

# Equipamentos de Imagiologia Médica

2021/2022

Teresa Sousa

Aula 8

# Imagem por ultrassons

**Princípios físicos**

Ecografia

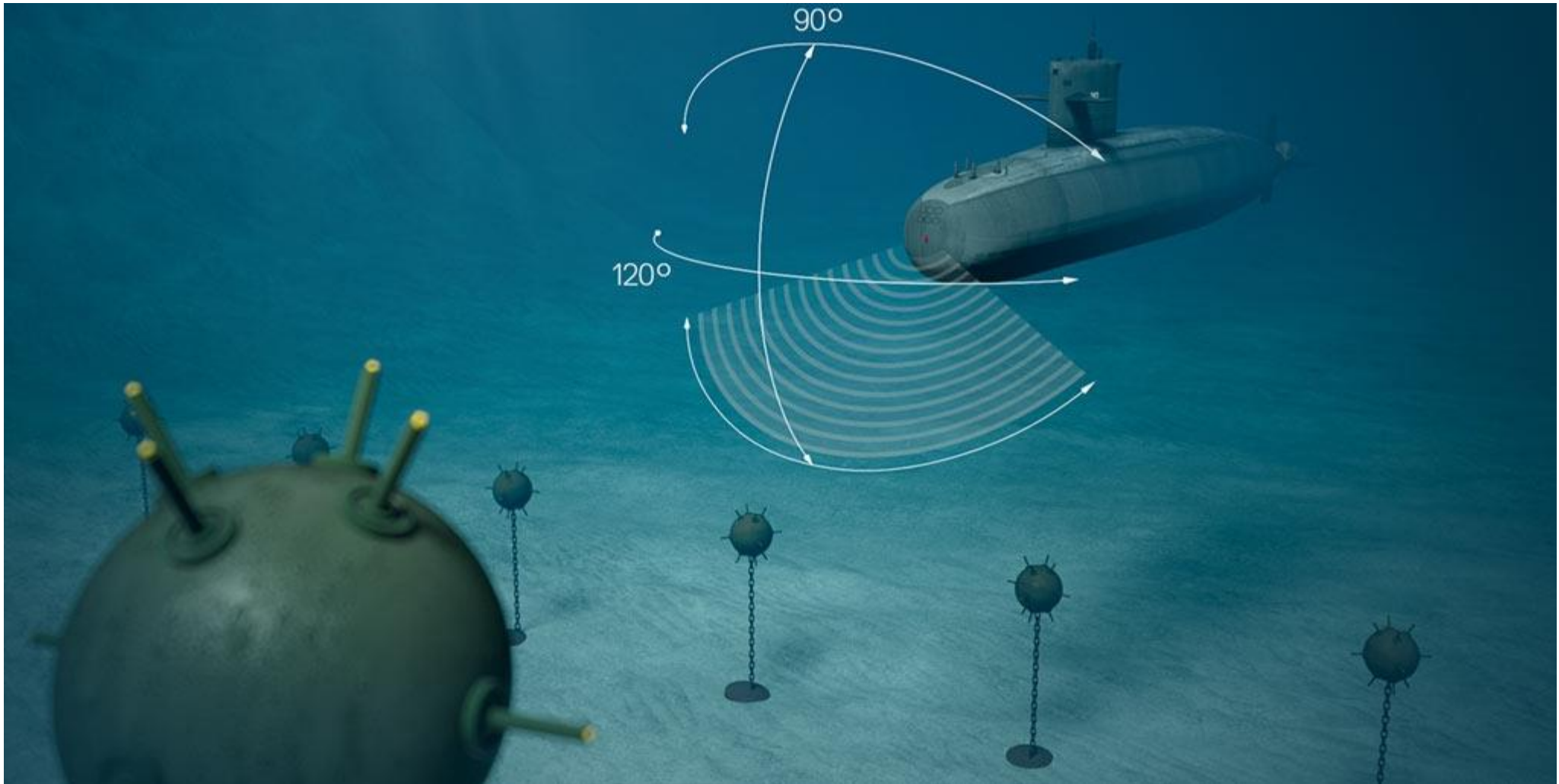
Eco-doppler







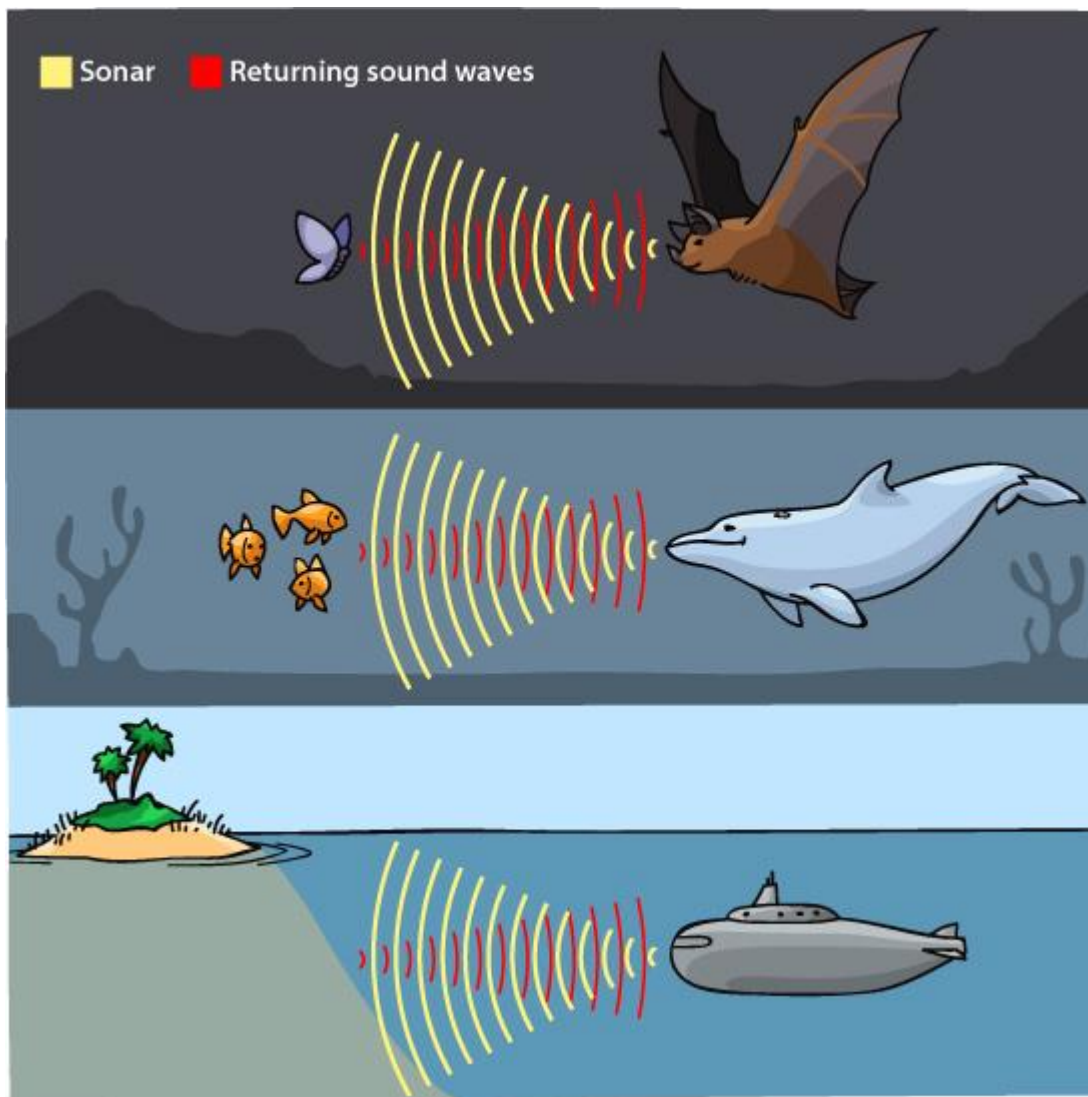




# Ultrassons

## Princípios básicos: eco

- > Em acústica o **eco** é a repetição de um som causado pela reflexão das ondas sonoras, que chega ao ouvinte com um atraso em relação à emissão do som.
- > Este atraso é proporcional à distância entre a superfície refletora e o ouvinte.
- > A reflexão ocorre devido a descontinuidades no meio de propagação.
- > Alguns animais, como por exemplo, golfinhos, baleias e morcegos, usam o eco para localização e/ou navegação.
- > Aplica-se o mesmo princípio nos aparelhos sonar e na ultrassonografia (ecografia).



# Ultrassons

## Princípios básicos: eco

Se um morcego ouve um eco 0,01 segundos depois de emitir um ultrassom, a que distância estará o objeto que originou o eco?

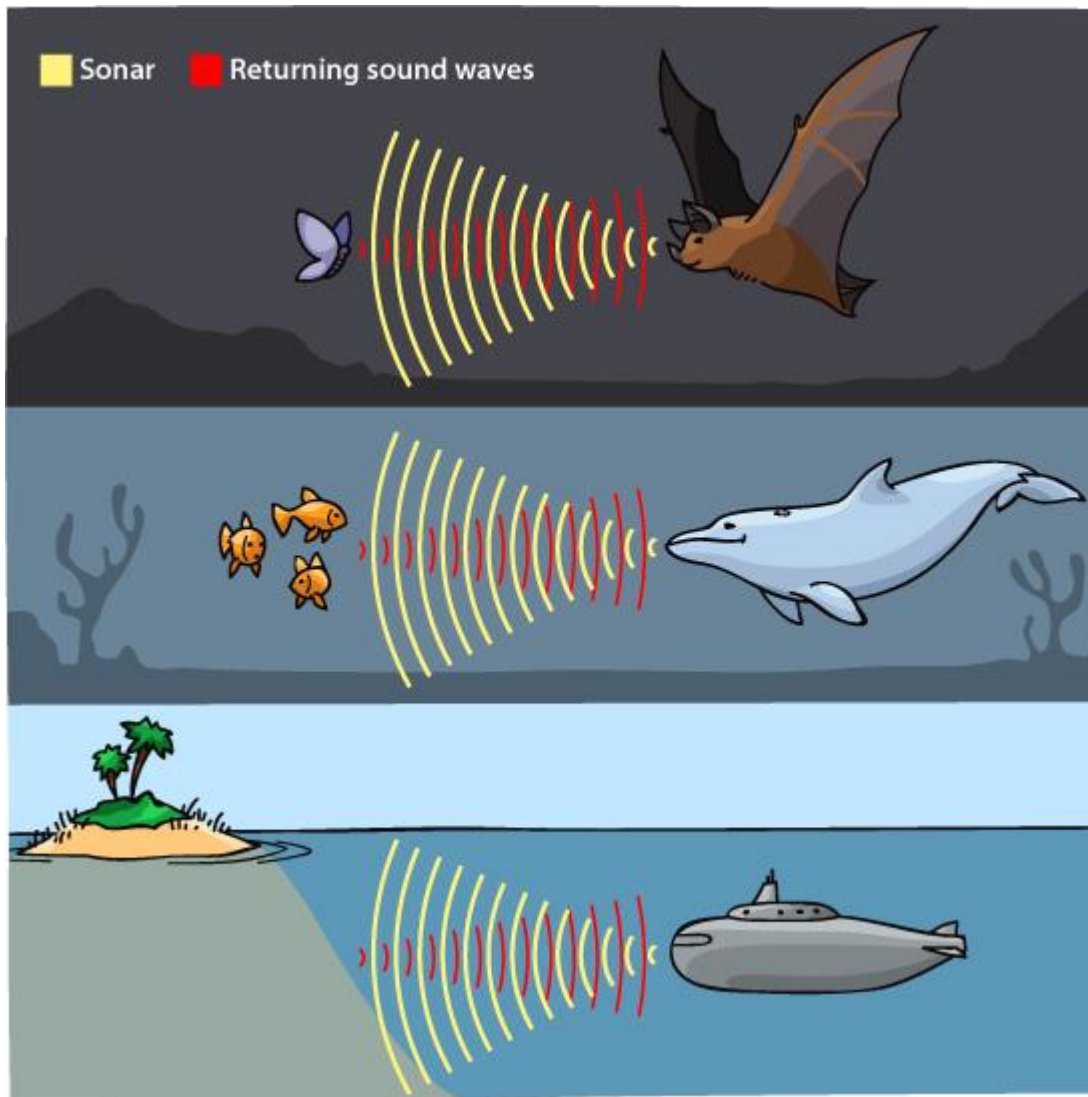
- > Pista 1: a velocidade do som no ar é de 330 m/s
- > Pista 2: a velocidade do som é igual à distância percorrida dividida pelo tempo gasto

Cálculo auxiliar:

- > distância total = velocidade x tempo
- > distância total =  $330 \times 0,01 = 3,3 \text{ m}$

Se esta é a distância que a onda percorreu do morcego ao objeto e na volta, então:

- > distância à qual é gerado o eco = 1,65 m





# Ultrassons

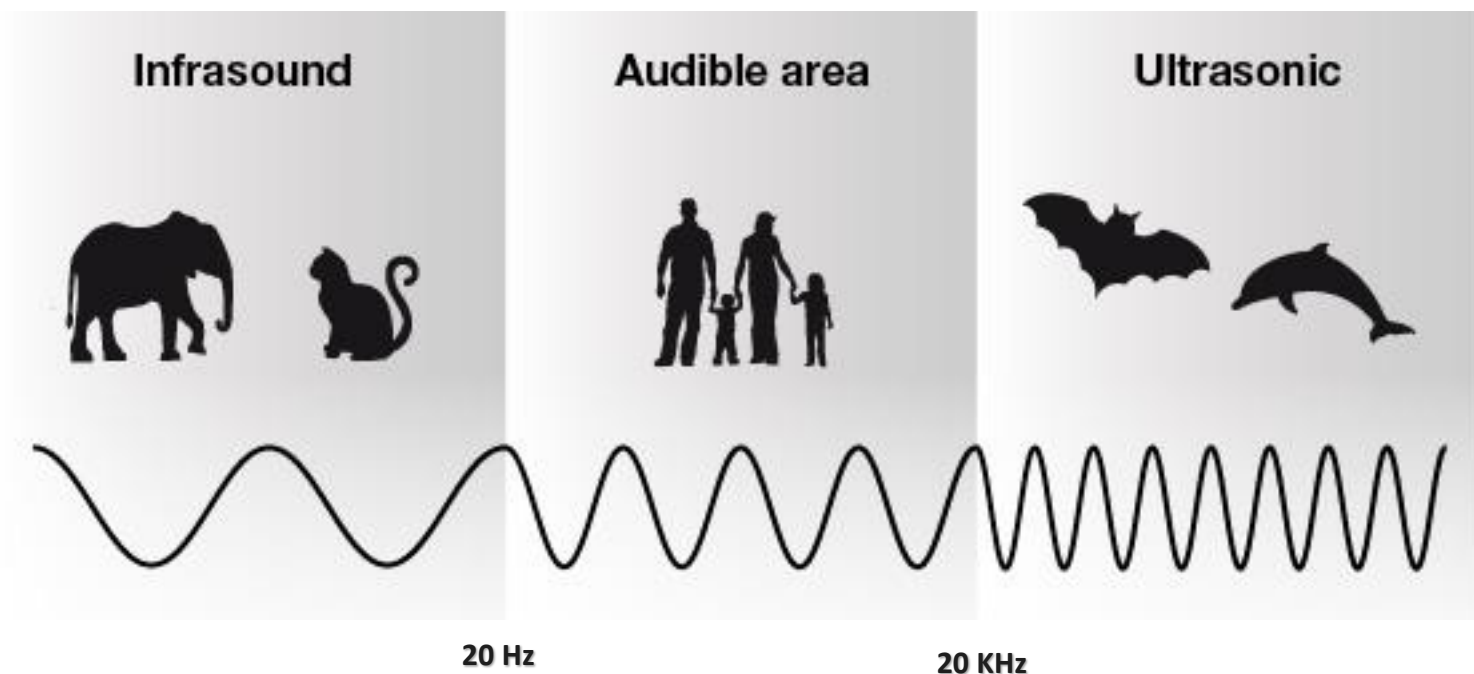
Princípios físicos

- As ondas e a ultrassonografia

# Ultrassons

## Princípios básicos: ultrassom

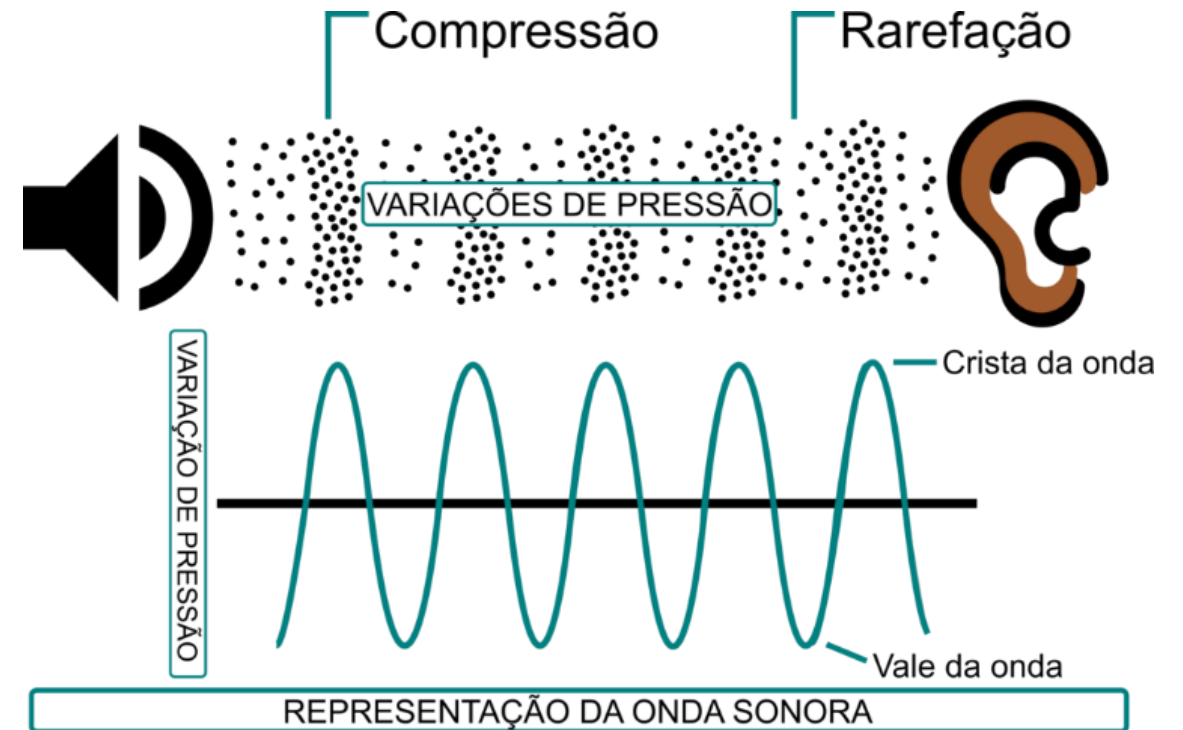
- > Na física, o som é uma vibração que se propaga como uma onda de pressão, através de um meio de transmissão (gás, líquido ou sólido).
- > Os seres humanos só são capazes de distinguir tons com frequências entre  $\sim 20$  Hz e 20 kHz.
- > Ondas sonoras acima de 20 kHz são conhecidas como ultrassons.
- > Ondas sonoras abaixo de 20 Hz são conhecidas como infrassons.



# Ultrassons

## Princípios básicos: propagação da onda sonora

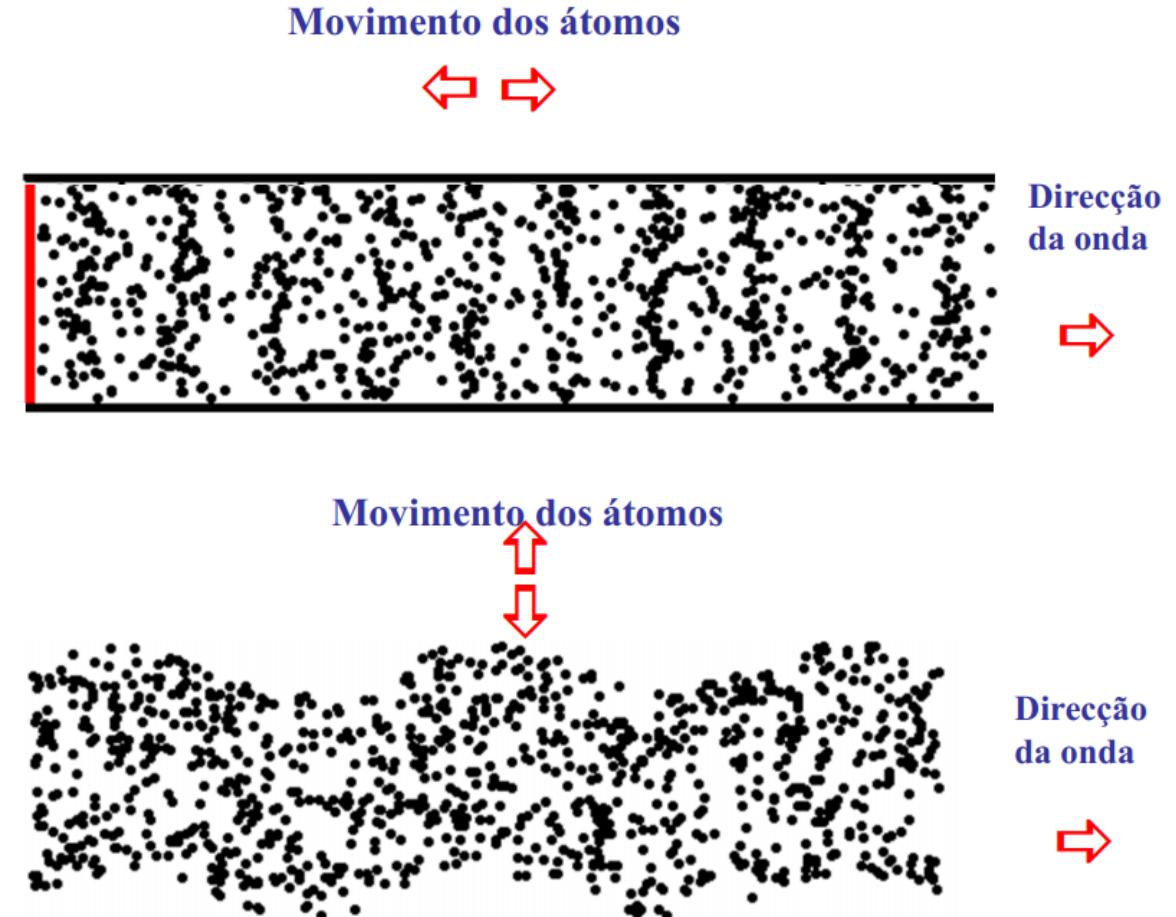
- > O som é transmitido através de gases, plasma e líquidos na forma de **ondas longitudinais**. Através dos sólidos, no entanto, ele pode ser transmitido como ondas longitudinais e **transversais**.
- > Nas ondas longitudinais o movimento dos átomos tem a direção da propagação da onda, causando períodos de compressão e rarefação.
- > Nas ondas transversais os átomos oscilam na direção perpendicular à propagação da onda levando a variações da tensão tangencial.



# Ultrassons

## Princípios básicos: propagação da onda sonora

- > O som é transmitido através de gases, plasma e líquidos na forma de **ondas longitudinais**. Através dos sólidos, no entanto, ele pode ser transmitido como ondas longitudinais e **transversais**.
- > Nas ondas longitudinais o movimento dos átomos tem a direção da propagação da onda, causando períodos de compressão e rarefação.
- > Nas ondas transversais os átomos oscilam na direção perpendicular à propagação da onda levando a variações da tensão tangencial.

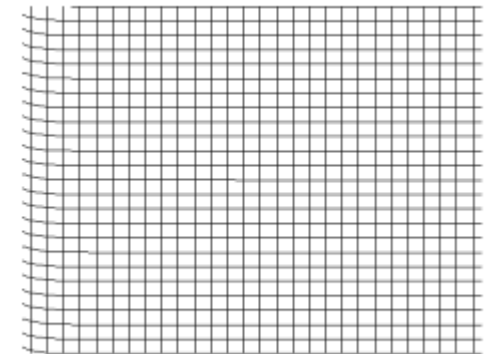
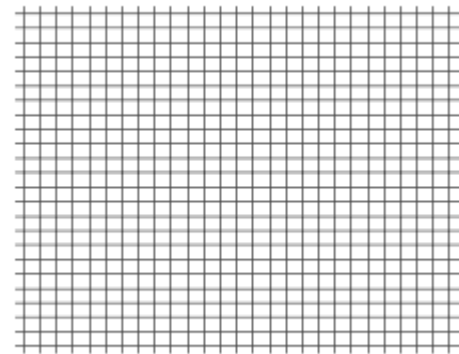




# Ultrassons

## Princípios básicos: propagação da onda sonora

- > O som é transmitido através de gases, plasma e líquidos na forma de **ondas longitudinais**. Através dos sólidos, no entanto, ele pode ser transmitido como ondas longitudinais **e transversais**.
- > Nas ondas longitudinais o movimento dos átomos tem a direção da propagação da onda, causando períodos de compressão e rarefação.
- > Nas ondas transversais os átomos oscilam na direção perpendicular à propagação da onda levando a variações da tensão tangencial.

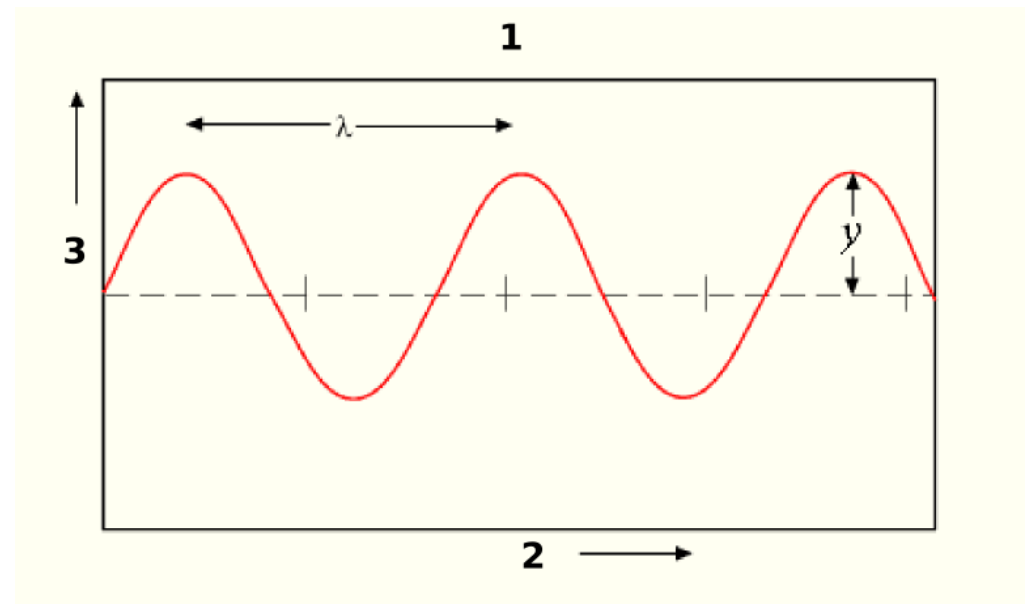


# Ultrassons

## Princípios básicos: características da onda sonora

As ondas sonoras são frequentemente simplificadas como ondas planas sinusoidais, que são caracterizadas por propriedades genéricas como:

- > Frequência, ou inverso do comprimento de onda
- > Amplitude, pressão sonora ou intensidade
- > Velocidade do som
- > Direção de propagação



**Comprimento de Onda ( $\lambda$ ):** Distância entre dois picos ou dois vales ou tempo que a fonte leva para executar uma vibração completa.

**Frequência ( $f$ ):** Número de oscilações por segundo ( $Hz$ ).

**Velocidade de Propagação da Onda ( $V$ ):**  $V = \lambda f$  ( $m/s$ )

# Ultrassons

## Princípios básicos: velocidade de propagação da onda

- > A reação de um meio submetido a compressão e rarefação depende diretamente do seu estado e das suas propriedades elásticas.
- > A onda sonora propaga-se a diferentes velocidades em função de determinadas características intrínsecas do meio que atravessa: a capacidade de voltar à sua forma original após deformação e a densidade.
- > Estes dois componentes são influenciados por vários parâmetros como a temperatura, a pressão e eventuais mudanças do meio.



# Ultrassons

## Princípios básicos: velocidade de propagação da onda

- > A reação de um meio submetido a compressão e rarefação depende diretamente do seu estado e das suas propriedades elásticas.
- > A onda sonora propaga-se a diferentes velocidades em função de determinadas características intrínsecas do meio que atravessa: a capacidade de voltar à sua forma original após deformação e a densidade.
- > Estes dois componentes são influenciados por vários parâmetros como a temperatura, a pressão e eventuais mudanças do meio.





# Ultrassons

## Princípios básicos: velocidade de propagação da onda

A velocidade ( $c$ ) da onda de ultrassom nos tecidos biológicos é determinada pelos valores de densidade ( $\rho$ ) e compressibilidade ( $k$ ) dos tecidos.

$$c = \frac{1}{\sqrt{\kappa\rho}}$$

- Quanto mais rígido o tecido e/ou mais denso, maior será a velocidade de propagação do ultrassom.
- Os valores no osso e no ar (por exemplo, pulmões) representam dois extremos devido à densidade e compressibilidade altamente díspares.
- A relação entre a velocidade de propagação e as características estruturais dos tecidos é muito útil no diagnóstico clínico. Permite, por exemplo, identificar um tumor dado que o tecido circundante apresenta uma maior compressibilidade.

Acoustic properties of biological tissues

	$Z \times 10^5$ (g cm <sup>-2</sup> s <sup>-1</sup> )	Speed of sound (m s <sup>-1</sup> )	Density (gm <sup>-3</sup> )	Compressibility x10 <sup>11</sup> (cm g <sup>-1</sup> s <sup>2</sup> )
Air	0.00043	330	1.3	70 000
Blood	1.59	1570	1060	4.0
Bone	7.8	4000	1908	0.3
Fat	1.38	1450	925	5.0
Brain	1.58	1540	1025	4.2
Muscle	1.7	1590	1075	3.7
Liver	1.65	1570	1050	3.9
Kidney	1.62	1560	1040	4.0

Assume-se  $c \approx 1540$  m/s nos tecidos moles.

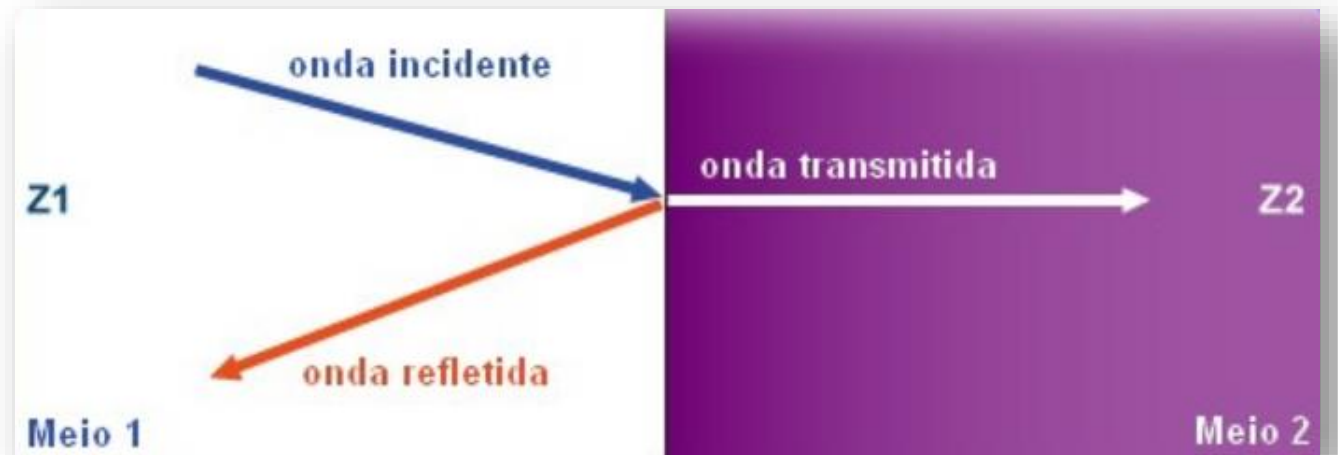
# Ultrassons

## Princípios básicos: impedância acústica

- > Cada meio é caracterizado por uma dada resistência à passagem do som, designada por impedância acústica ( $Z$ ).
- > No caso da onda plana,  $Z$  ( $\text{kg.m}^{-2}.\text{s}^{-1}$ ) pode ser estimado a partir da densidade do meio  $\rho$  ( $\text{kg.m}^{-3}$ ) e da velocidade do som  $c$  ( $\text{m.s}^{-1}$ ).

$$Z = \rho \cdot c$$

- > A relação entre a onda acústica incidente e refletida depende da relação entre a impedância dos meios.



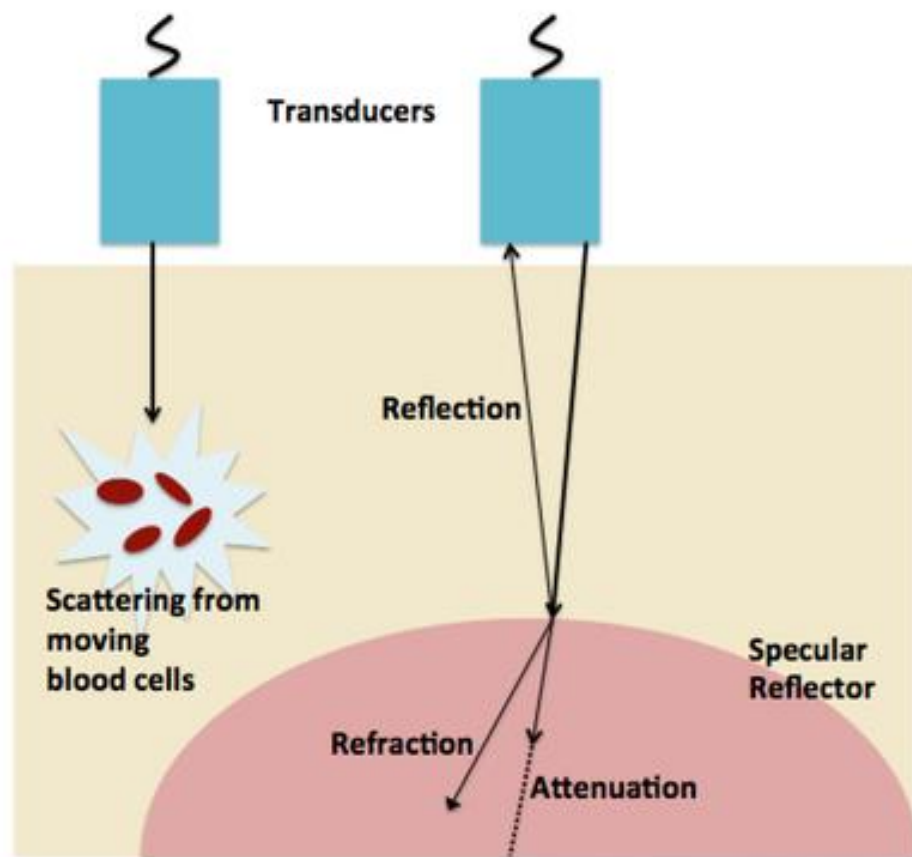
# Imagem por ultrassons

Ecografia

- Interação dos ultrassons com a matéria

# Interação dos ultrassons com a matéria

Reflexão, refração, dispersão e atenuação

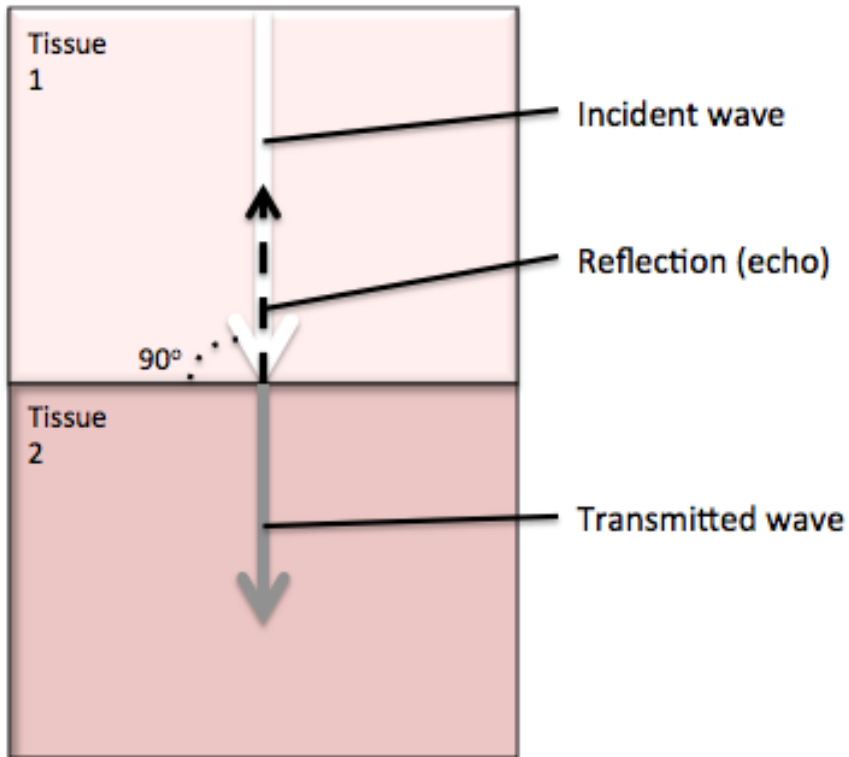


- > **Reflexão** – sempre que o feixe encontra um limite entre dois tecidos ou pequenas estruturas dentro de um tecido homogêneo, as diferenças de impedância acústica resultam na reflexão em direção ao transdutor de uma parte da energia da onda incidente. A restante é transmitida.
- > **Refração** – sempre que o feixe incidente não é perpendicular ao tecido para além da reflexão, ocorre também refração, que consiste num desvio da onda transmitida.
- > **Dispersão** – Existem dois tipos de superfícies que contribuem para a dispersão, as superfícies rugosas (ex: vísceras) e aquelas que têm uma dimensão menor que o comprimento da onda (ex: glóbulos vermelhos).
- > **Absorção** – para além da reflexão e da dispersão, o feixe de ultrassom é também reduzido por absorção, que converte a energia do feixe em calor. O que mais contribui para este efeito são os diferentes tempos de relaxação dos tecidos.



# Interação dos ultrassons com a matéria

## Reflexão



A partir dos valores da impedância acústica dos diferentes meios é possível estimar os coeficientes de reflexão (R) e transmissão (T) em termos de:

Pressão acústica:  
( $p_i + p_r = p_t$ )

$$R_p = \frac{p_r}{p_i} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}$$

$$T_p = \frac{p_t}{p_i} = \frac{2Z_2}{Z_2 + Z_1}$$

Intensidade acústica:  
( $J_i = J_r + J_t$ )

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

$$T_I = \frac{I_t}{I_i} = \frac{4Z_1Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2}$$

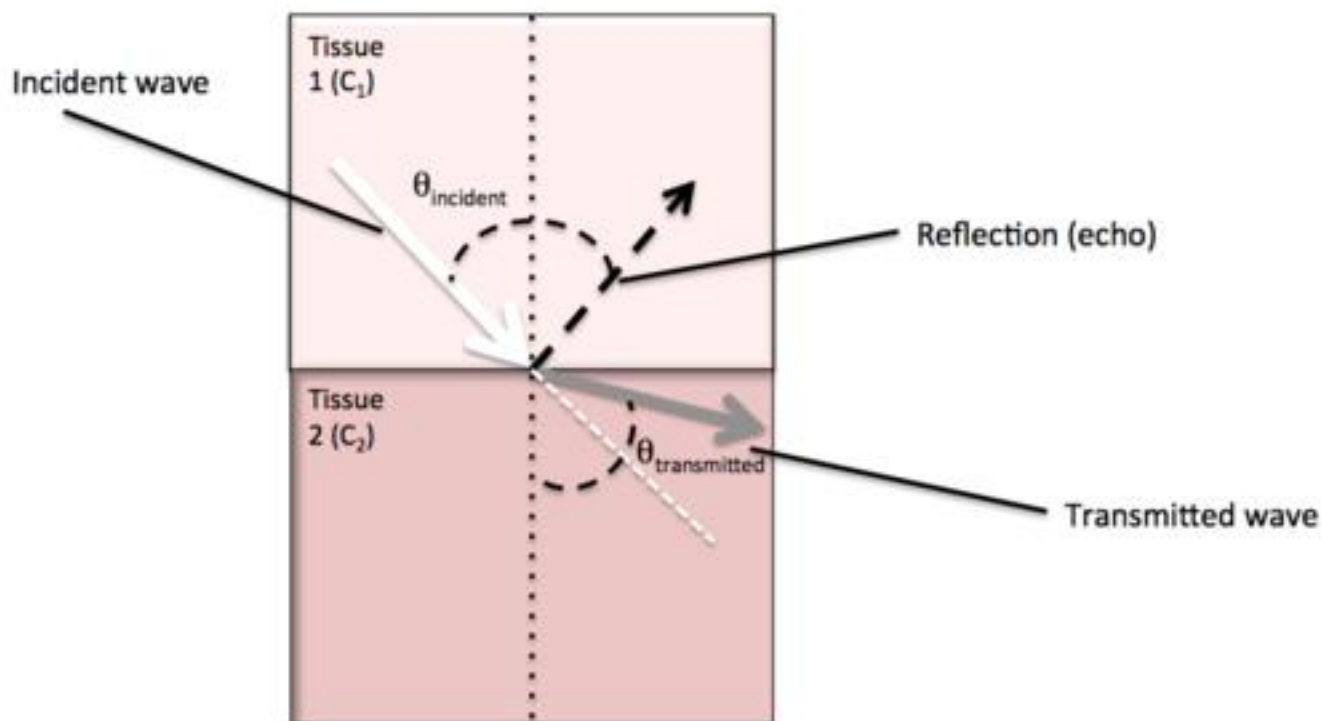
Lei de Snell

$$\theta_i = \theta_r$$
$$\frac{\sin(\theta_i)}{c_1} = \frac{\sin(\theta_t)}{c_2}$$

\* A lei de Snell, ou simplesmente lei de refração, estima o desvio angular sofrido por uma onda ao passar para um meio diferente.

# Interação dos ultrassons com a matéria

## Reflexão e refração



Lei de Snell

$$\frac{\sin(\theta_i)}{c_1} = \frac{\sin(\theta_t)}{c_2}$$
$$\theta_i = \theta_r$$

A partir dos valores da impedância acústica dos diferentes meios é possível estimar os coeficientes de reflexão (R) e transmissão (T) em termos de:

Pressão acústica:  
( $p_i + p_r = p_t$ )

$$R_p = \frac{p_r}{p_i} = \frac{Z_2 \cos \theta_i - Z_1 \cos \theta_t}{Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t}$$

$$T_p = \frac{p_t}{p_i} = \frac{2Z_2 \cos \theta_i}{Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t}$$

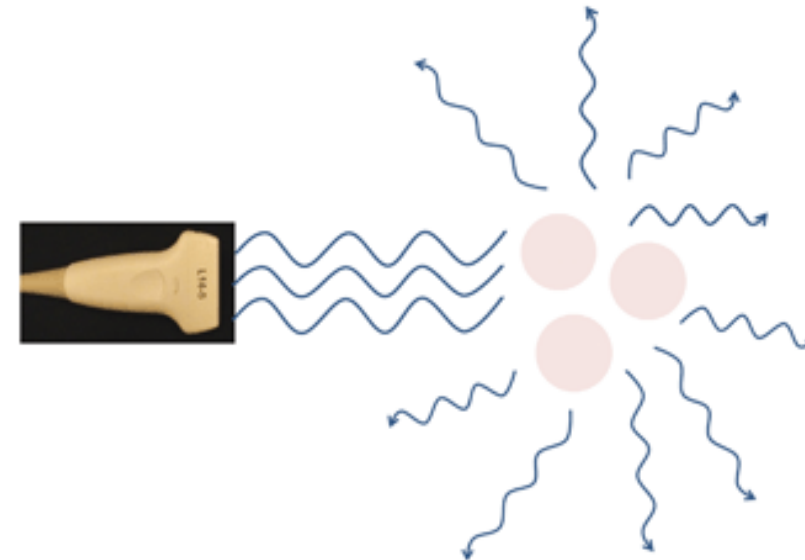
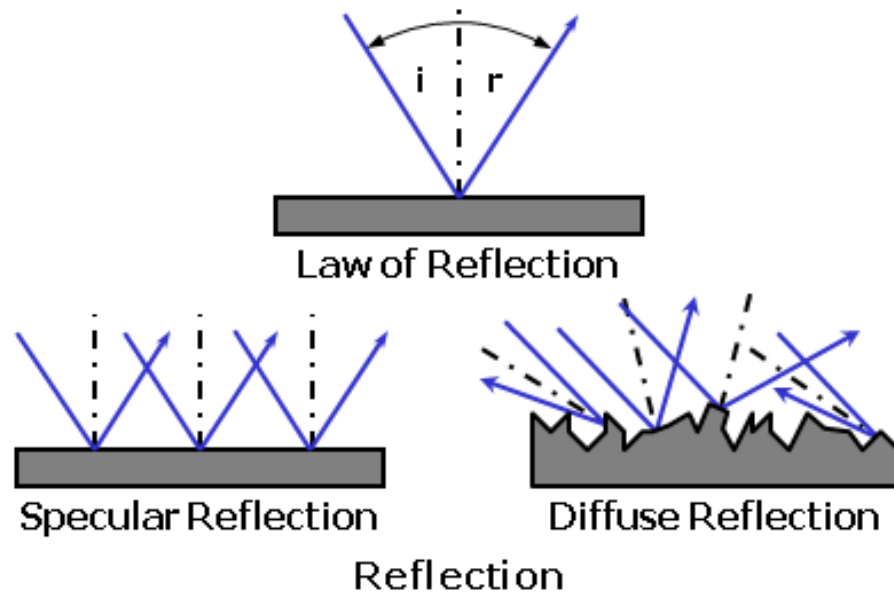
Intensidade acústica:  
( $J_i = J_r + J_t$ )

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

$$T_I = \frac{I_t}{I_i} = \frac{4Z_2 Z_1 \cos^2 \theta_i}{(Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t)^2}$$

# Interação dos ultrassons com a matéria

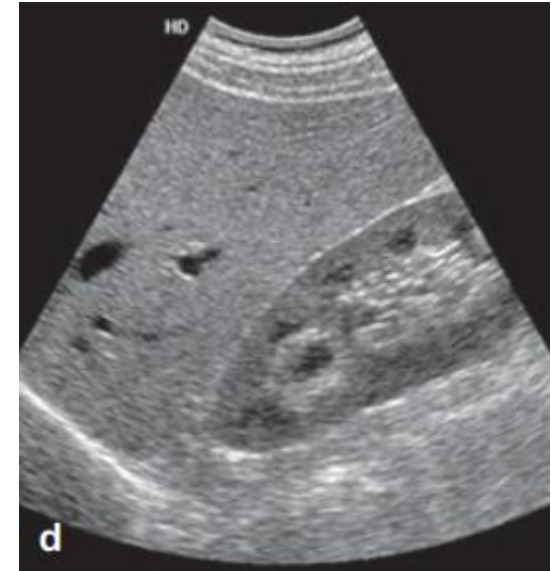
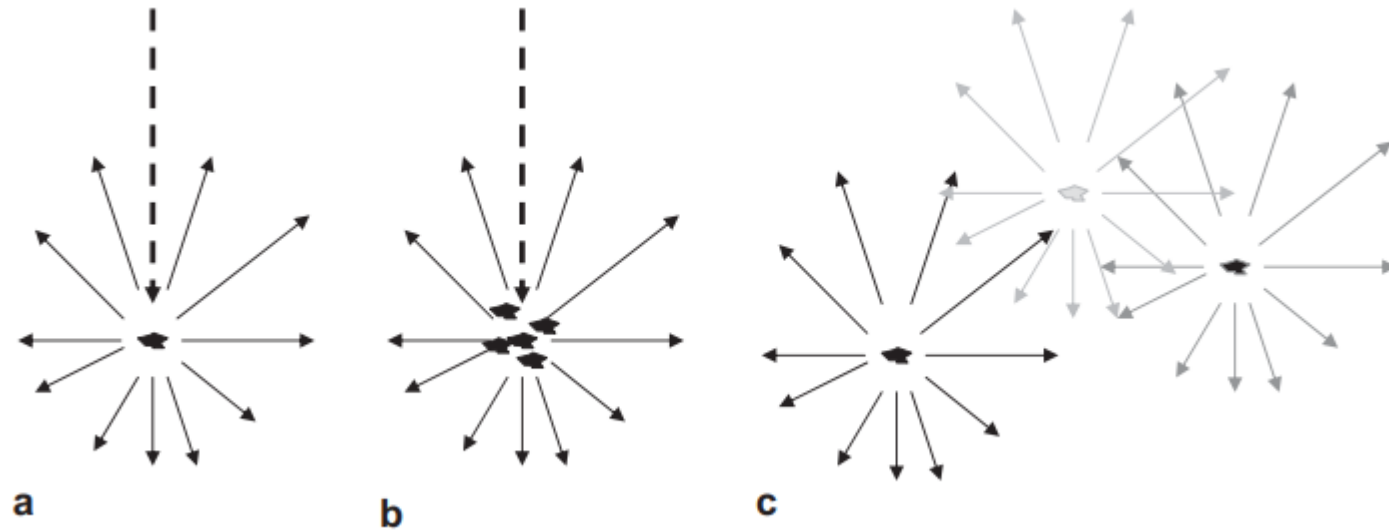
## Dispersão



Se o feixe de ultrassom atingir estruturas que são aproximadamente do mesmo tamanho ou menores que o comprimento de onda do ultrassom, a onda é dispersa em todas as direções.

# Interação dos ultrassons com a matéria

## Dispersão

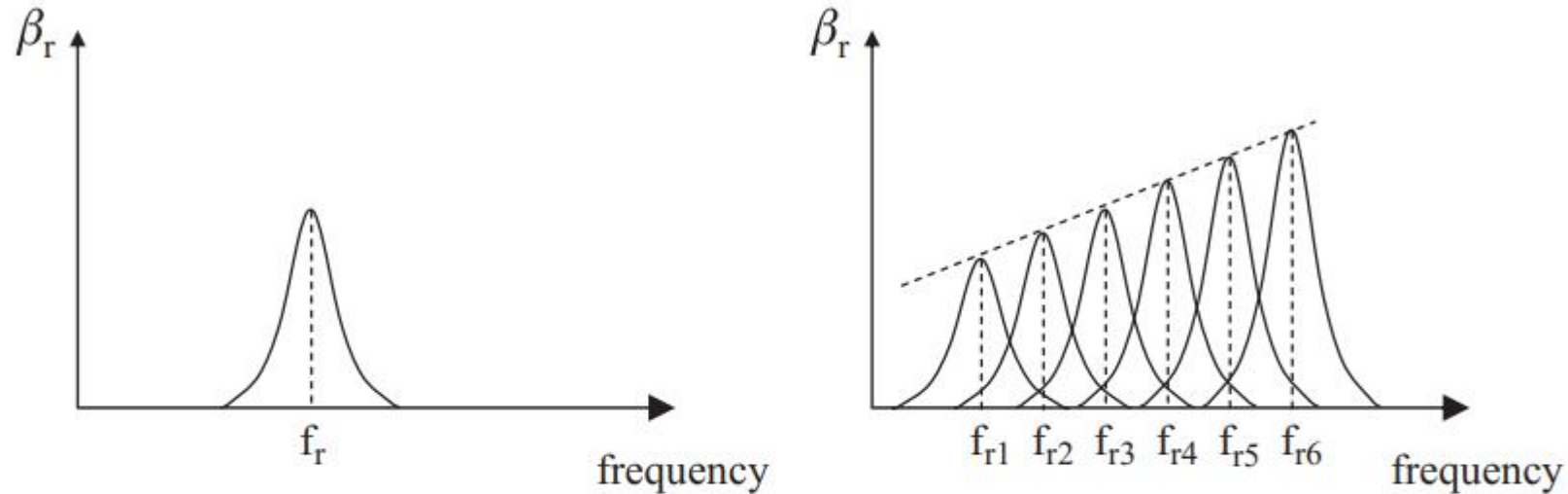


- (a) Dispersão de um feixe de ultrassom por uma estrutura com tamanho bastante menor que o comprimento de onda do feixe.
- (b) Dispersão resultante de várias estruturas próximas produz ondas dispersas que se somam de forma construtiva.
- (c) Dispersão resultante de estruturas relativamente distantes produzindo padrões de dispersão que se somam de forma construtiva em certos locais e destrutiva noutros, produzindo áreas de alta e baixa intensidade na imagem (d).



# Interação dos ultrassons com a matéria

## Absorção



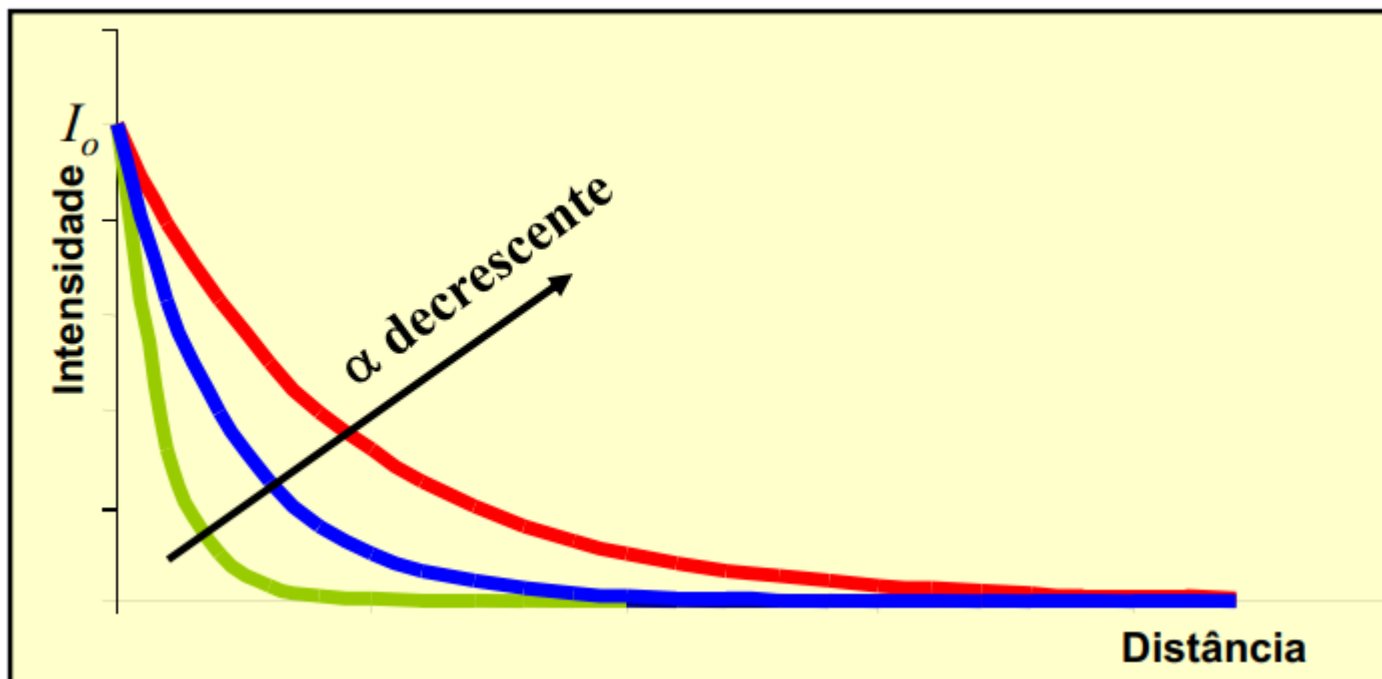
Plots of the relaxation absorption coefficient,  $\beta_r$ , for a completely homogeneous tissue (left) and for a realistic tissue (right) in which there are many relaxation frequencies. The overall absorption coefficient increases linearly with frequency.

$$\beta_{r,\text{tissue}} \propto \sum_n \frac{f^2}{1 + \left(f/f_{r,n}\right)^2}$$

Se o tempo de relaxação for tal que a partícula se esteja a mover para a esquerda ao mesmo tempo que a passagem da próxima onda de pressão positiva máxima que tenta mover a partícula para a direita, então uma parte da energia do feixe é absorvida e convertida em calor.

# Interação dos ultrassons com a matéria

## Atenuação



Os ultrassons sofrem dispersão e absorção ao se propagarem num dado meio:

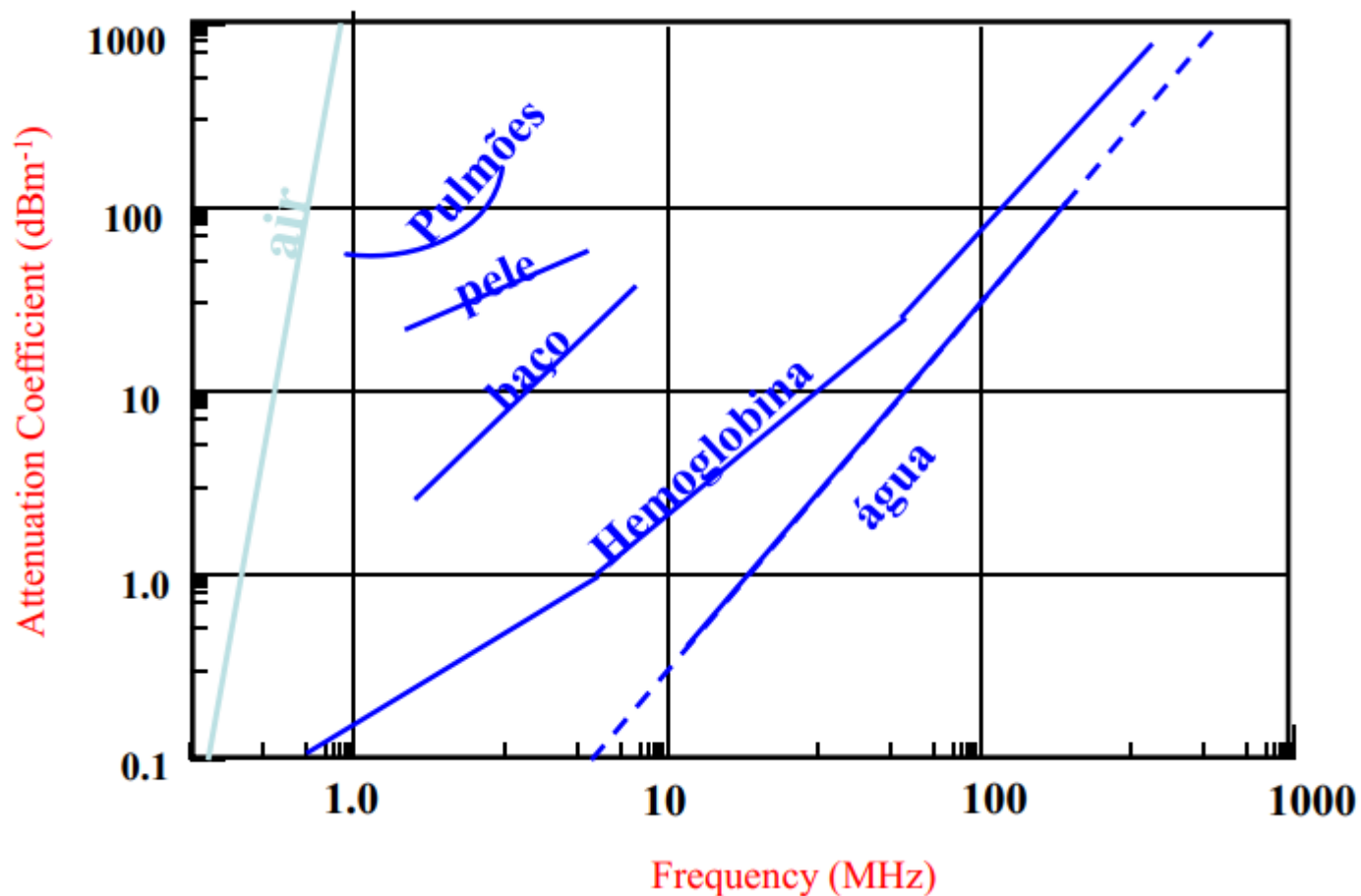
- > Redução em intensidade é designada por atenuação;
- > A variação na intensidade é dependente da distância (x);
- >  $\alpha$  = coeficiente de atenuação  $\rightarrow$  depende do material.

$$A = A_o e^{-\alpha x}$$

$\Rightarrow A_o$  é a intensidade inicial

# Interação dos ultrassons com a matéria

Atenuação em função da frequência



Tanto a dispersão como a absorção aumentam com a frequência.

Como resultado, o coeficiente de atenuação do feixe de ultrassons depende de forma aproximadamente linear da frequência na maioria dos tecidos.

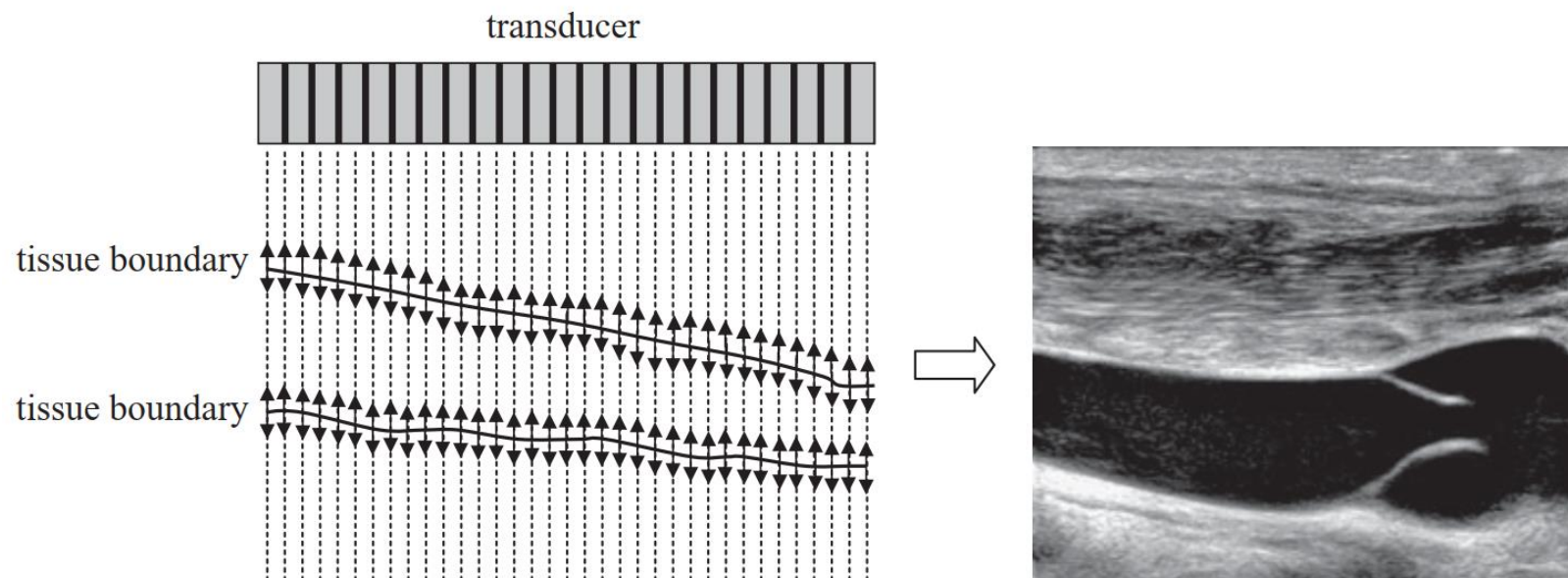
# Imagem por ultrassons

Ecografia

- Instrumentação dos ecógrafos

# Instrumentação em Ecografia

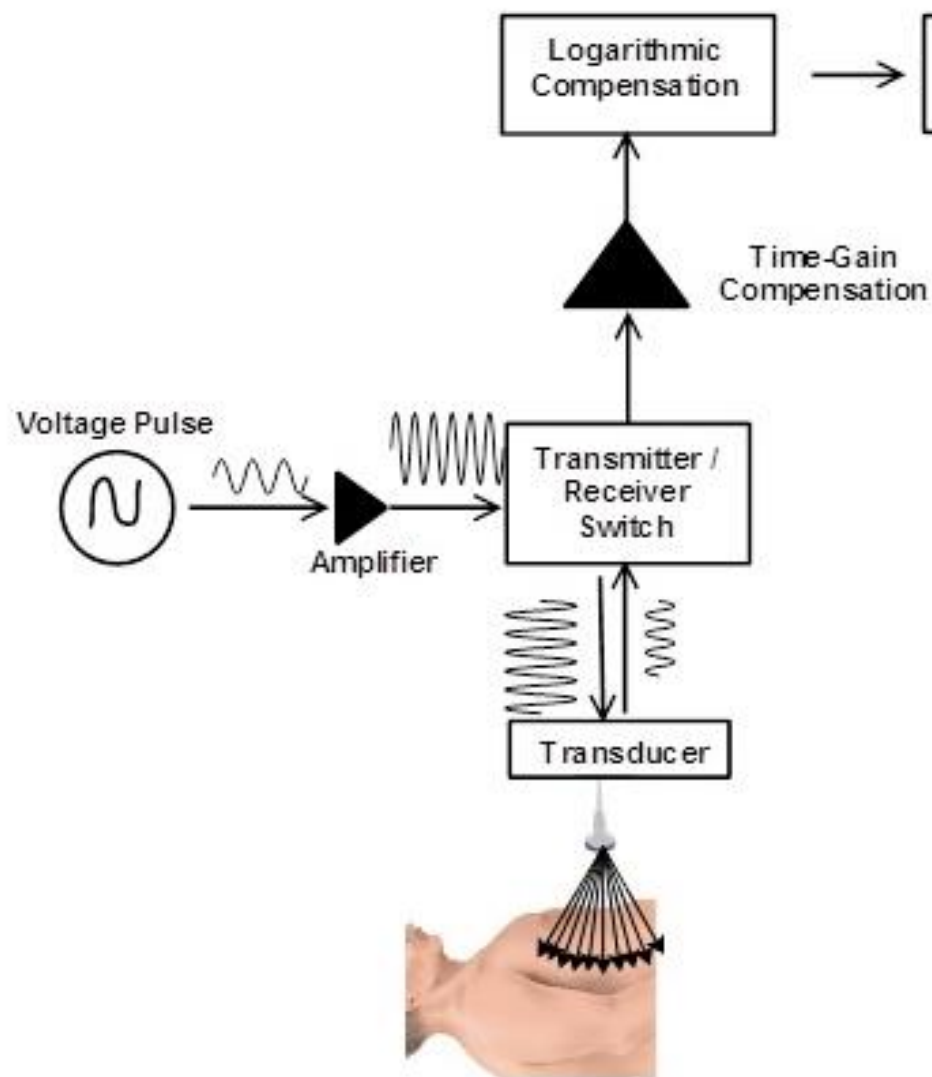
## Princípio geral de funcionamento



- A onda de ultrassom é enviada pelo transdutor e refletida parcialmente quando encontra uma interface entre tecidos.
- O transdutor funciona como emissor e detetor.
- Medindo o desfasamento entre a transmissão da onda e a receção do eco é estimada a profundidade a que se encontra a estrutura.
- É feito um varrimento linha a linha (tipicamente 64 a 256 linhas por imagem).
- Cada linha demora  $\sim 100\text{-}300$   $\mu\text{s}$  a ser adquirida (depende da profundidade de campo), o que permite obter uma imagem em poucos milissegundos, e assim realizar estudos dinâmicos.
- A intensidade de cada pixel na imagem é proporcional à força do sinal detetado com origem naquele ponto.

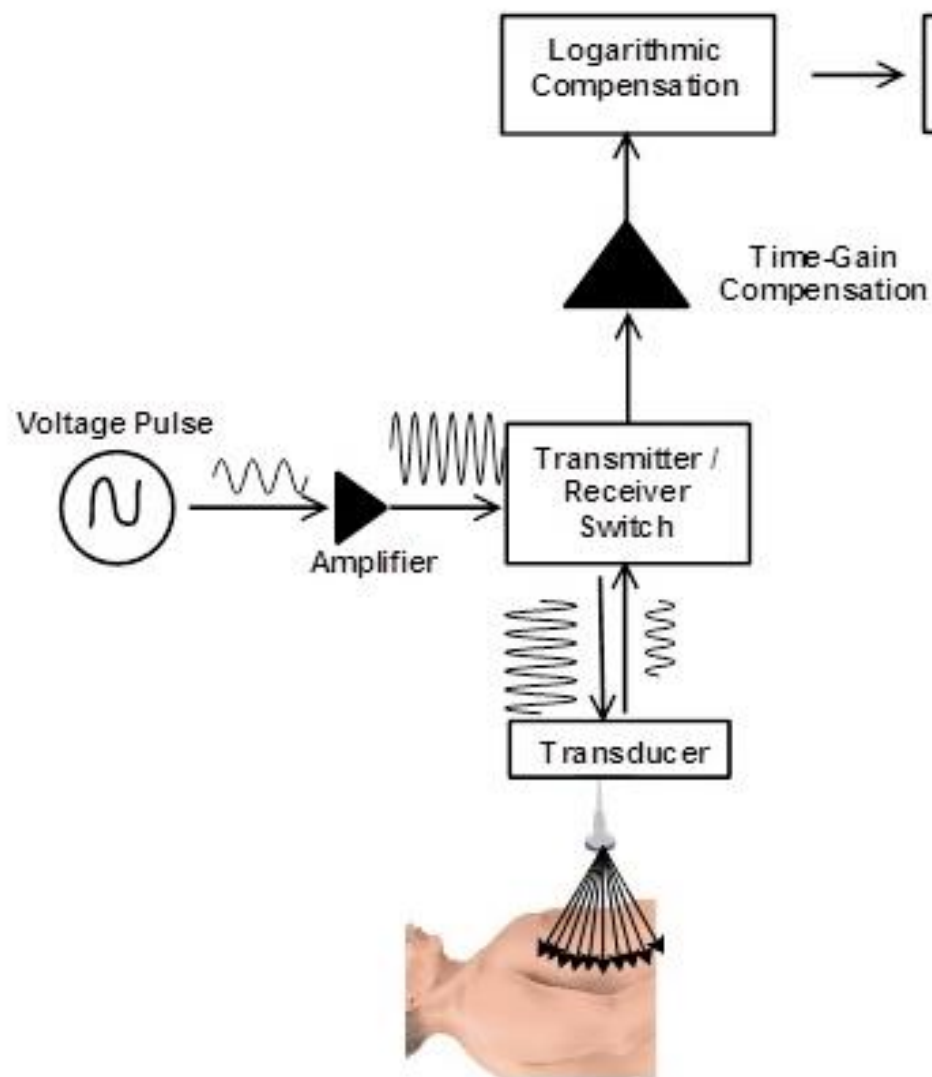
# Instrumentação em Ecografia

Componentes do equipamento



# Instrumentação em Ecografia

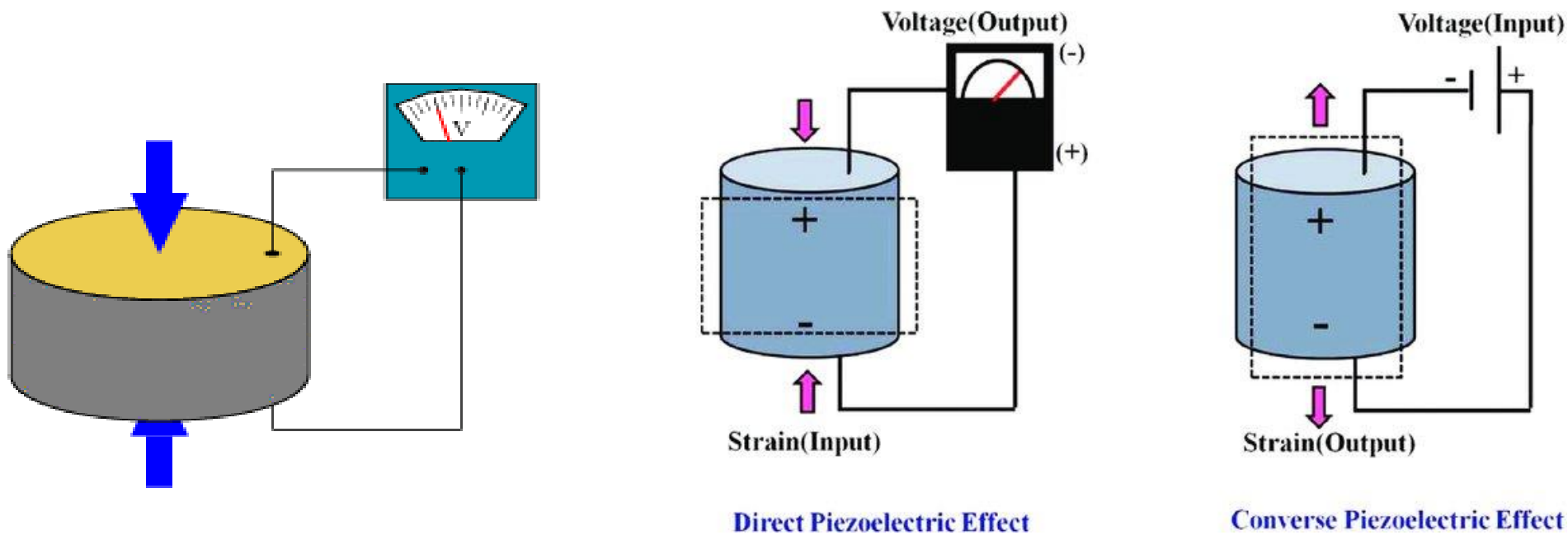
Componentes do equipamento





# Instrumentação em Ecografia

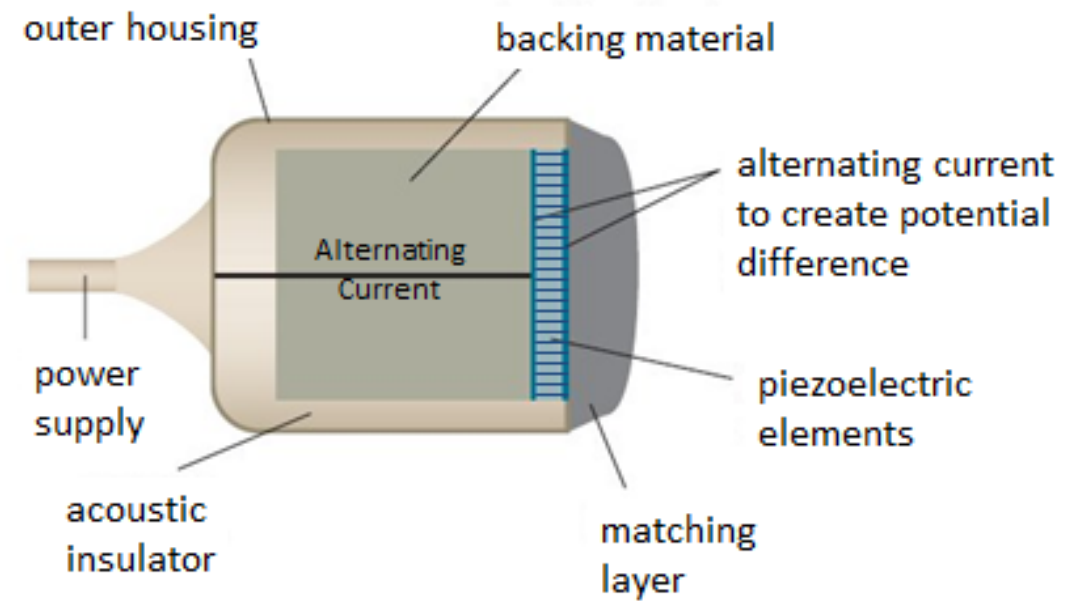
## Efeito piezoelétrico



O efeito piezoelétrico é o processo que confere aos transdutores usados em ecografia a capacidade para converter energia elétrica em mecânica (quando estão a funcionar como transmissor) e vice-versa (quando estão a funcionar como recetor).

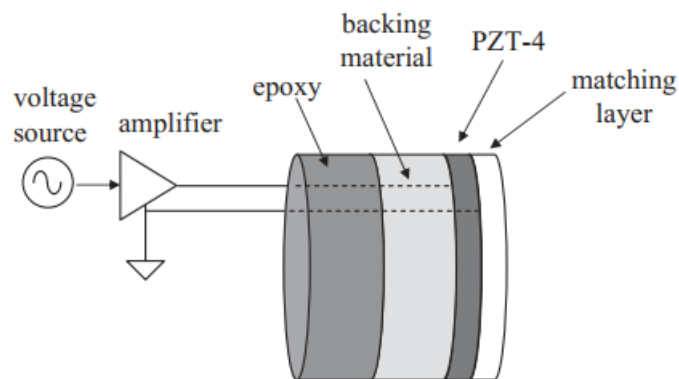
# Instrumentação em Ecografia

## Transdutor



# Tipos de Transdutor

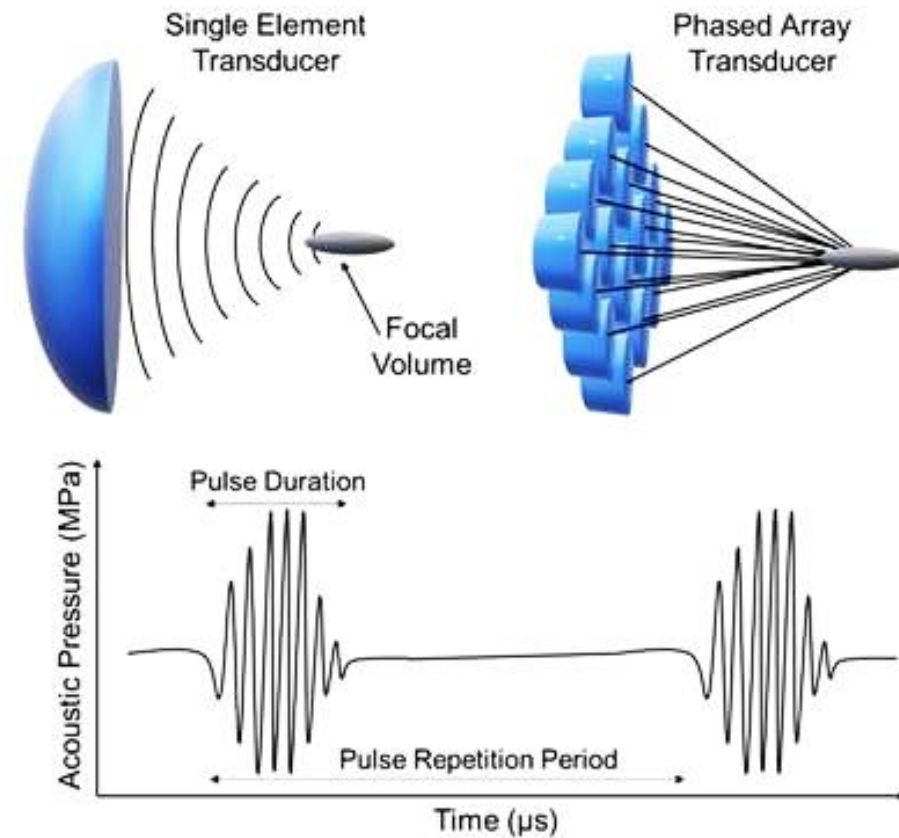
Elemento único vs. matriz de elementos



Elemento único



Matriz de elementos



Embora a grande maioria dos transdutores consista numa matriz de pequenos elementos piezoelétricos, é útil considerar primeiro as propriedades de um transdutor de elemento único.

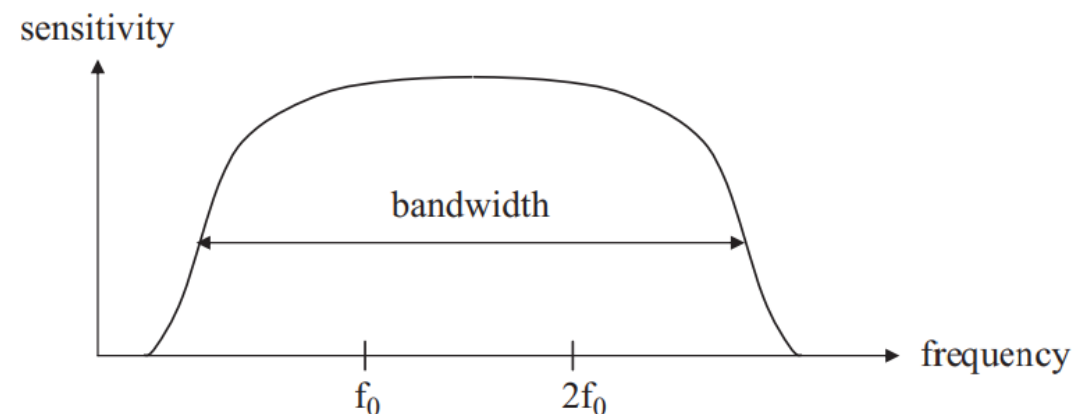
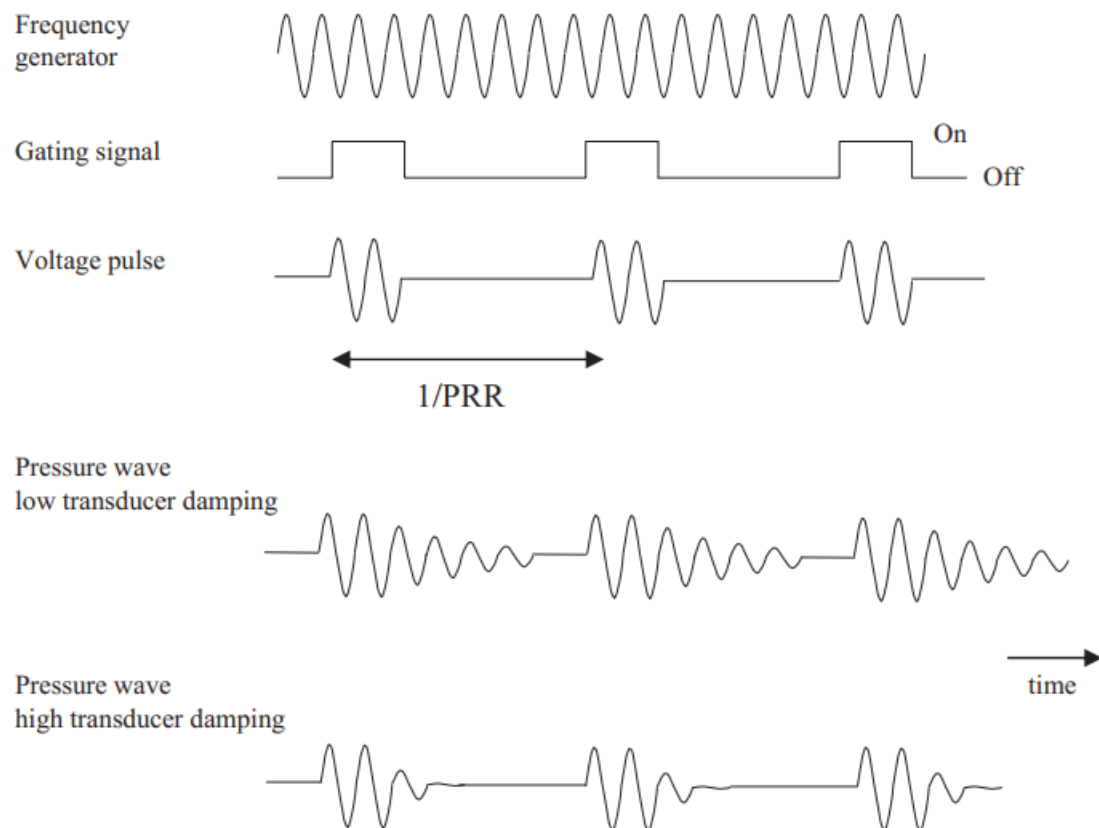
# Imagem por ultrassons

Ecografia

- Transdutores de elemento único

# Transdutores de elemento único

## Efeito do amortecimento mecânico no tempo e frequência



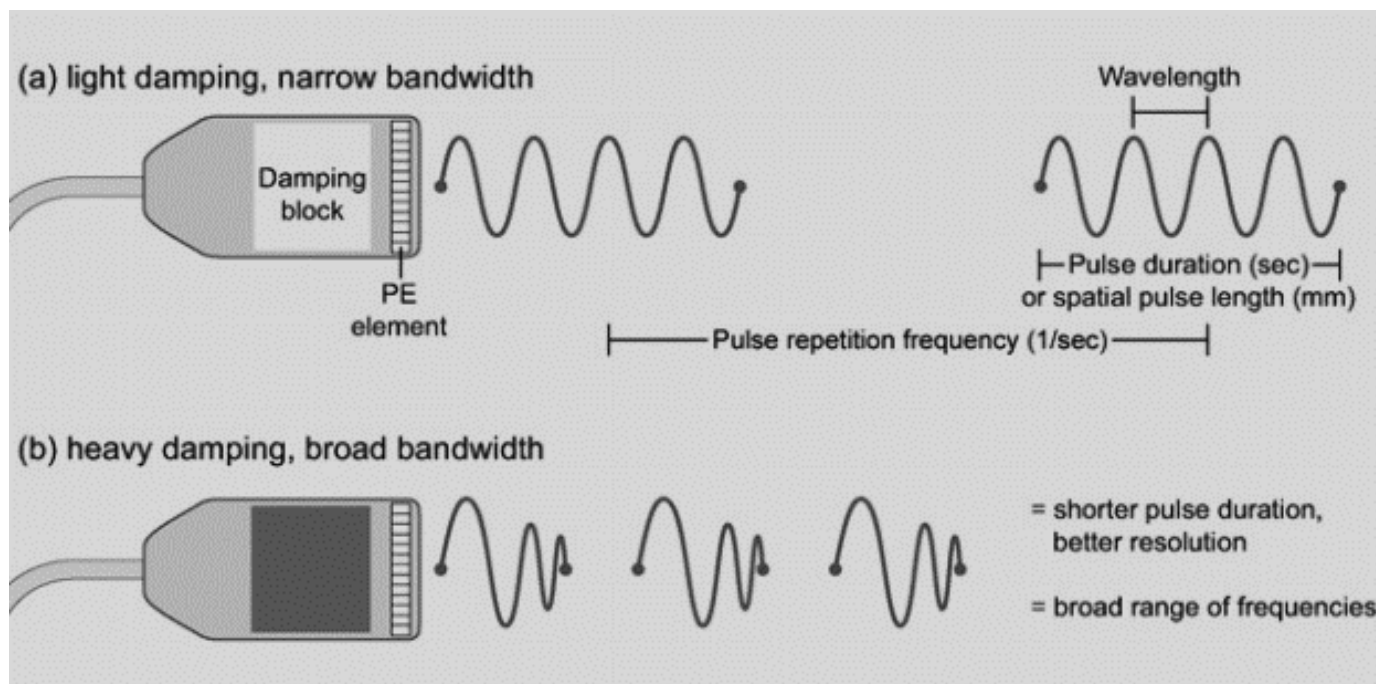
A largura de banda corresponde à faixa de frequências para as quais a sensibilidade é maior que a metade da sensibilidade máxima.

**Quanto maior o amortecimento mecânico, menor a duração do feixe de ondas emitido e maior a largura de banda do transdutor.**

Embora um transdutor tenha uma frequência fundamental, normalmente apresenta uma elevada largura de banda, o que torna possível a utilização de um único transdutor em diferentes aplicações.

# Transdutores de elemento único

Efeito do amortecimento mecânico no tempo e frequência



Os impulsos de ultrassom são ondas sonoras curtas, descontínuas, criadas por elementos piezoelétricos que convertem impulsos de energia elétrica em energia mecânica (e vice-versa).

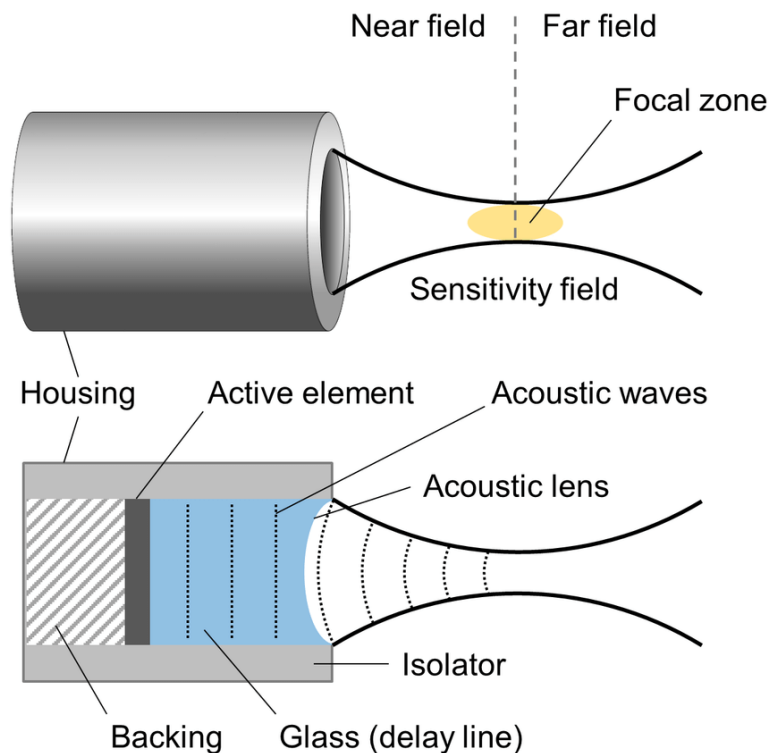
Um bloco de amortecimento reduz a duração do impulso (ou comprimento espacial do pulso) e amplia a faixa de frequências disponíveis.

(A) Um transdutor com pouco amortecimento.

(B) Amortecimento mais forte.

# Transdutores de elemento único

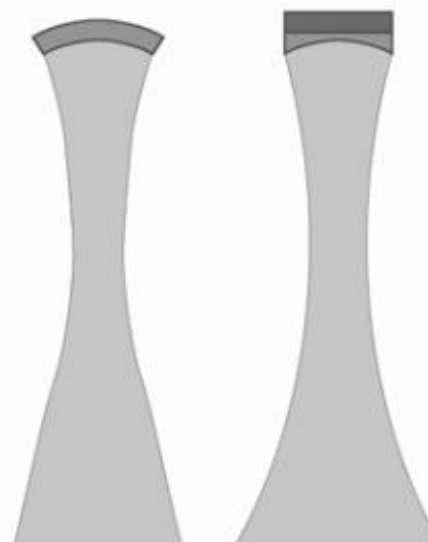
## Focagem



Unfocused



Mechanical focusing



Electrical focusing (phased array)



O feixe de US **sem focagem** possui uma região mais estreita, mas não tão estreita quanto nos feixes focados. Além disso, quando não é utilizada focagem essa região não pode ser otimizada.

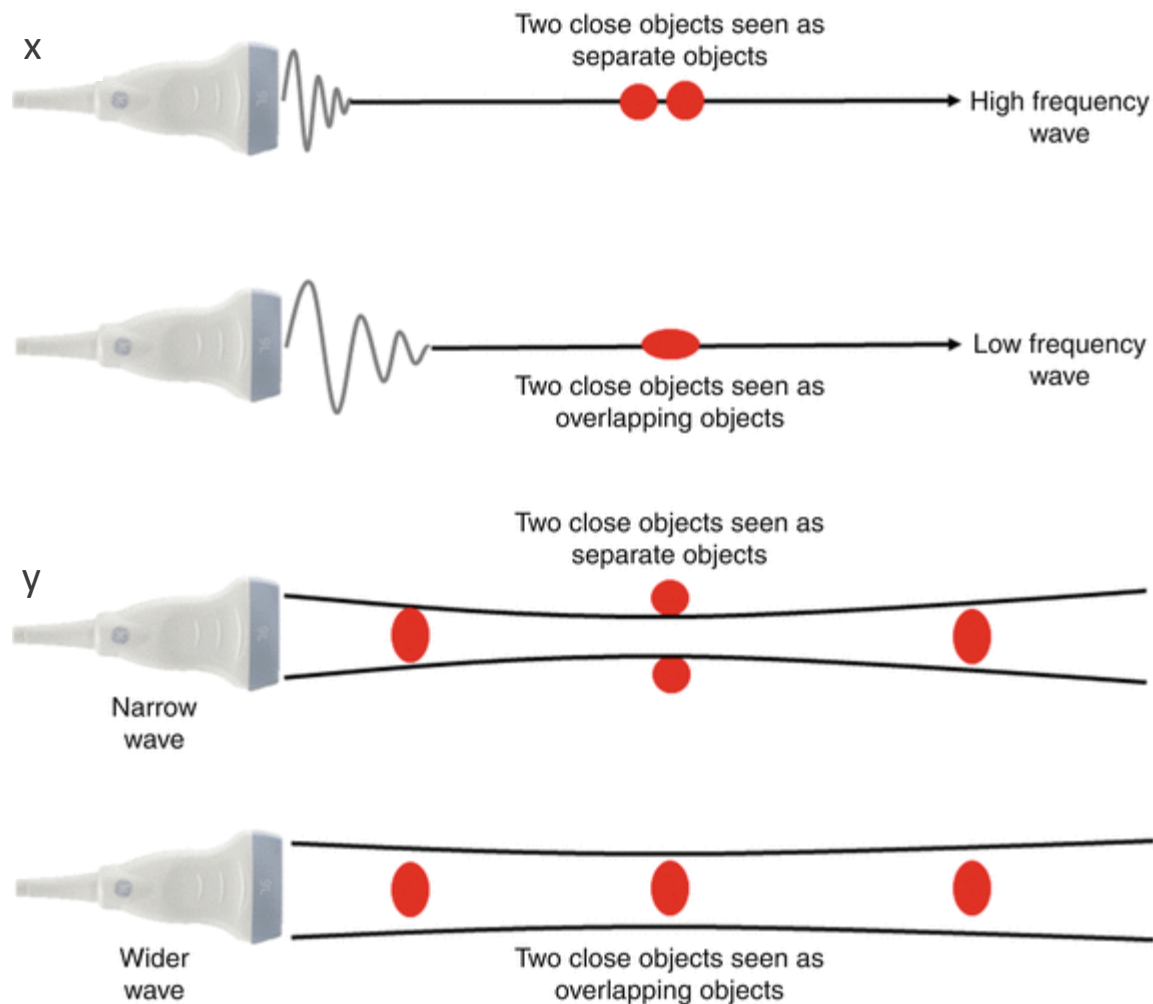
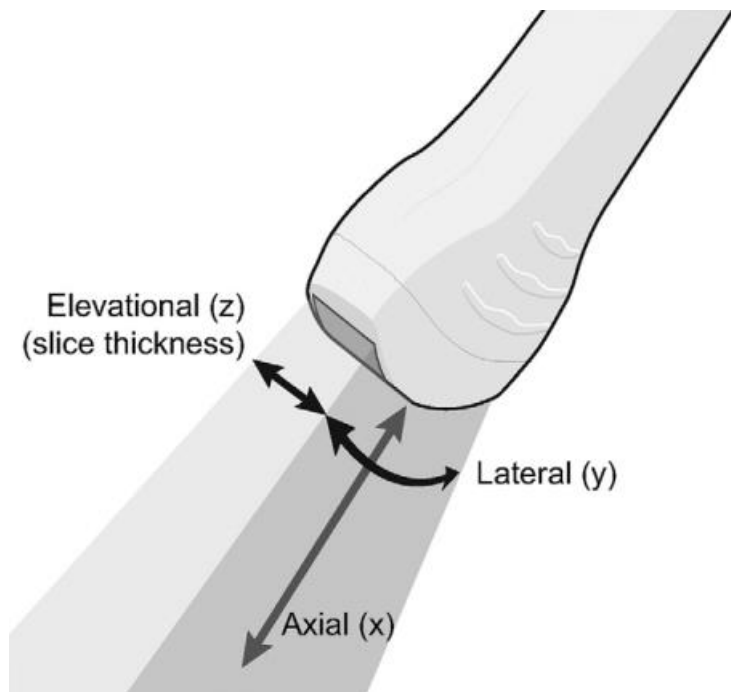
O **foco mecânico** pode ser alcançado curvando o elemento PE ou adicionando uma lente na frente do elemento PE.

A **focagem eletrônica** requer um transdutor com uma matriz de elementos, com atrasos programados que estreitam o feixe.



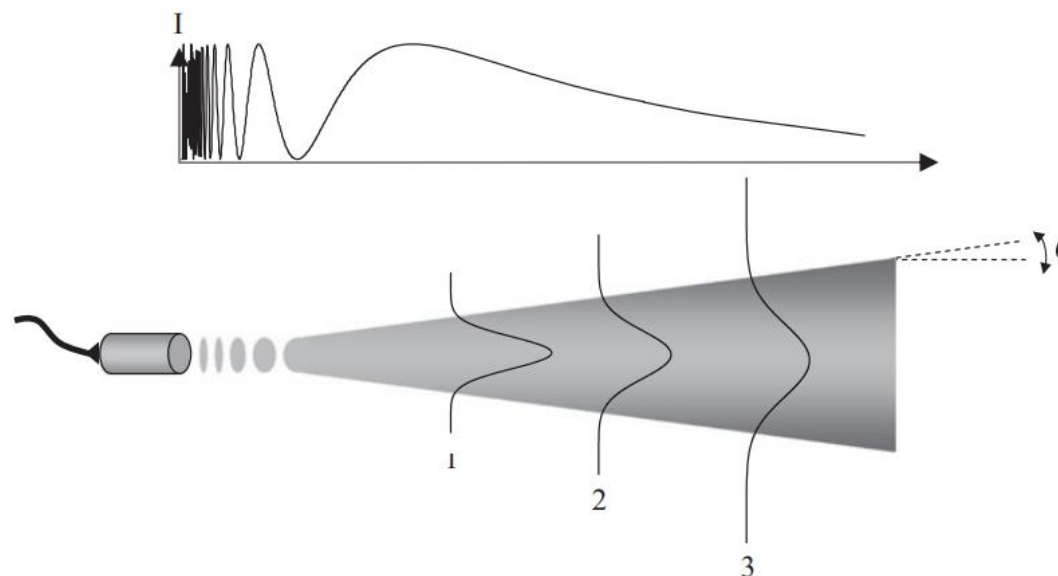
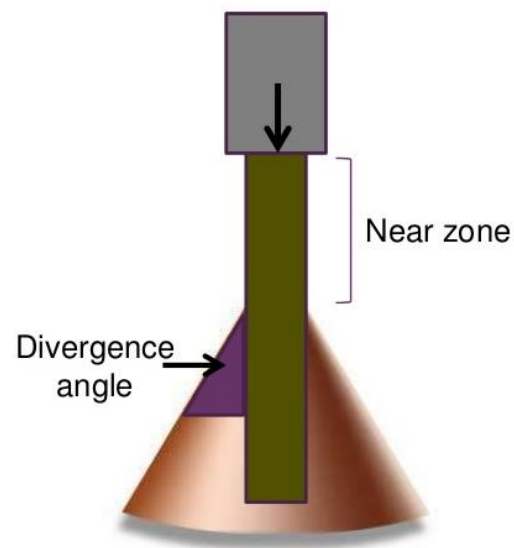
# Transdutores de elemento único

Resolução lateral vs. resolução axial



# Transdutores de elemento único

## Resolução lateral



$$Z_{\text{NFB}} \approx \frac{r^2}{\lambda}$$

$$\theta = \arcsin\left(\frac{0.61\lambda}{r}\right)$$

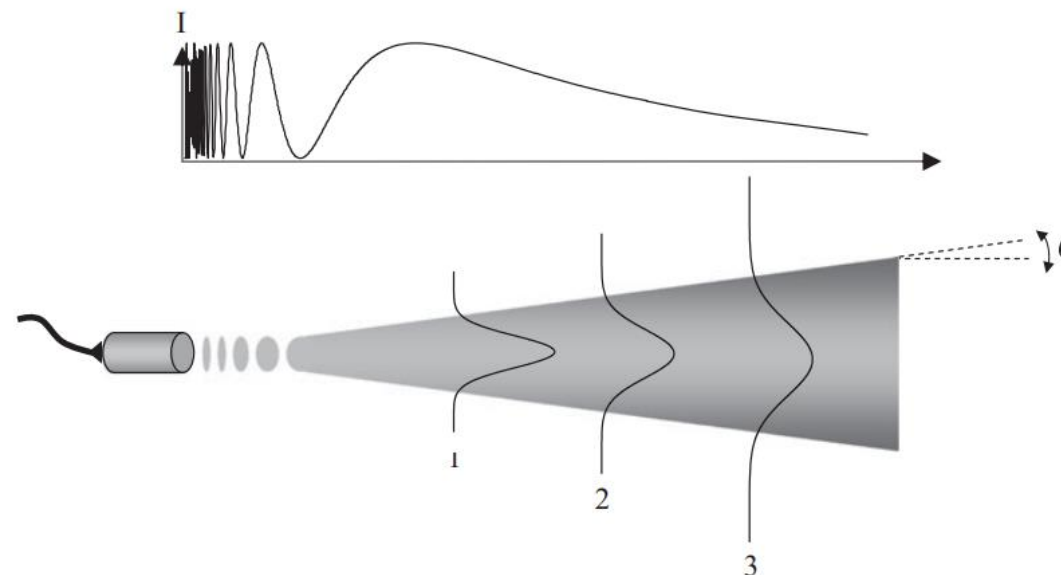
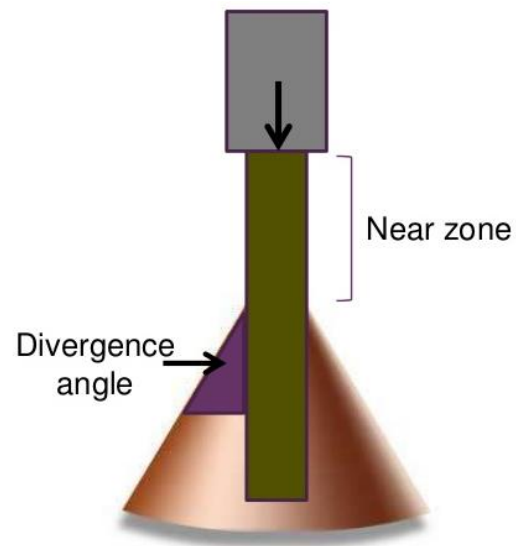
O padrão de onda próximo à face do transdutor apresenta muitas áreas em que a intensidade tende para zero e, portanto, essa região não é útil para diagnóstico. Essa região é denominada de **campo próximo**, ou zona de Fresnel. A partir dessa zona, o feixe de ultrassom não oscila em intensidade, mas decai exponencialmente com a distância: **campo distante** ou zona Fraunhofer.

O limite entre estas duas zonas, denominado limite de campo próximo (*NFB* do inglês *near field boundary*), ocorre a uma distância ( $Z_{\text{NFB}}$ ) da face do transdutor.

A partir de NFB, o feixe diverge lateralmente, com o ângulo de desvio  $\theta$ .

# Transdutores de elemento único

## Resolução lateral



**Resolução lateral**

$$\text{FWHM} = 2.36\sigma$$

A partir do limite de campo próximo, a distribuição de intensidade do feixe é aproximadamente gaussiana.

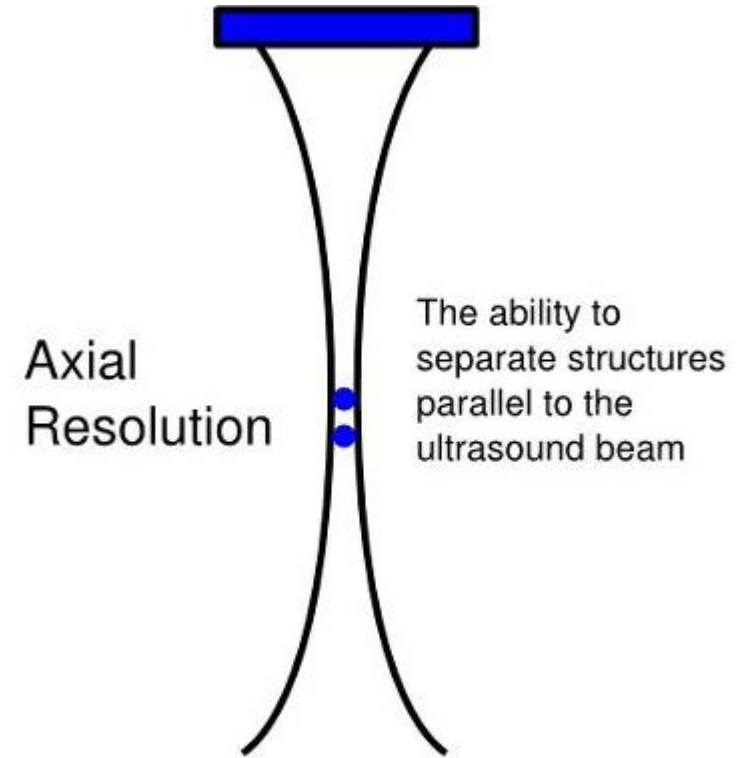
Portanto, a resolução lateral é definida como a largura à meia altura (FWHM) e depende do desvio padrão da função gaussiana ( $\sigma$ ).

# Transdutores de elemento único

## Resolução axial

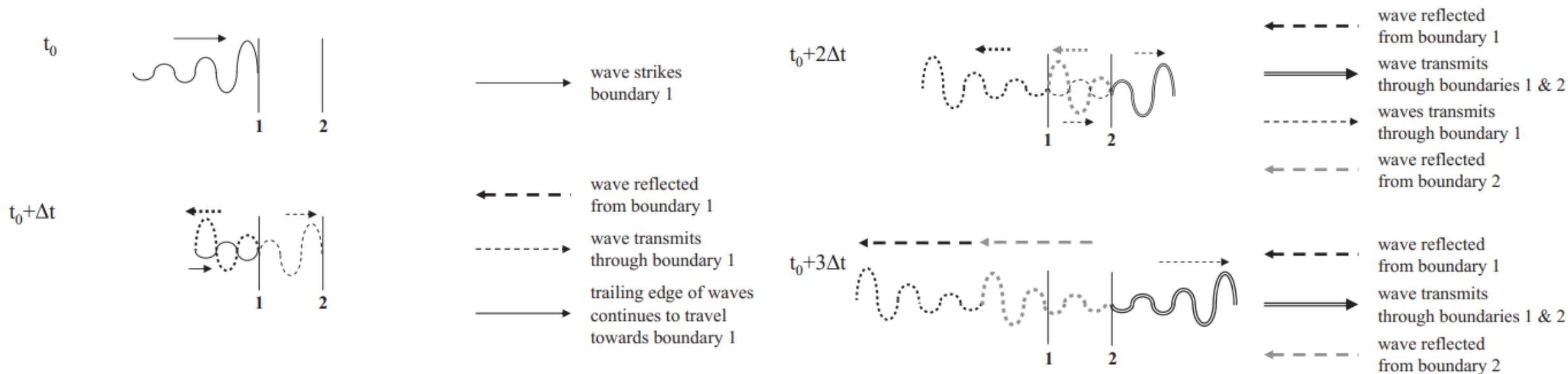
O valor da resolução axial é igual à metade da duração do impulso.  
Depende da duração do mesmo em segundos ( $Pd$ ) e da velocidade de propagação ( $c$ ) dos ultrassons.

$$\text{Axial resolution} = \frac{1}{2} P_d c$$



# Transdutores de elemento único

## Resolução axial

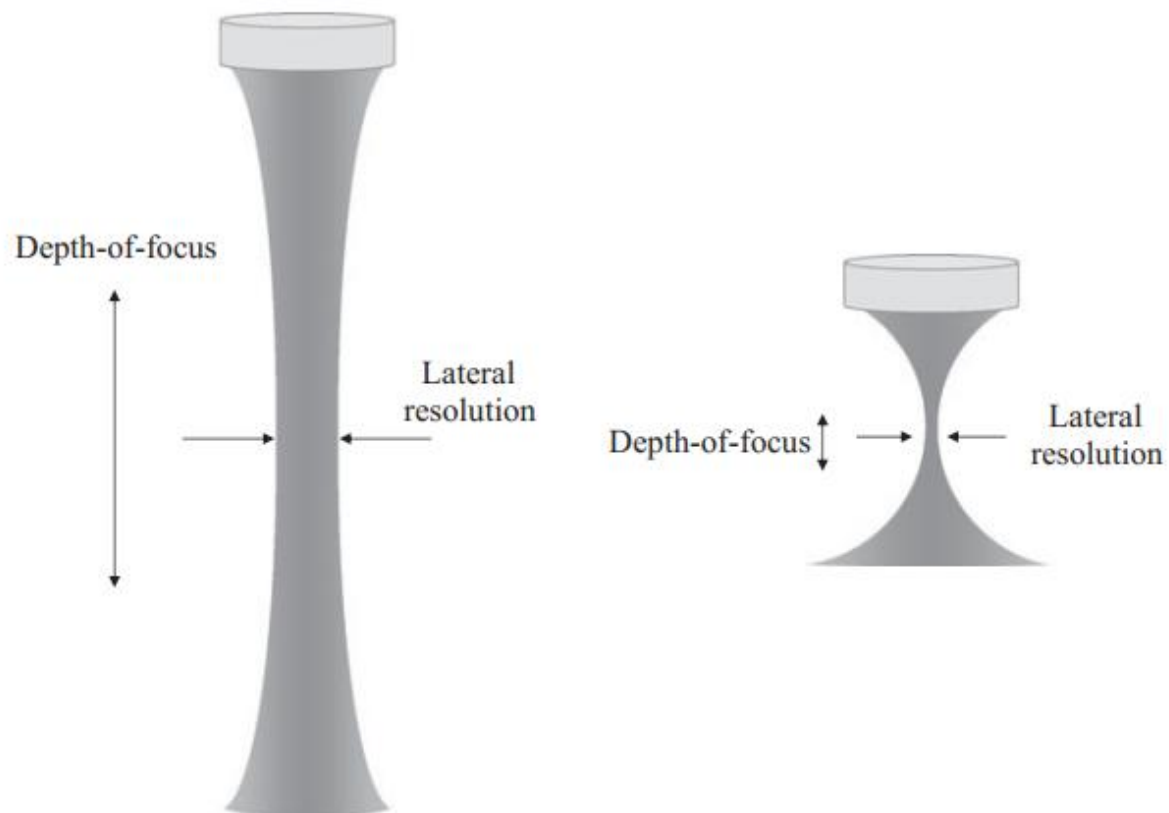


Os ecos gerados pelas interfaces limites 1 e 2 são sempre distinguíveis se separados pela metade do comprimento do pulso de ultrassom, pois não se sobrepõem no tempo. Se fossem separadas por uma distância menor, os dois ecos não seriam distinguíveis.

Os valores típicos da resolução axial são de 1.5 mm para uma frequência de 1 MHz e 0.3 mm a 5 MHz. No entanto, a atenuação do feixe de ultrassom com o aumento da frequência.

# Transdutores de elemento único

## Profundidade de campo

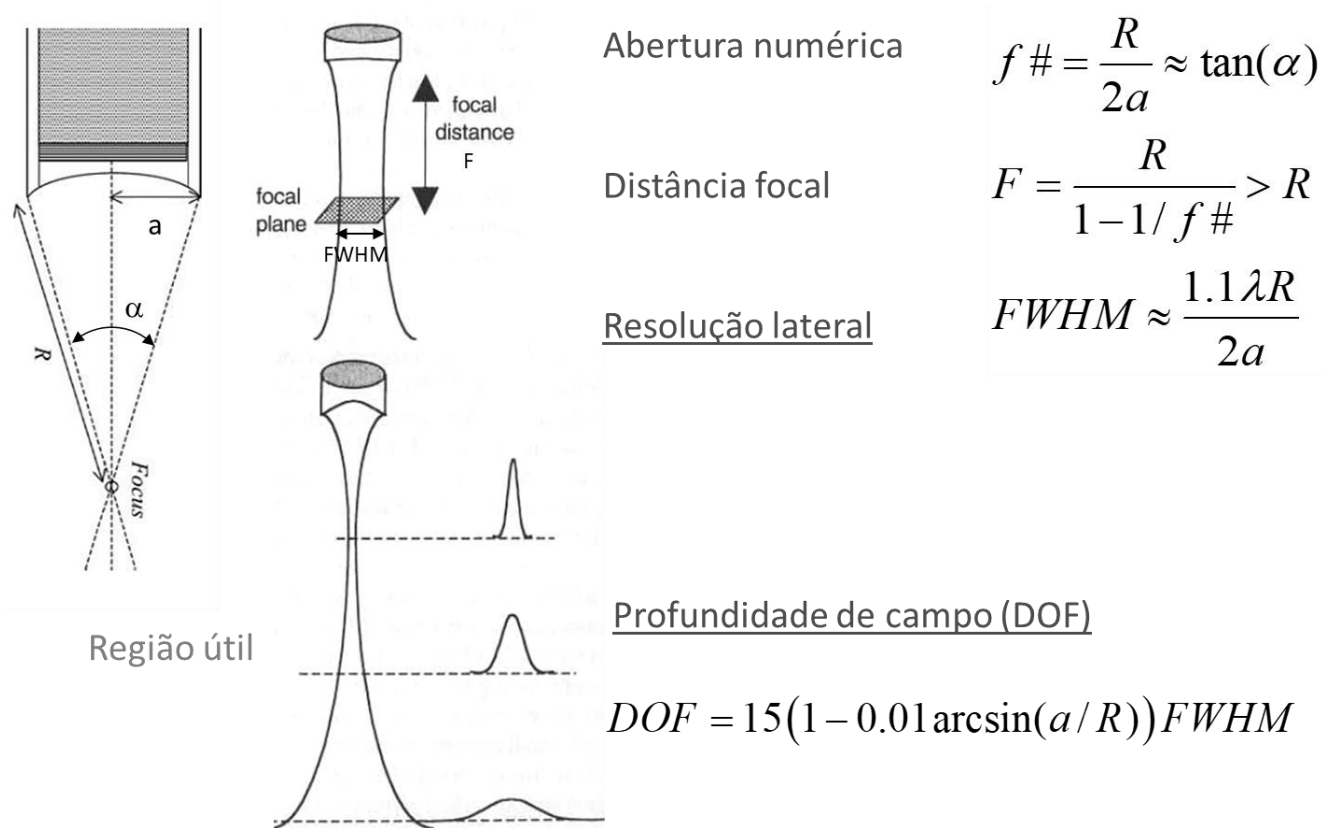


Existe um compromisso entre a profundidade de campo e a resolução lateral de um transdutor.

Uma menor profundidade de campo resulta numa melhor resolução lateral e vice-versa.

# Transdutores de elemento único

## Transdutores com lentes



Desvantagem de um transdutor bastante focado: em locais distantes do plano focal, o feixe diverge muito mais acentuadamente do que num transdutor menos focado.

Isso é quantificado através da profundidade de campo (DOF), definida como a distância pela qual a intensidade do feixe é aproximadamente 50% do seu valor máximo.

A partir desta profundidade a informação adquirida não será útil para imagem.



Até sexta!

\*Bibliografia disponível na plataforma