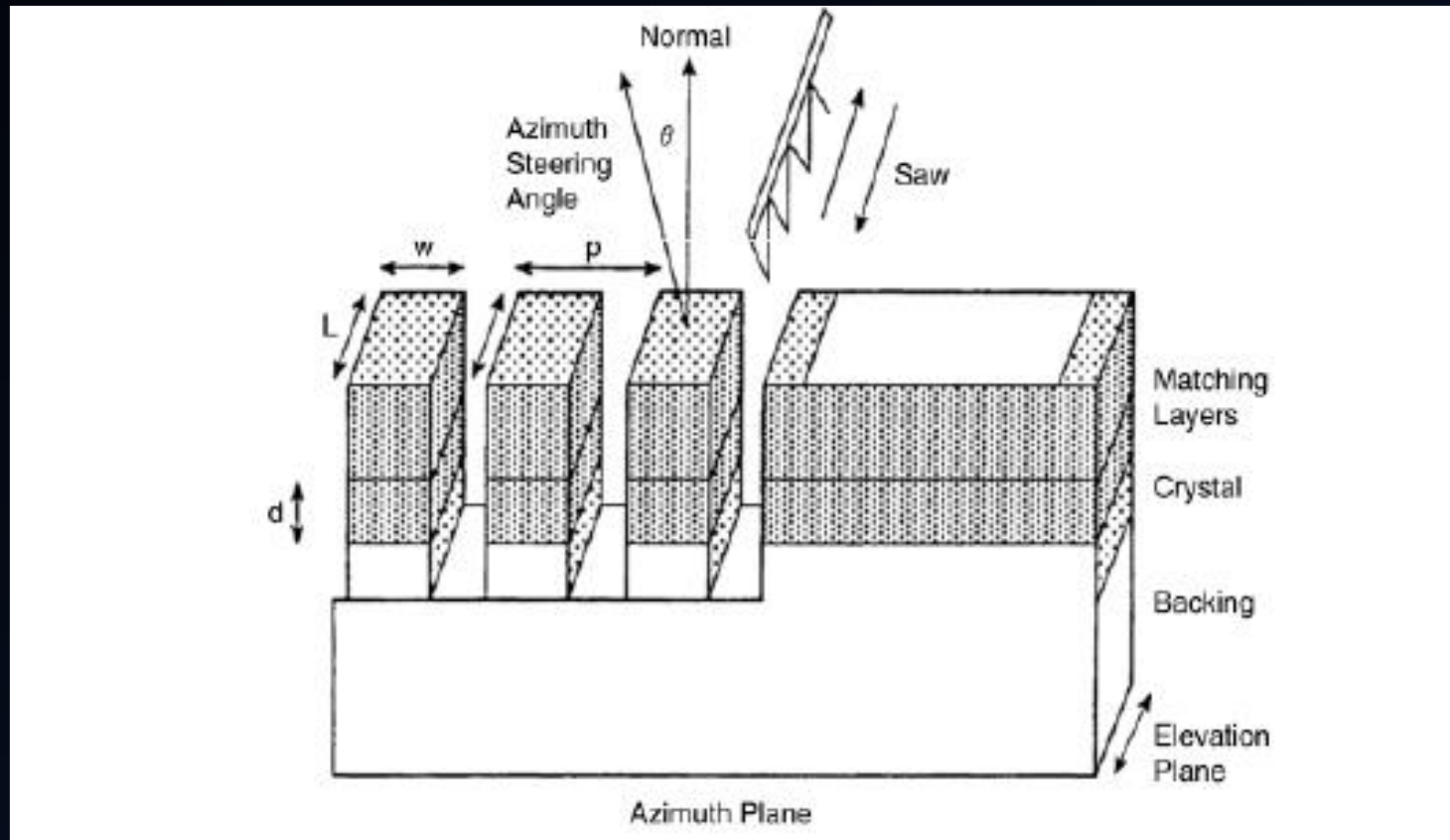
- Esquema simplificado de um transdutor



Princípio de funcionamento de um transdutor

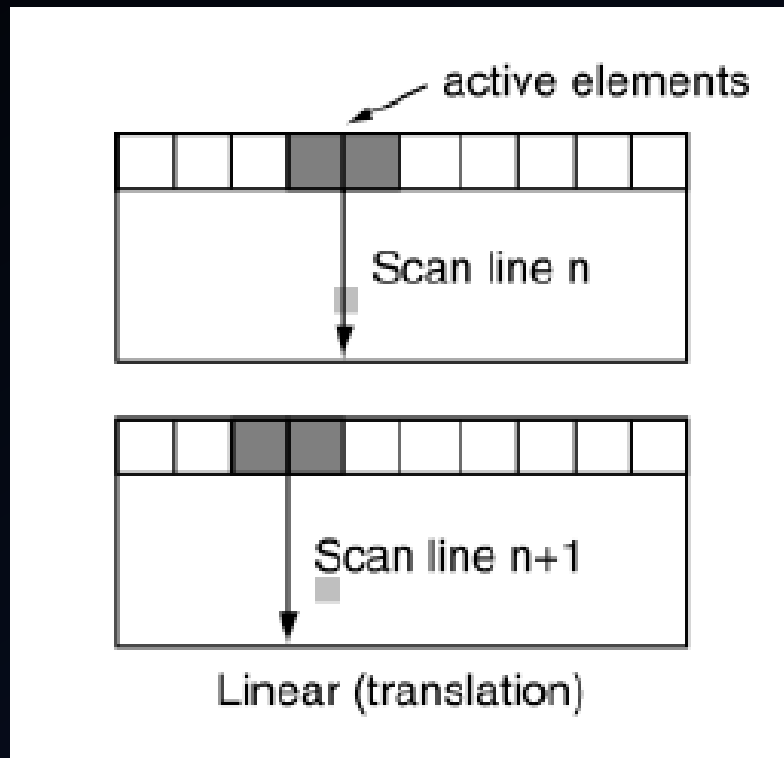


Arranjo dos transdutores

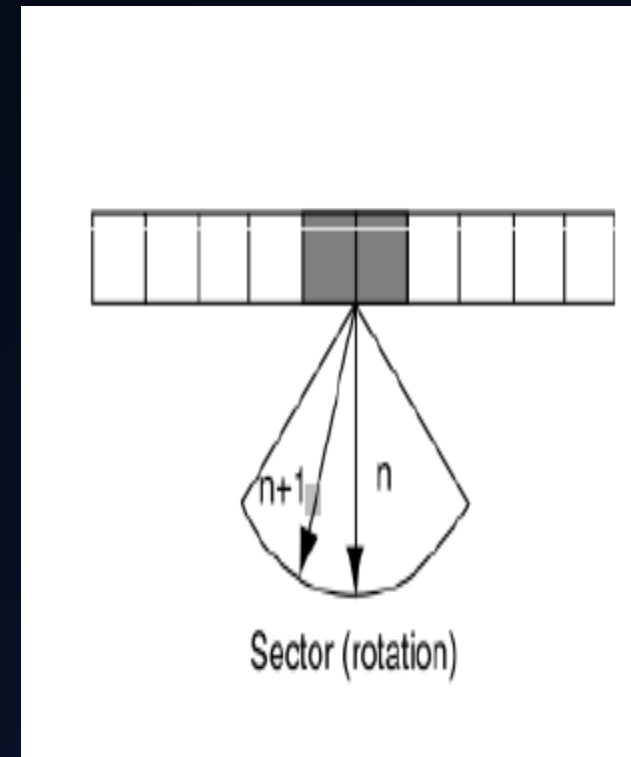


Formação dos transdutores

Linear



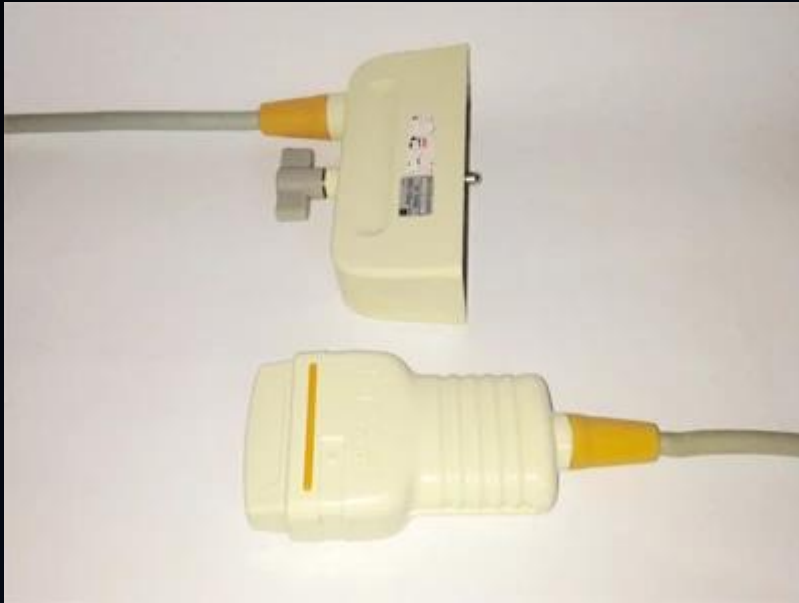
Faseada



Tipos de Transdutores

- **Transdutor curvo (convexo)**, destinado aos exames dos órgãos internos (fígado, vesícula biliar, rins, feto, útero, ovários, coração, etc.).
- **Transdutor linear**, destinado aos exames dos órgãos externos e superficiais (tireoide, mamas, testículos, músculos e tendões, pele, etc.).
- **Transdutor endocavitário**, destinado aos exames dos órgãos internos, utilizando as vias naturais do organismo (esôfago, vagina e reto), ou as vias artificiais durante as cirurgias abertas ou fechadas (cirurgia hepática, neurocirurgia, endoscopia, etc.).
- **Transdutor setorial**, destinado a facilitar o exame de alguns órgãos internos (cardiologia, neurologia, etc.).
- **Transdutores especiais**, utiliza os transdutores acima com tecnologia adicional (volumétrica, matricial, etc.), para obtenção de imagens especiais (3D/4D, biplanares, etc.).
- **Doppler**, aplicativo disponível em todos os transdutores, utilizado para medir a velocidade do sangue, com aplicação extensa na medicina (Cardiologia, Obstetrícia, Vascular, Hepatologia, Nefrologia, etc.).
- **Elastografia**, aplicativo para avaliação da elasticidade dos tecidos (mama, fígado, etc.).
- **Imagem panorâmica**, aplicativo para obtenção de planos anatômicos amplos, maiores do que o campo básico de visão do transdutor (plano total da mama, total do útero grávido, total da parede abdominal, etc.).
- **Ultrassonografia contrastada**, aplicativo utilizado para avaliação da perfusão dos tecidos (coração, fígado, tumores, etc.), através do emprego de contrastes por via sanguínea (microbolhas de gás).

Valores de Alguns Transdutores



ECV PVG-701VT

para os aparelhos: JustVision 200/400 seminovo original
garantia: 6 meses prazo de entrega: disponível preço: R\$
3.000,00



CONVEXO PVG-366 ??

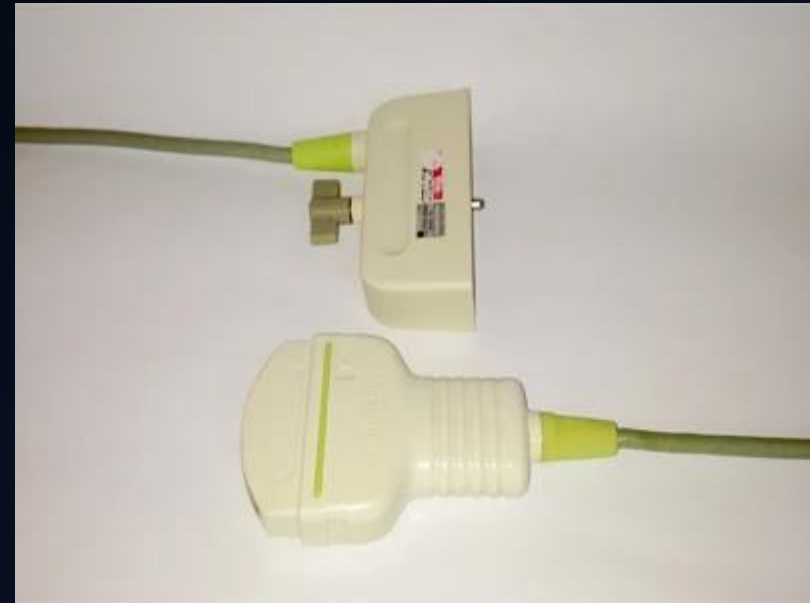
para os aparelhos: JustVision 200/400 seminovo
original garantia: 6 meses prazo de entrega:
disponível preço: R\$ 4.500,00

Valores de Alguns Transdutores



CONVEXO CA-541

para os aparelhos: ML60/70 ML25/30/40/50 requer Licença
SCP seminovo original garantia: 4 meses preço: R\$ 8.700,00



CONVEXO PVG-366

para os aparelhos: JustVision 200/400 seminovo original
garantia: 6 meses prazo de entrega: disponível preço: R\$
4.500,00

Valores de Alguns Transdutores



LINEAR LA-522

para os aparelhos: ML 5/25/30/40/50/60/70 novo original garantia: 1 ano prazo
de entrega: disponível preço: R\$ 13.000,00



Aplicação

EXEMPLOS E ALGORITMOS



Utilizando os conhecimentos físicos lembrados anteriormente, podemos pensar em como utilizar o Efeito Doppler para medir a velocidade do fluxo sanguíneo. Para isso, o primeiro passo é garantir que o transdutor tenha a menor angulação possível com o eixo da velocidade (O recomendado é que ϑ seja ≤ 20 graus).

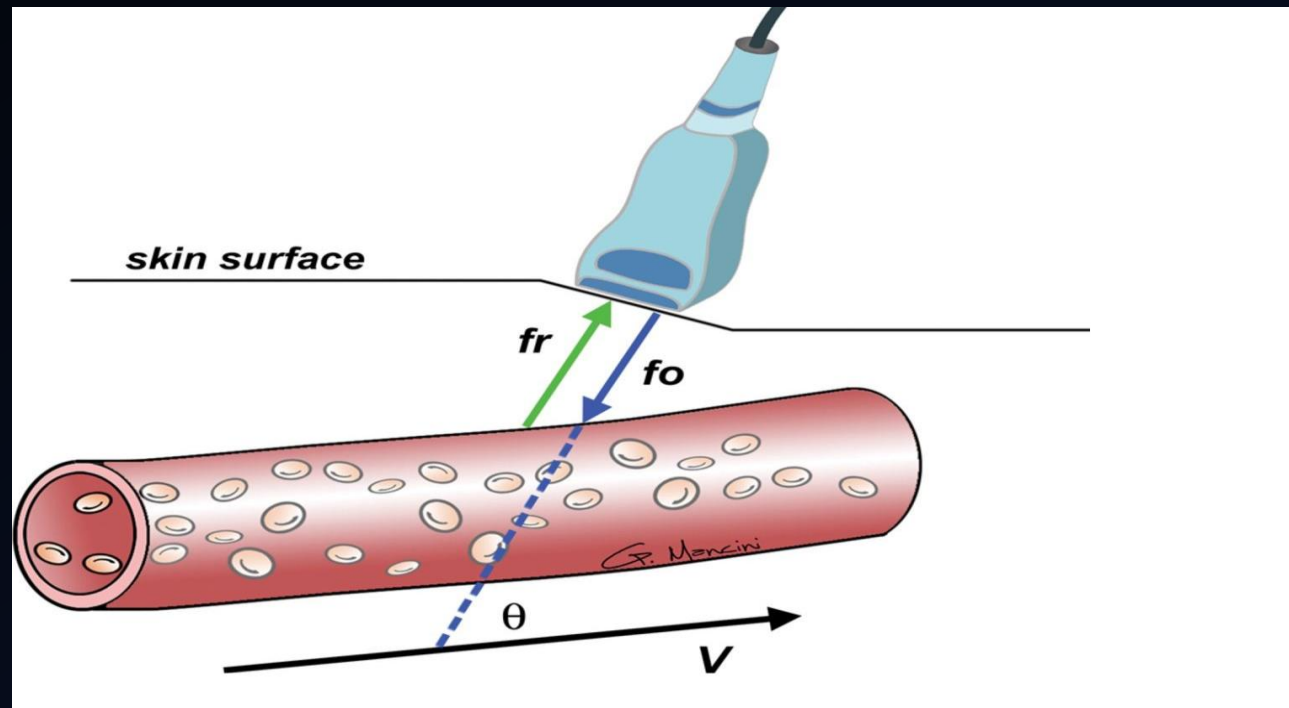


Figura: Ilustração da aplicação do ultrassom para cálculo da velocidade do fluxo sanguíneo

O transdutor então enviará sinais elétricos para o computador, sinais que são proporcionais às amplitudes refletidas.

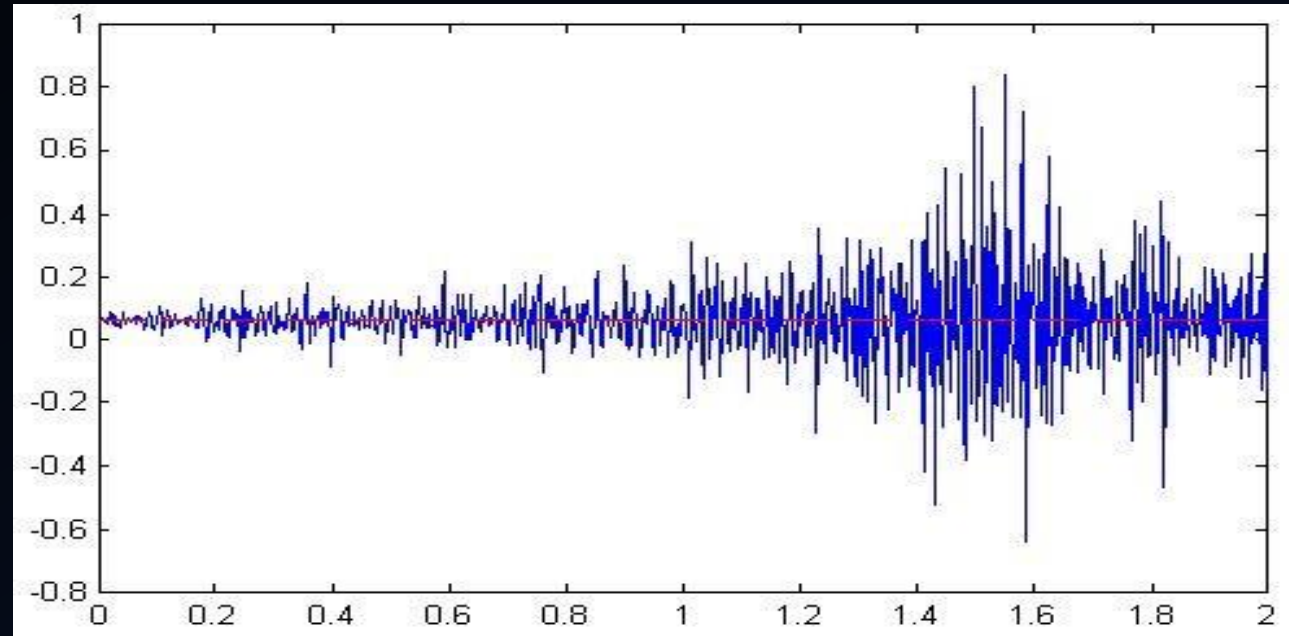


Figura: Sinal captado por ultrassom, sem processamento.

Calculando a velocidade do fluído

- Da relação do Efeito Doppler, é possível chegar numa relação (considerando a reflexão do som por um objeto em movimento e a velocidade de propagação do som muito maior que a velocidade do objeto) igual à:

$$\Delta f = \frac{2f_i v \cos \theta}{c} \quad (1)$$

Com:

Δf = Diferença na frequência

f_i = Frequência de Emissão

v = Velocidade do Fluxo

c = Velocidade de Propagação do Som (geralmente considerada fixa em 1540 m/s)

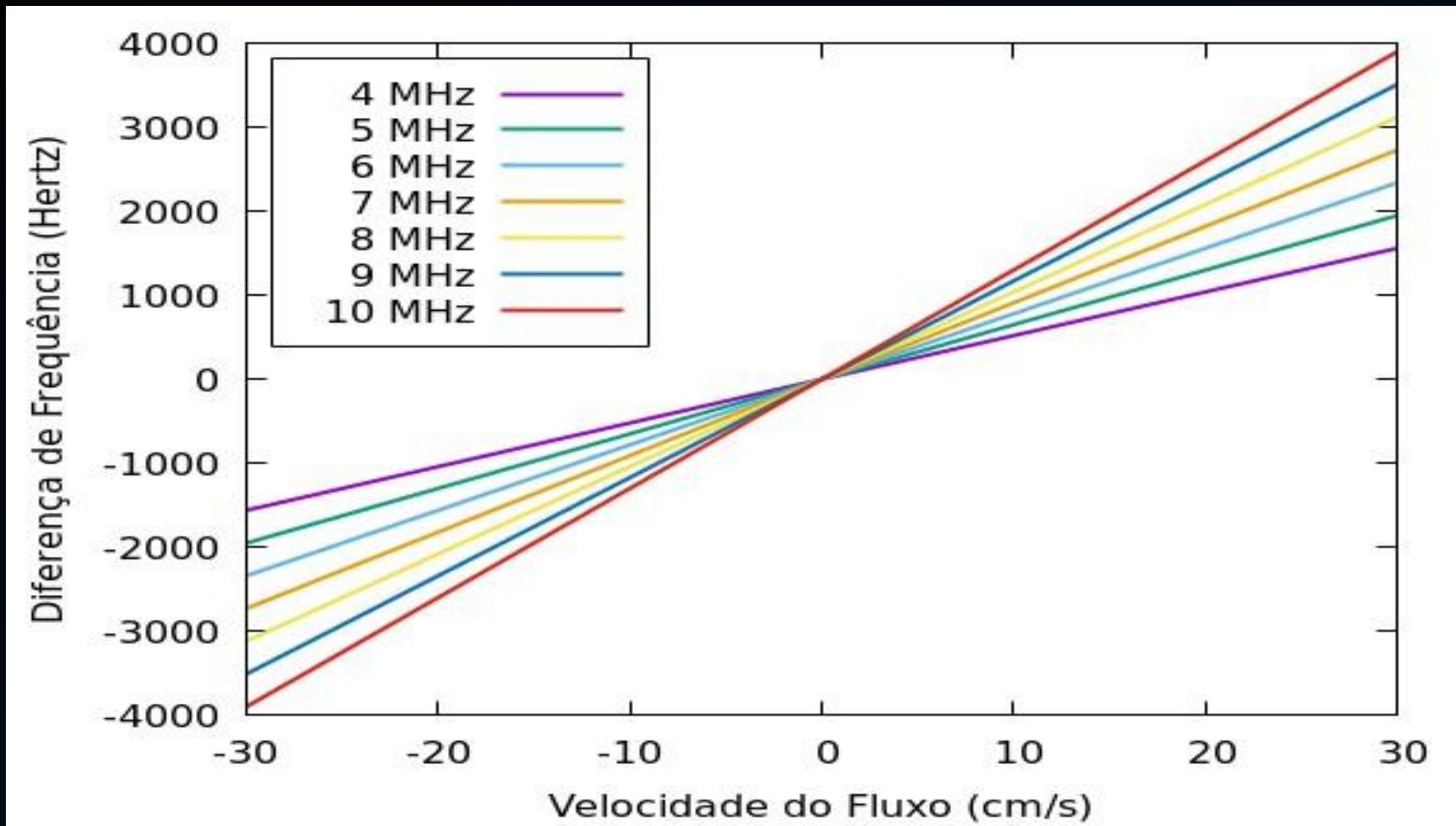


Figura: Estudo da dependência da diferença de frequência com a velocidade do fluxo para diferentes frequências de emissão do Ultrassom.

Podemos assim, reescrever a equação de Doppler para encontrar a velocidade:

$$v = \frac{c\Delta f}{2f \cos \theta} \quad (2)$$

Tendo a velocidade, é possível calcular uma velocidade média utilizando a velocidade mais alta encontrada pelo método no eixo e a menor velocidade.

$$\bar{v} = \sum_{0 < n \leq N} \frac{\text{Velocidade Máxima}_n + \text{Velocidade Mínima}_n}{N} \quad (3)$$

Considerando o sentido de ambas as velocidades o mesmo. N, neste caso, representa o número de eixos que cortam o objeto em estudo.

Uma outra velocidade que podemos calcular é a velocidade volumétrica (v_V) do fluxo. Dessa maneira, já considerando a velocidade média v como homogênea no vaso inteiro, temos:

$$v_V = A \cdot \bar{v} \quad (4)$$

A área é possível estimar através do intervalo de tempo entre a reflexão da face e do fundo do vaso (pois, para diferentes eixos teremos diferentes cordas da circunferência. Como queremos estimar o diâmetro, a melhor aproximação é utilizar a maior corda, que é a relacionada com o maior intervalo de tempo).

$$\Delta t' = \frac{2L_{max}}{c} \quad (5)$$

Porém, devido a inclinação do transdutor, é preciso consertar o valor obtido.

$$d \approx L_{max} \sin \theta \quad (6)$$

$$d \approx \frac{v \Delta t^t \sin \theta}{2} \quad (7)$$

Considerando esse o nosso diâmetro e o vaso um cilindro redondo perfeito, a área do vaso é dada por:

$$A = \frac{1}{4} \pi d^2 \quad (8)$$

Substituindo o valor de d que estimamos, temos que:

$$A \approx \frac{1}{4} \pi \cdot \frac{v \Delta t^t \sin \theta \cdot 2}{2} \quad (9)$$

Porém, outro problema surge. A área e a velocidade não são constantes no tempo. Elas variam conforme o fluxo passa em um determinado ponto do espaço. Analisando um ponto fixo do espaço temos que, o ciclo do pulso sanguíneo é T (onde é o tempo necessário para o pulso dar um ciclo, ou seja, alcançar a velocidade mínima novamente). Sendo nossa frequência de amostragem f_s , podemos calcular quantas amostras temporais iremos ter de coletar para descrever um fluxo inteiro.

$$M = T f_s \quad (10)$$

Iremos considerar aqui que durante o tempo $\Delta t'' = 1/f_s$ a velocidade e a área permanecem constantes. Dessa forma, o volume do nosso fluxo num momento i pode ser dado por:

$$V_i = A_i \cdot v_i \cdot \Delta t'' \quad (11)$$

$$V_{total} = \sum_{0 < i \leq M} V_i \quad (12)$$

Reescrevendo em termos conhecidos pelo experimentador, temos:

$$V_{total} = \sum_{0 < i \leq M} \left[\left[\frac{1}{4f_s} \pi \left(\frac{v \Delta t'_i \sin \theta}{2} \right)^2 \right] \left[\sum_{0 < n \leq N} \frac{V_n^{max} + V_n^{min}}{N} \right] \right]_i \quad (13)$$

Assim, basta começar a pegar dados a partir da velocidade mínima e aplicar essas relações para encontrar o volume de cada fluxo. Nesse caso, quanto menor o tempo de amostragem, mais precisa será a medição.

Referências Bibliográficas

- http://www.uff.br/fisio6/aulas/aula_03/topico_07.htm
- http://pt-br.aia1317.wikia.com/wiki/Vis%C3%A3o_geral_da_circula%C3%A7%C3%A3o_-_Biof%C3%ADsica_da_press%C3%A3o,_fluxo_e_resist%C3%Aancia
- https://pt.wikipedia.org/wiki/D%C3%A9bito_card%C3%ADaco
- Essentials of Ultrasound Physics. Zagzebki, J.A
- <http://dyros.snu.ac.kr/wp-content/uploads/2013/06/emgexampl.jpg>
- http://ebm.ufabc.edu.br/wp-content/uploads/2013/11/Aula-07_Ultrassonografia.pdf
- <http://www.ultraeduc.com.br/post/conheca-os-tipos-de-ultrassonografia/252>
- https://www.bolsaus.com/transdutores?gclid=EAlaIQobChMIj9re0cW-1gIVDYSRCh1LWgdeEAMYASAAEgIb_D_BwE