



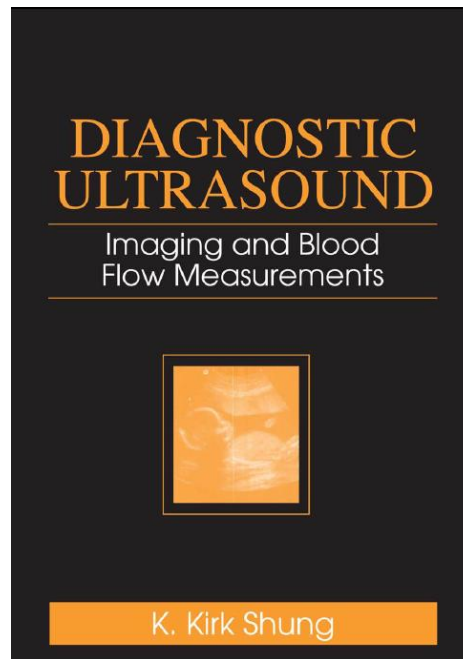
Ultrassom em biomedicina

Atenuação → Espalhamento e Absorção

Adilton Carneiro

Universidade de São Paulo, FFCLRP, Departamento de Física

🌀 K. Kirk Shung, Diagnostic Ultrasound: Imaging and Blood Flow Measurements, 2006. Cap. 2.



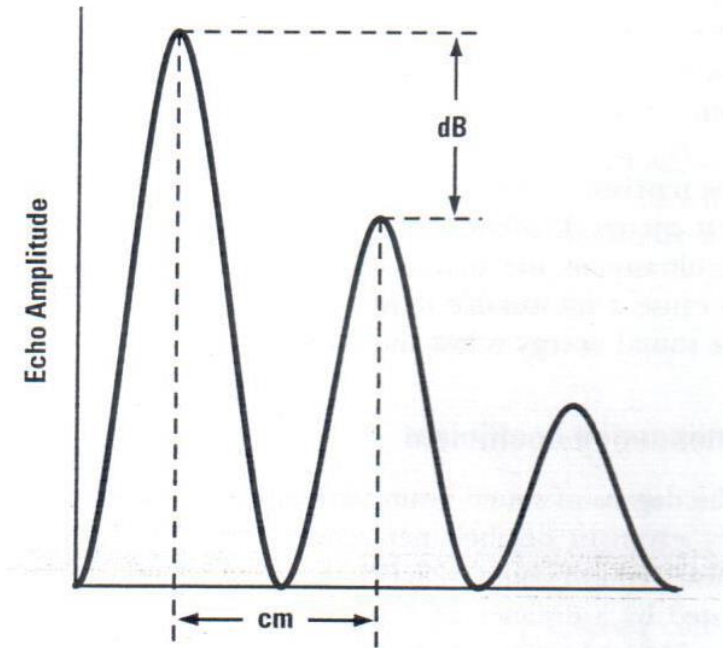
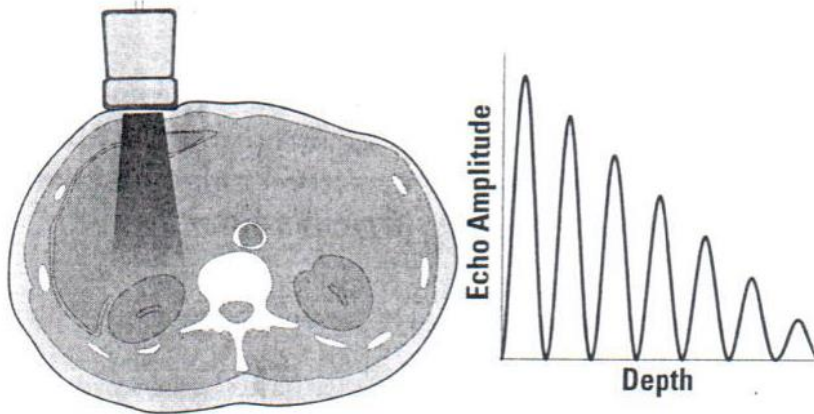
☞ **A atenuação implica em perda da energia acústica que pode ocorrer por diferentes processos tais como: **espalhamento, reflexão e principalmente pela absorção** da onda ultrassônica.**

☞ **Reflexão ou espalhamento** → energia da onda é espacialmente redistribuída.

☞ **Absorção** → conversão de energia ultrassônica em energia térmica.

Reflexão e espalhamento

Absorção



A pressão de uma onda plana viajando em um meio atenuante

$$p = P_0 e^{-\alpha x} e^{j(\omega t - kx)}$$

$\alpha \rightarrow$ o coeficiente de atenuação

$$p(x) = p(0) e^{-\alpha x}$$

$$\alpha \text{ (Np/cm)} = \frac{1}{x} \ln \left(\frac{p(0)}{p(x)} \right)$$

Nesse caso a atenuação é representada pela unidade de nepers por centímetro (Np/cm).

Atenuação - Decibel

Nível Relativo de Intensidade = $10 \log (I_1 / I_2)$

Nível Relativo do Sinal = $20 \log (A_1 / A_2)$

**Coeficiente de
atenuação**

$$\alpha(dB/cm) = \frac{20}{x} \log \left(\frac{p(0)}{p(x)} \right)$$

**O grau de atenuação do feixe sonoro é dado em:
dB/cm**

$$\alpha(dB/cm) = 20(\log_{10} e)\alpha(np/cm) = 8.686\alpha(np/cm)$$

- É preciso destacar que a absorção é uma função da frequência.
- Em grande parte dos tecidos o coeficiente de absorção obedece uma lei de potência.

$$\alpha(f) = \alpha_0 |f|^\gamma$$

$$\alpha(f) = \alpha_0 |f|^y$$

TABLE B.1 Properties of Tissues

Tissue	C	α	y	ρ	Z	B/A
(units)	M/s	dB/MHz ^y – cm		Kg/m ³	megaRayls	
Blood	1584	0.14	1.21	1060	1.679	6
Bone	3198	3.54	0.9 ^b	1990	6.364	—
Brain	1562	0.58	1.3	1035	1.617	6.55
Breast	1510	0.75	1.5	1020	1.540	9.63
Fat	1430	0.6	1*	928	1.327	10.3
Heart	1554	0.52	1*	1060	1.647	5.8
Kidney	1560	10	2 ^b	1050	1.638	8.98
Liver	1578	0.45	1.05	1050	1.657	6.75
Muscle	1580	0.57	1*	1041	1.645	7.43
Spleen	1567	0.4	1.3	1054	1.652	7.8
Milk	1553 ^c	0.5	1	1030	1.600	—
Honey	2030 ^s	—	—	1420 ^s	2.89 ^s	—
Water @ 20°C	1482.3	2.17e-3	2	1.00	1.482	4.96

Atenuação

- Em frequências usadas no ultrassom diagnóstico, o espalhamento é responsável, tipicamente, por cerca de 10% a 20% do total da atenuação causada pelo tecido.
- O espalhamento é extremamente importante para a formação da imagem.
- Tanto o espalhamento como a absorção são dependentes da frequência de propagação do ultrassom.

Tipos de espalhamento

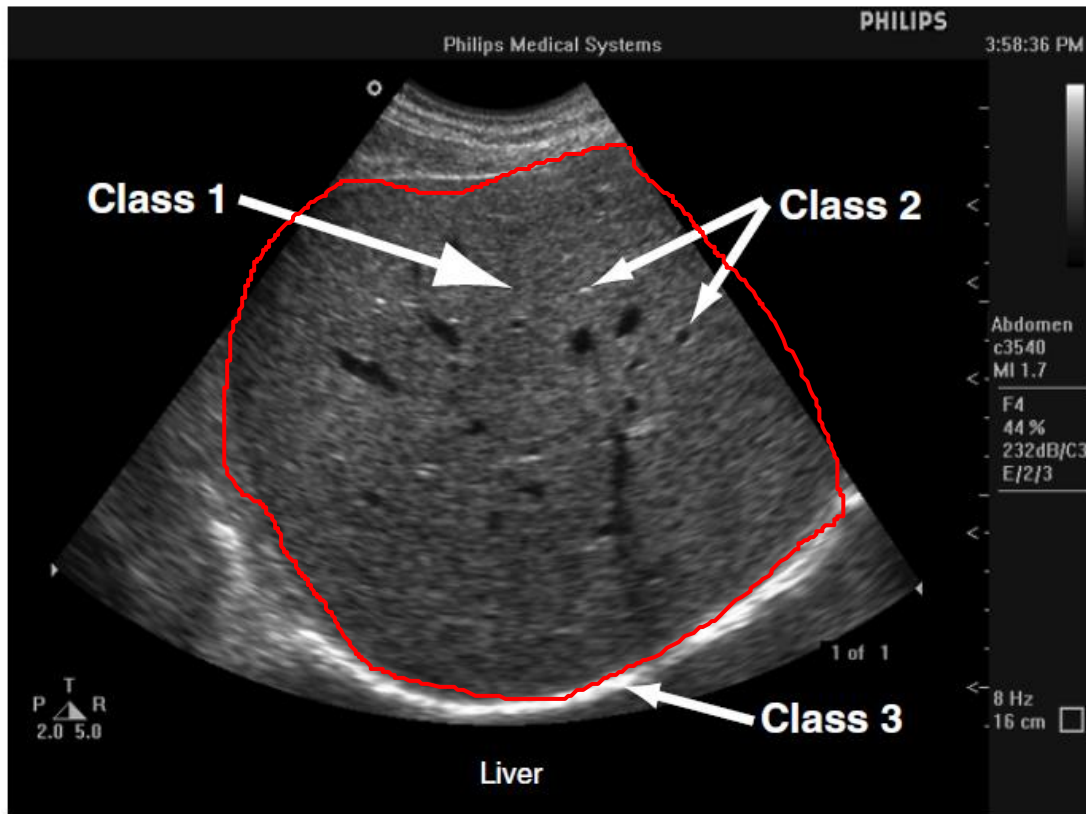


Figure 9.1 Ultrasound image of a liver showing four types of scattering effects (courtesy of Philips Medical Systems).

Espalhamento

Ao incidir em um objeto, parte da onda será absorvida e parte será espalhada.

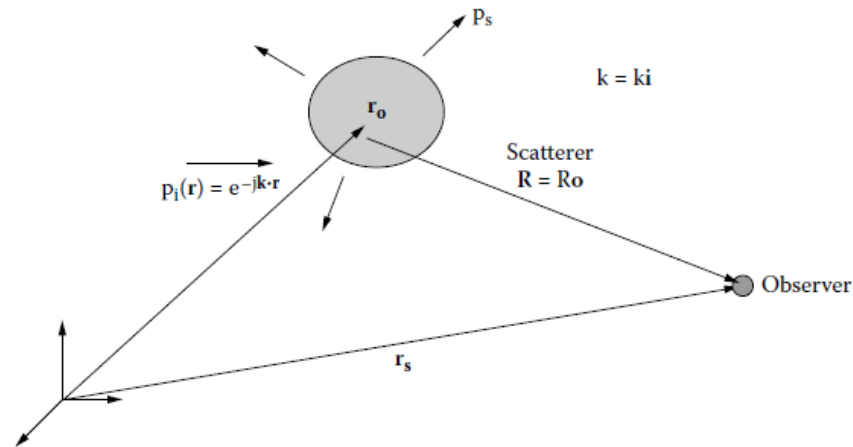
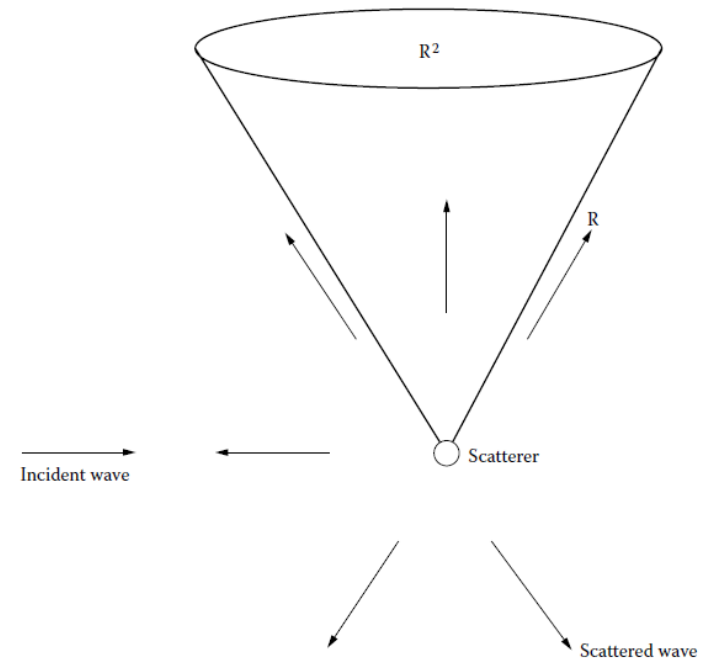



FIGURE 2.15 A plane wave incident upon a scatterer.



Seção de choque

 A seção de choque é uma **área efetiva (m²)** que informa a **probabilidade** que ocorra um **evento de espalhamento da onda** em um alvo que possui partículas discretas.

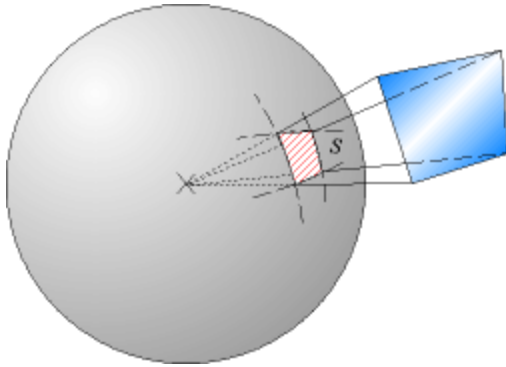
$$\sigma_s = \frac{\alpha_s}{n}$$

$\sigma_s \rightarrow$ seção de choque de espalhamento da onda acústica

$\alpha_s \rightarrow$ coeficiente de atenuação devido ao espalhamento

$n \rightarrow$ densidade numérica de alvos dada em m⁻³

Ângulo sólido -



O ângulo sólido pode ser definido como aquele que, visto do centro de uma esfera, percorre uma dada área sobre a superfície dessa esfera. Ângulos sólidos assim definidos são medidos em esferorradianos (também designados esterradianos) e explicitados pela letra Ω (ómega). Trata-se do equivalente tridimensional do ângulo ordinário, com o esferorradiano (unidade de ângulo sólido, com o símbolo sr) análogo ao *radiano*. Ângulos sólidos também podem ser definidos como a elevação ao quadrado dos graus ordinários.

Assim, o ângulo sólido é dado por:

$$\Omega = \frac{A}{r^2} [sr]$$

Seção de choque diferencial

A **seção de choque diferencial** informa qual a taxa de espalhamento em um determinado ângulo

$$\sigma_d = \frac{d\sigma_s}{d\Omega}$$

$$I_s = \frac{\sigma_d(o, i) I_i}{R^2}$$

$o \rightarrow$ direção da onda espalhada

$i \rightarrow$ direção da onda incidente

Quando $o = -i \rightarrow \sigma_d(-i, i)$ é conhecido como seção de choque de retroespalhamento

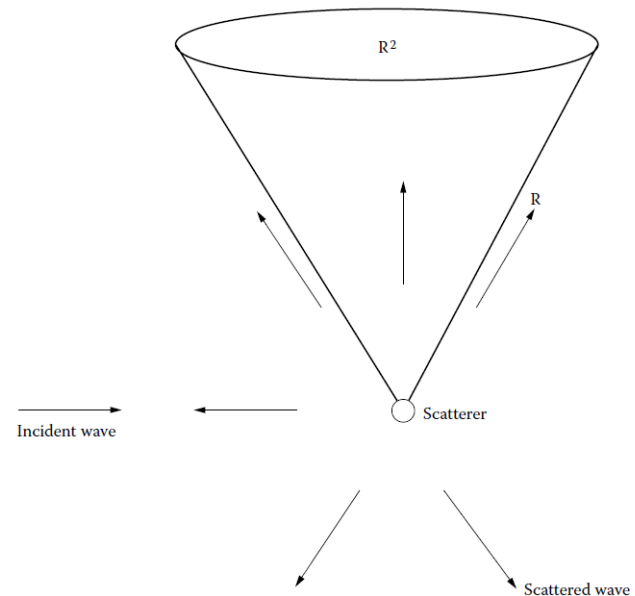


FIGURE 2.16 The differential scattering cross-section of a scatterer represents the power scattered by the scatterer into one solid angle or steradian that encompasses an area of R^2 .

$R \rightarrow$ distância do espalhador ao ponto de observação

Seção de choque de espalhamento

A seção de choque (σ_s) pode ser entendida então como a integral da seção de choque diferencial (σ_d) sobre o ângulo sólido 4π .

$$\sigma_s = \int_{4\pi} \sigma_d d\Omega$$

Potência espalhada pelo objeto por unidade de intensidade incidente

$d\Omega \rightarrow$ ângulo sólido diferencial

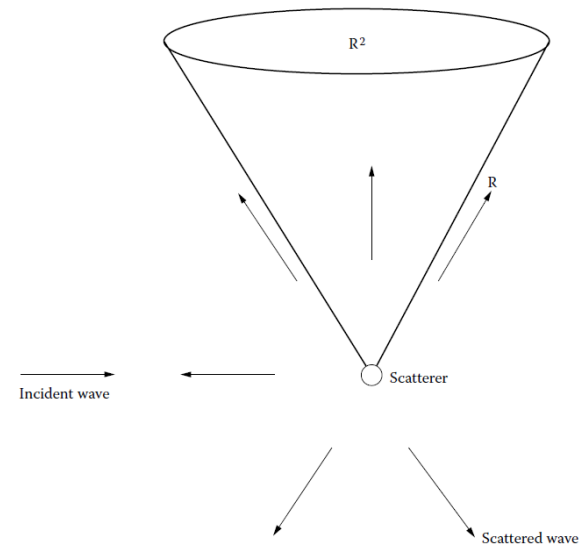


FIGURE 2.16 The differential scattering cross-section of a scatterer represents the power scattered by the scatterer into one solid angle or steradian that encompasses an area of R^2 .

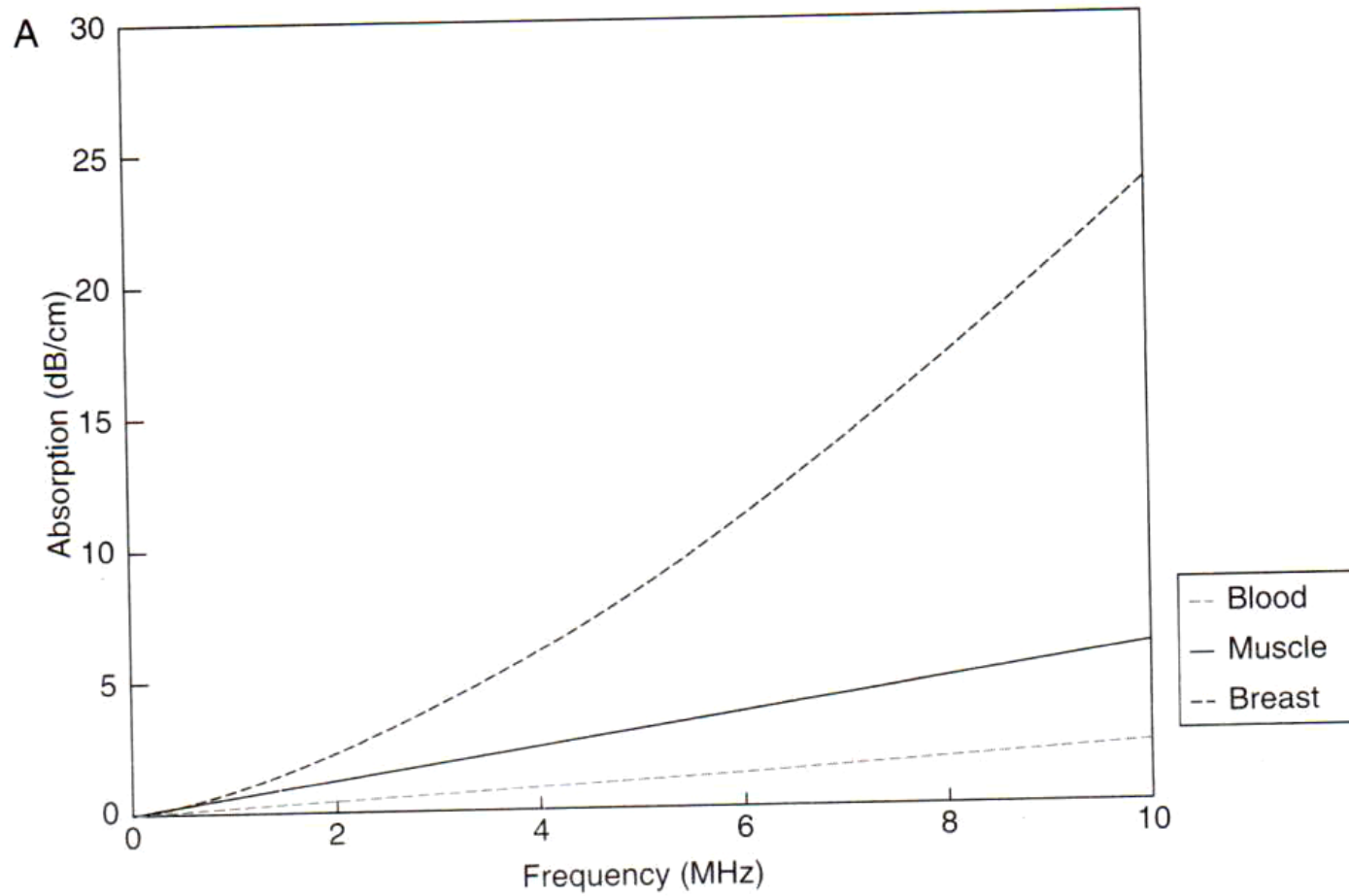
Seção de choque de atenuação

Podemos também definir uma seção de choque de absorção σ_a .

$$\alpha = n(\sigma_a + \sigma_s)$$

$n \rightarrow$ densidade numérica de alvos dada em m^{-3}

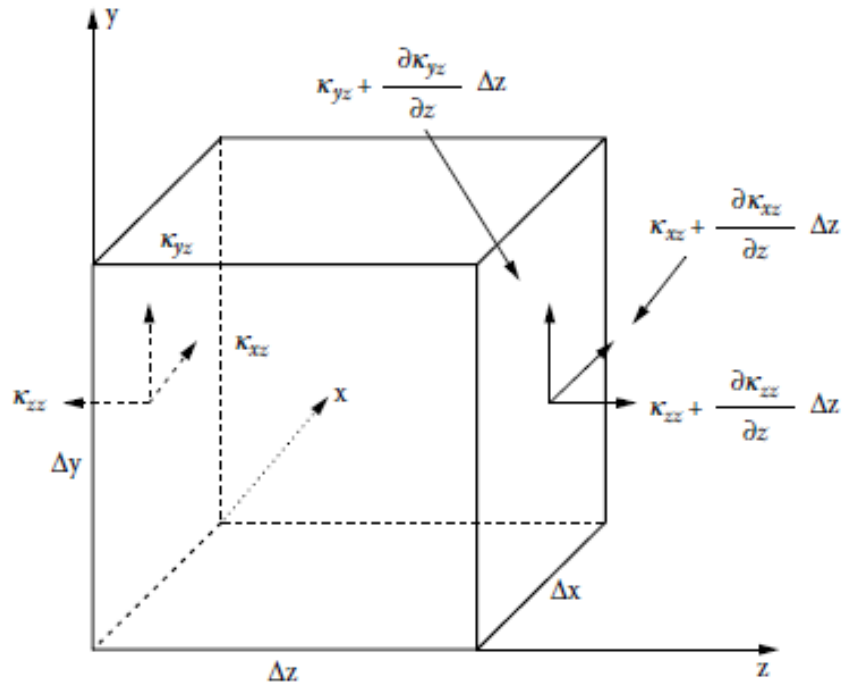
Absorção



- 🌀 O processo de absorção no tecido é um efeito bastante complexo.

- 🌀 Dois principais causadores:
 - Absorção devido à viscosidade do tecido.
 - Modelo de relaxação múltipla (não linear).

Tensões

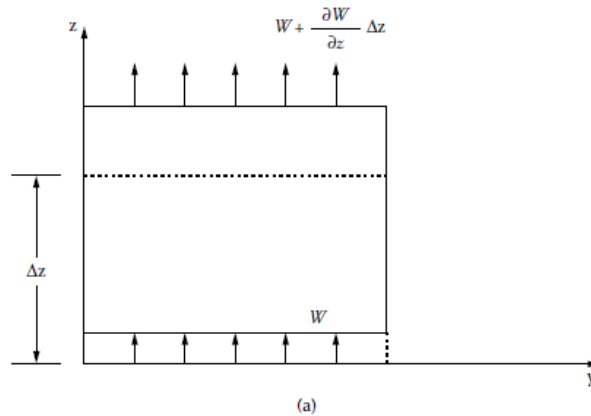


κ_{zz} → Tensão longitudinal na direção Z

κ_{yz} → Tensão de cisalhamento na direção Y

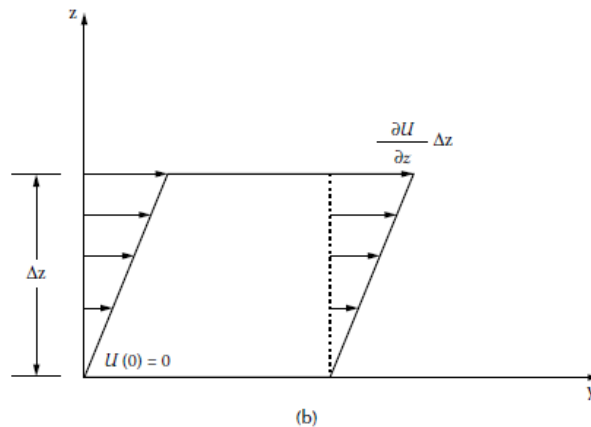
κ_{xz} → Tensão de cisalhamento na direção X

Deformações



Deformação longitudinal

$$\epsilon_{zz} = \frac{\partial W}{\partial z}$$



Deformação de cisalhamento

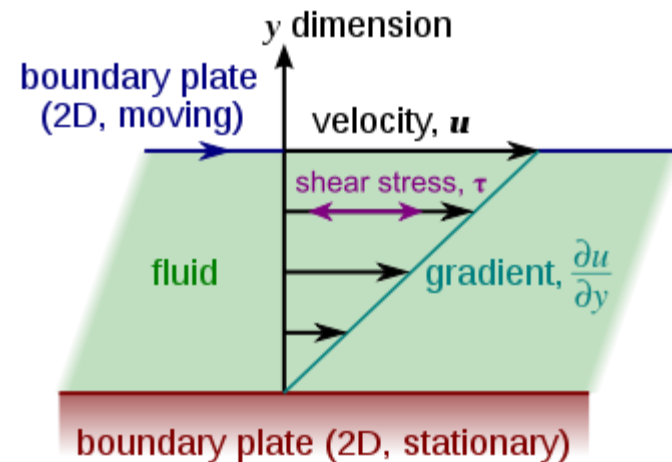
$$\epsilon_{xz} = \frac{\partial U}{\partial z}$$

FIGURE 2.5 (a) Longitudinal strain of a Z-plane in the Z-direction. (b) Shear strain of a Z-plane in the Y-direction.

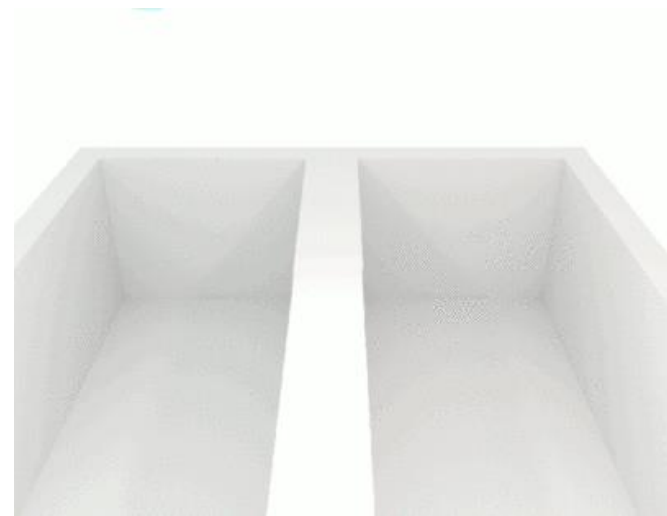
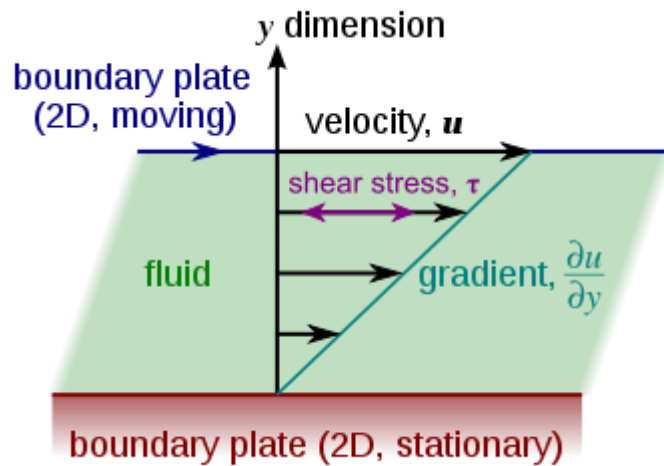
Viscosidade

🌀 Força volumétrica de atrito interno que aparece no deslizamento de camadas fluidas dando origem a tensões tangenciais.

Esse tipo de escoamento chama-se laminar, pois o fluido se desloca em camadas planas paralelas, ou lâminas, que deslizam umas sobre as outras.



Viscosidade

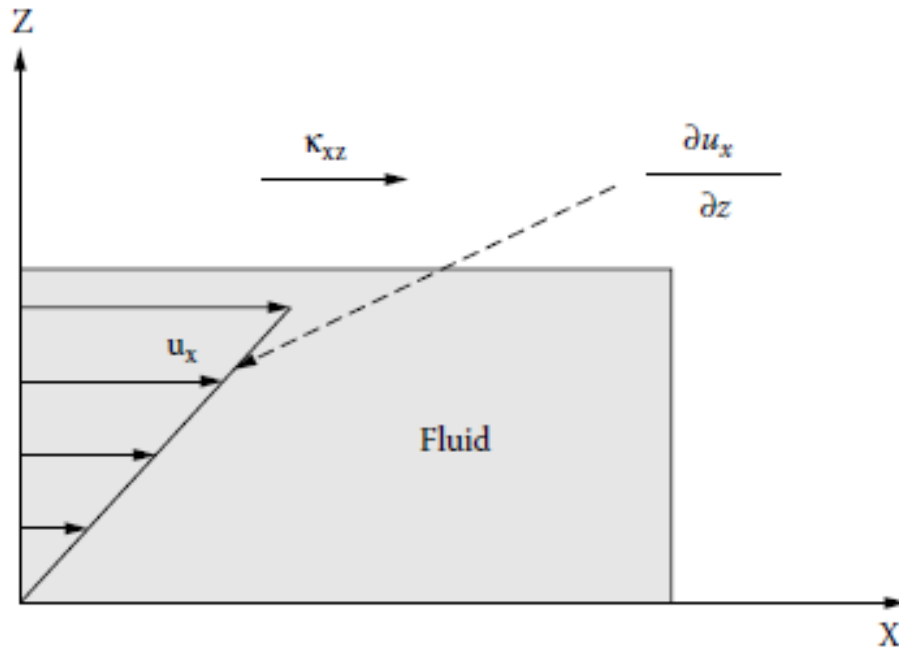


Viscosidade

$$\frac{\partial \varepsilon_{xz}}{\partial t} = \frac{\partial}{\partial t} \frac{\partial U}{\partial z} = \frac{\partial u_x}{\partial z}$$

$\kappa_{xz} \rightarrow$ Tensão de cisalhamento

$\varepsilon_{xz} \rightarrow$ Deformação de cisalhamento



$$\eta = \frac{\kappa_{xz}}{\partial u_x / \partial z}$$

Nas deduções anteriores consideramos que as oscilações causadas pela onda eram totalmente livres de viscosidade.

Isso acarretava no fato de que a pressão e a velocidade de partícula estavam sempre acopladas.

Equação de Euler

$$\rho_0 \frac{\partial u_x}{\partial t} = - \frac{\partial p(x, t)}{\partial x}$$

Viscosidade

Para o meio viscoso será preciso que a força ocasionada pela passagem da onda vença a força viscosa para que as partículas se movam.

$$\rho_0 \frac{\partial u}{\partial t} = - \frac{\partial(p - p')}{\partial x} \quad p' \approx \eta \frac{\partial u}{\partial x}$$

$$\rho_0 \frac{\partial u}{\partial t} = - \frac{\partial}{\partial x} \left(p - \eta \frac{\partial u}{\partial x} \right)$$

Absorção por viscosidade

- Essa pressão extra não apresenta altas magnitudes contudo sua presença gera absorção da onda por perda de potência.
- Adotando as mesmas estratégias usadas para a dedução da equação da onda.

Equação de Euler

$$\rho_0 \frac{\partial u_x}{\partial t} = -\frac{\partial}{\partial x} \left(p - \eta \frac{\partial u_x}{\partial x} \right)$$

Equação da continuidade

$$\frac{\partial \delta}{\partial t} = -\rho_0 \frac{\partial u_x}{\partial x}$$

$$\frac{\partial^2 p}{\partial x^2} + \frac{\eta}{B} \frac{\partial^3 p}{\partial x^2 \partial t} - \frac{\rho_0}{B} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = 0$$

$$\delta = \Delta \rho$$

$$B = \rho \frac{\Delta P}{\Delta \rho}$$

Absorção por viscosidade

Solução típica

$$\frac{\partial^2 p}{\partial x^2} + \frac{\eta}{B} \frac{\partial^3 p}{\partial x^2 \partial t} - \frac{\rho_0}{B} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = 0 \quad \Rightarrow \quad p = P_0 e^{-\alpha x} e^{j(\omega t - kx)}$$

Sendo

$$\alpha = \frac{\eta \omega^2}{2\rho_0 c^3} \quad \Rightarrow \quad \text{Proporcional à frequência ao quadrado}$$

Absorção por viscosidade

Estudos mostram que a atenuação na maioria dos tecidos segue uma lei de potência com $1,0 < \gamma < 1,5$

$$\alpha(f) = \alpha_0 |f|^\gamma$$

TABLE B.1 Properties of Tissues

Tissue	C	α	γ	ρ	Z	B/A
(units)	M/s	dB/MHz ² -cm		Kg/m ³	megaRayls	
Blood	1584	0.14	1.21	1060	1.679	6
Bone	3198	3.54	0.9 ^b	1990	6.364	—
Brain	1562	0.58	1.3	1035	1.617	6.55
Breast	1510	0.75	1.5	1020	1.540	9.63
Fat	1430	0.6	1 ^a	928	1.327	10.3
Heart	1554	0.52	1 ^a	1060	1.647	5.8
Kidney	1560	10	2 ^b	1050	1.638	8.98
Liver	1578	0.45	1.05	1050	1.657	6.75
Muscle	1580	0.57	1 ^a	1041	1.645	7.43
Spleen	1567	0.4	1.3	1054	1.652	7.8
Milk	1553 ^c	0.5	1	1030	1.600	—
Honey	2030 ^b	—	—	1420 ^b	2.89 ^b	—
Water @ 20°C	1482.3	2.17e-3	2	1.00	1.482	4.96

Essa dependência com o quadrado da frequência é encontrada em meios mais homogêneos como água e ar.

Modelo de relaxação múltipla

- Acredita-se que o modelo de relaxação múltipla apresenta muita influência no processo de absorção ultrassônica em tecidos.
- Vamos supor que uma molécula é movimentada para uma nova posição devido à passagem da onda.
- Tempo necessário para essa molécula voltar a sua posição de equilíbrio → tempo de relaxação (TR).**

Modelo de relaxação múltipla

- ☞ Importante analisarmos TR relativo ao período da onda (T).
- ☞ $TR \ll T$ o efeito desse processo será pequeno.
- ☞ $TR \gg T$ o efeito também é pequeno já que as moléculas não se movimentarão devido a passagem da onda.
- ☞ $TR \approx T$ o movimento da onda e das moléculas podem estar fora de fase, o que exige mais energia para modificar a direção do movimento das moléculas.

Modelo de relaxação múltipla

α_r → Componente da absorção devido ao processo de relaxação.;

f_R → frequência de relaxação;

f_{Ri} → Constantes de relaxação associadas com diferentes componentes do tecido;

