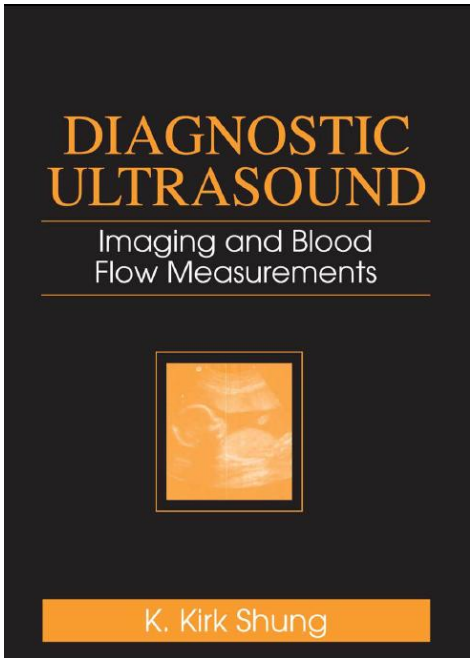
Atenuação → Espalhamento

Theo Z. Pavan
Universidade de São Paulo, FFCLRP, Departamento de Física

Bibliografia

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



Tipos de espalhamento

Vamos classificar os espalhadores em 3 classes:

Classe 1:

• Causado por concentração de uma ou mais dezenas de espalhadores por célula de resolução; **ka<<1** (produto do número de onda pelo raio do espalhador)
• É difusivo**.**
• Origem dos **speckles**. Agregados; efeitos combinados.

Classe 2:

• Causado por espalhadores com concentração de unidades por célula de resolução.
•Espalhadores dão origem a espalhamento difrativo (acho que inventei esse termo☺)**.**
•Espalhadores são independentes e distinguíveis.

Classe 3:

• Espalhadores dão origem a espalhamento especular. **ka>>1.**
• Associado aos limites de órgão e vasos calibrosos.

Tipos de espalhamento

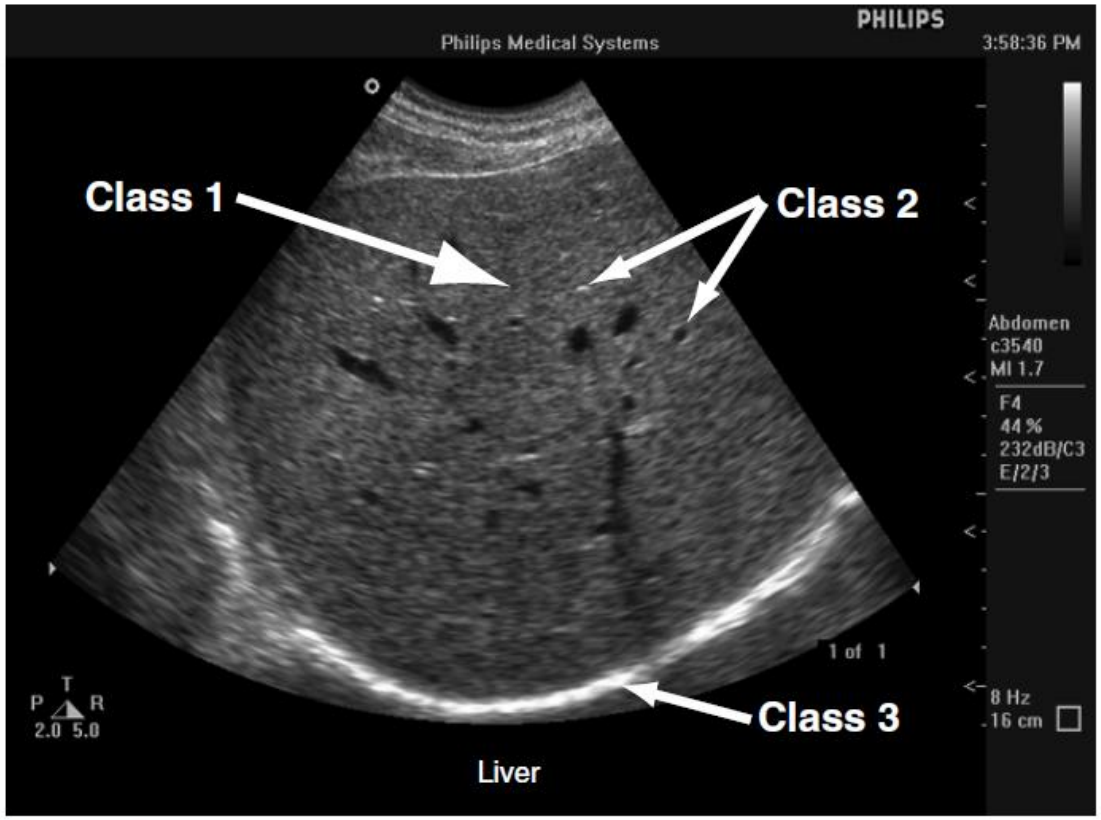


Figure 9.1 Ultrasound image of a liver showing four types of scattering effects (courtesy of Philips Medical Systems).

Espalhamento

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

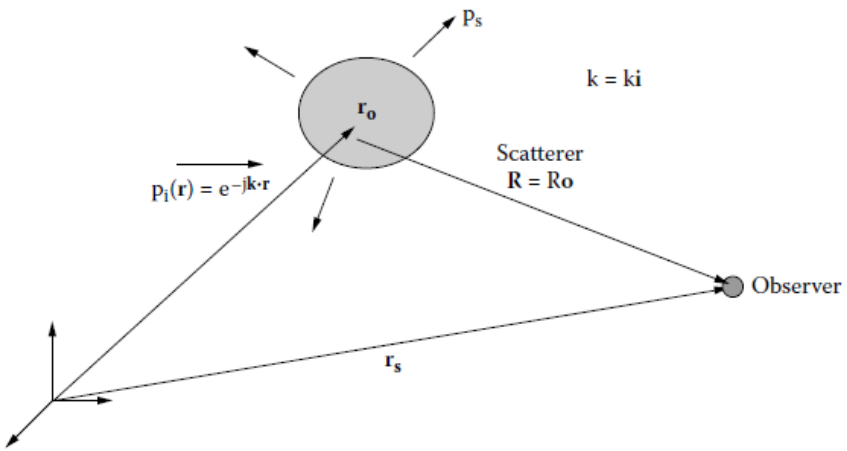
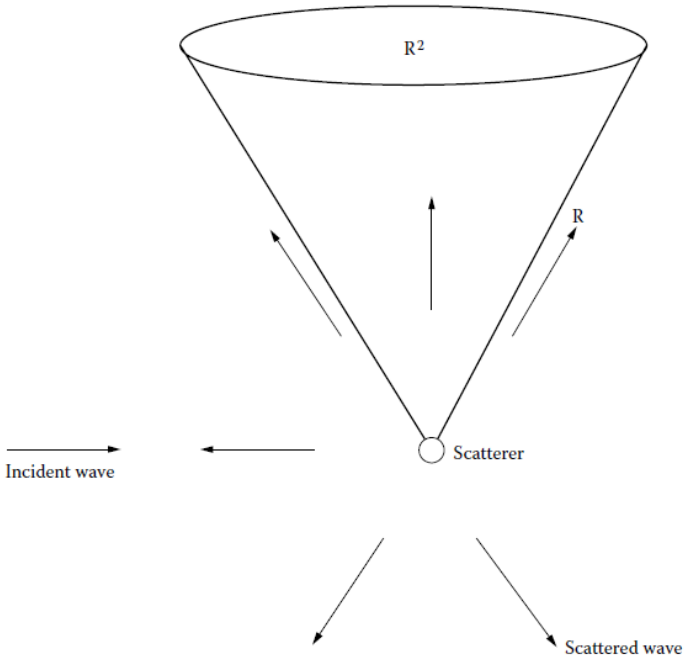


FIGURE 2.15 A plane wave incident upon a scatterer.



Seção de choque

- A seção de choque é uma **área efetiva (m^2)** que informa a **probabilidade** que ocorra um **evento de espalhamento da onda** em um alvo que possui partículas discretas.

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

σ_s → seção de choque de espalhamento da onda acústica

α_s → coeficiente de atenuação devido ao espalhamento

n → densidade numérica de alvos dada em m^{-3}

Seção de choque diferencial

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

$$\sigma_{d=} {}^{d\sigma_s}/_{d\Omega}$$

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

o → direção da onda espalhada

i → direção da onda incidente

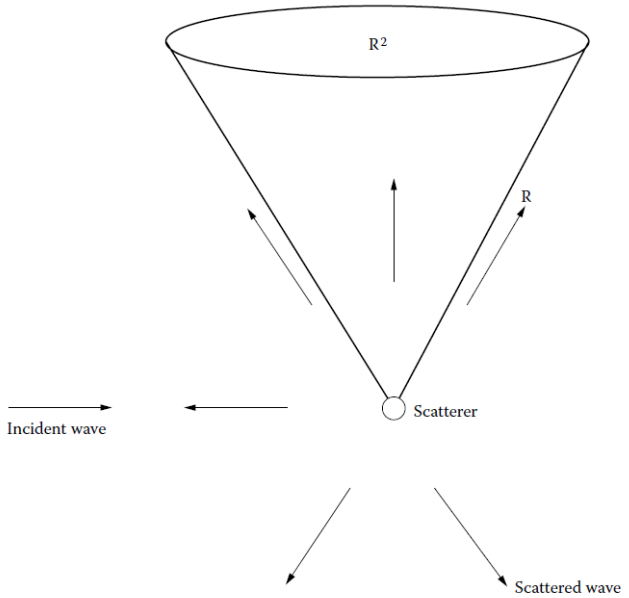
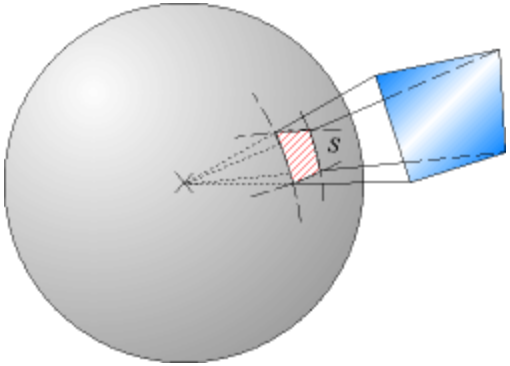


FIGURE 2.16 The differential scattering cross-section of a scatterer represents the power scattered by the scatterer into one solid angle or steradian that encompasses an area of R^2.

Quando *o*=-*i* → σ_d(-*i*,*i*) é conhecido como seção de choque de retroespalhamento

R → distância do espalhador ao ponto de observação

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.

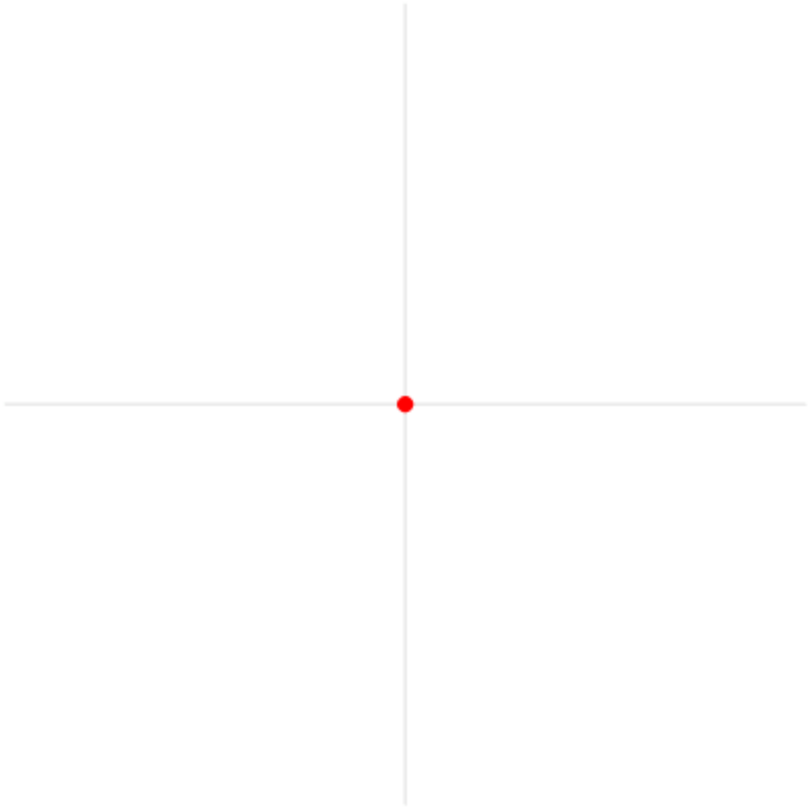
Assim, o ângulo sólido é dado por:

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

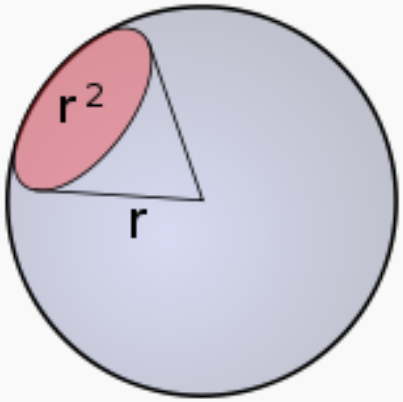
Fonte: https://pt.wikipedia.org/wiki/%C3%82ngulo_s%C3%B3lido

Esferorradiano

Radiano



Steradian



A graphical representation of 1 steradian. The sphere has radius *r*, and in this case the area *A* of the highlighted surface patch is r^2. The solid angle Ω equals *A* sr/r^2 which is 1 sr in this example. The entire sphere has a solid angle of 4π sr.

Unit information	
Unit system	SI derived unit
Unit of	Solid angle
Symbol	sr

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

$d\Omega$ → ângulo sólido diferencial

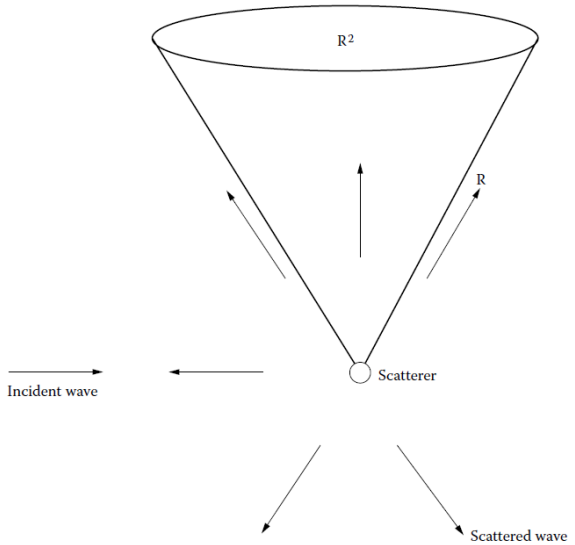


FIGURE 2.16 The differential scattering cross-section of a scatterer represents the power scattered by the scatterer into one solid angle or steradian that encompasses an area of R^2.

Seção de choque de atenuação

Podemos também definir uma seção de choque de absorção σ_a.

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

n → densidade numérica de alvos dada em m^{-3}

Seção de choque de espalhamento

Solução analítica da seção de choque de um objeto é extremamente complexa de ser obtida.

Aproximações já foram propostas para casos específicos.

Por exemplo, a aproximação de Born para a seção de choque de uma esfera muito menor que o comprimento de onda pode ser expressa por:

$$\sigma_s = \frac{4\pi k^4 a^6}{9}\left(\left|\frac{G_e - G}{G}\right|^2 + \frac{1}{3}\left|\frac{3\rho_e - 3\rho}{2\rho_e + \rho}\right|^2\right) \qquad (2.38)$$

where

k is the wave number

a is the radius of the sphere

G_e and G are the adiabatic compressibilities of the particle and the surrounding medium

ρ_e and ρ are the corresponding mass densities

Seção de choque Glóbulos vermelhos

Essa equação pode, por exemplo, ser usada para calcular as propriedades de espalhamento ultrassônico dos glóbulos vermelhos que são bem menores que o comprimento de onda do ultrassom diagnóstico.

$$\sigma_s = \frac{4\pi k^4 a^6}{9}\left(\left|\frac{G_e - G}{G}\right|^2 + \frac{1}{3}\left|\frac{3\rho_e - 3\rho}{2\rho_e + \rho}\right|^2\right) \qquad (2.38)$$

where
- k is the wave number
- a is the radius of the sphere
- G_e and G are the adiabatic compressibilities of the particle and the surrounding medium
- ρ_e and ρ are the corresponding mass densities

G_e (compressibility for red blood cell) = $34.1 \cdot 10^{-12}$ cm²/dyne
ρ_e (density for the red blood cell) = 1.092 gm/cm³
G (compressibility for plasma) = $40.9 \cdot 10^{-12}$ cm²/dyne
ρ (density for plasma) = 1.021 gm/cm³

Assumindo o glóbulo vermelho com raio = 3 μm:

$\sigma_s = 1{,}1 \cdot 10^{-12}$ cm² ➔ 10 MHz, que é um valor bem baixo.

Para intensidade incidente **I_s=1 W/cm²**, somente **σ_s I_i=$1.1 \cdot 10^{-12}$ W** de potência é espalhada pelos glóbulos vermelhos.

1 dyne = 10^{-5} N

Coeficiente de retroespalhamento

- **Em distribuições densas como no caso de sangue humano:**
- **$5x10^9$ glóbulos vermelhos em 1 cm^3;**
- **Múltiplos espalhamentos não podem ser ignorados;**
- **Nesses casos usa-se um parâmetro chamado:**

Coeficiente de retroespalhamento ou
Seção de choque volumétrica de retroespalhamento

- **Definido como seção de choque diferencial por unidade de volume, medida em um ângulo sólido de 180 graus .**

- **Unidade centímetro^{-1}-esferorradianos^{-1} ($cm^{-1}sr^{-1}$).**

Coeficiente de retroespalhamento

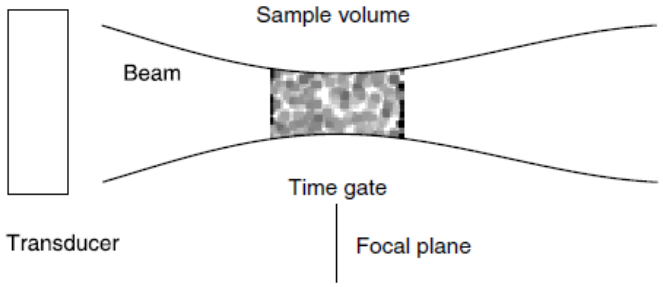
- Existem diversas formas de se calcular o coeficiente de retroespalhamento de um tecido.

- Todos os métodos consideram fatores instrumentais e relacionados ao campo acústico produzido pelo transdutor de ultrassom.

- Os dois mais comuns são:
  - Um refletor especular que é usado como referência.
  - Métodos que usam phantoms como referência.

Métodos usando uma referência

Usando refletor especular



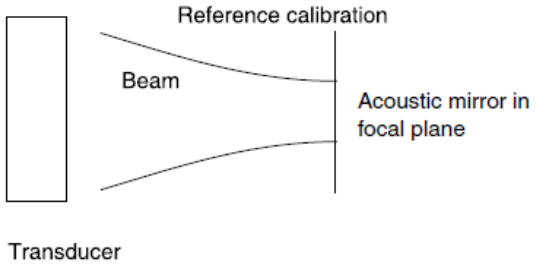
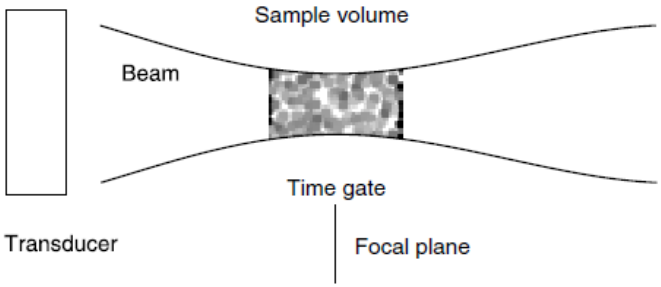
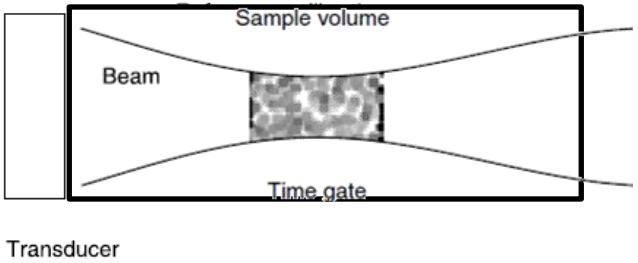


Figure 9.13 Configuration for classic backscatter measurement using the substitution method. (Top) Tissue measurement setup shown for a focusing transducer. (Bottom) Calibration setup with acoustic mirror.

Usando phantom de referência



Phantom de referência



Exemplo de solução para o phantom de referência

O método que usa um *phantom* de referência compara os ecos obtidos na amostra com aquele coletado usando o *phantom* bem caracterizado.

$$\sigma_b(\omega) = \sigma_b^R(\omega) e^{-4z(\alpha_R(\omega)-\alpha_S(\omega))} \frac{|S_S(\omega)|^2}{|S_R(\omega)|^2}$$

Razão entre os espectros de potência

z→ profundidade

σ_b^S e α_S → coeficientes de retroespalhamento e atenuação da amostra

σ_b^R e α_R → coeficientes de retroespalhamento e atenuação da referência

$S_S(\omega)$ → Sinal no domínio da frequência da amostra

$S_R(\omega)$ → Sinal no domínio da frequência da referência

Coeficiente de retroespalhamento

TABLE 2.1
Acoustic Properties of Biological Tissues and Relevant Materials

Material	Speed (m/s) at 20 to 25°C	Acoustic Impedance (Mrayl)	Attenuation Coefficient (np/cm at 1 MHz)	Backscattering Coefficient ($cm^{-1}sr^{-1}$ at 5 MHz)
Air	343	0.0004	1.38	—
Water	1480	1.48	0.00025	—
Fat	1450	1.38	0.06	—
Myocardium (perpendicular to fibers)	1550	1.62	0.35	8×10^{-4}
Blood	1550	1.61	0.02	2×10^{-5}
Liver	1570	1.65	0.11	5×10^{-3}
Skull bone	3360	6.00	1.30	—
Aluminum	6420	17.00	0.0021	—

Coeficiente de retroespalhamento

Coeficiente de retroespalhamento → seção de choque de retroespalhamento por unidade de volume de espalhadores.

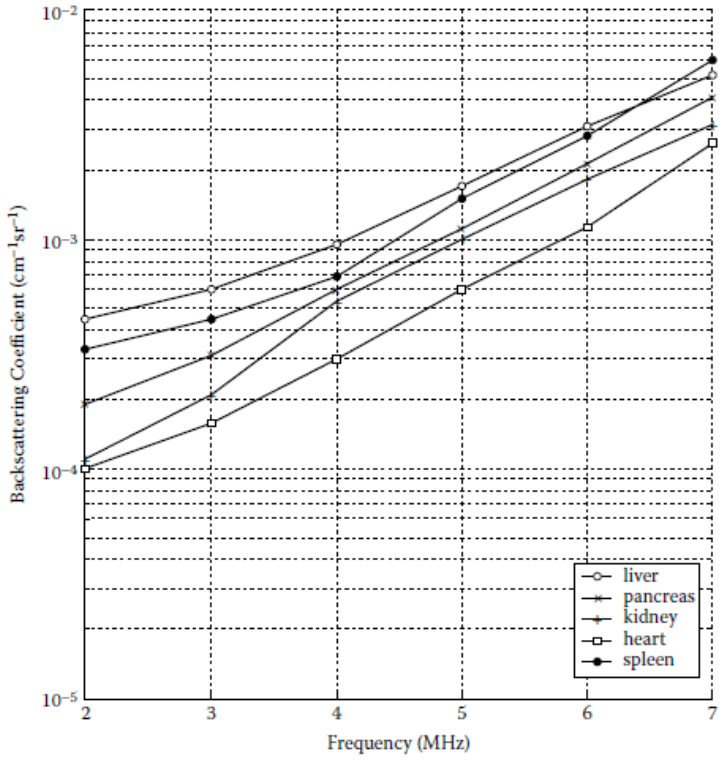


FIGURE 2.17 Ultrasonic backscatter coefficient for several bovine soft tissues as a function of frequency.

Retroespalhamento integrado

Como observado até agora, quantificar o retroespalhamento não é uma tarefa trivial.

Ainda não é exatamente entendido a origem do espalhamento ultrassônico nos diversos tecidos humanos.

Por esses dois motivos essa avaliação ainda não é usada rotineiramente na clínica.

Contudo, é consenso que esse tipo de análise poderá ser muito usado com o avanço nas pesquisas.

Processos patológicos envolvem alterações anatômicas e fisiológicas do tecido. Indicando que mudanças nos padrões de retroespalhamento são bastante prováveis.

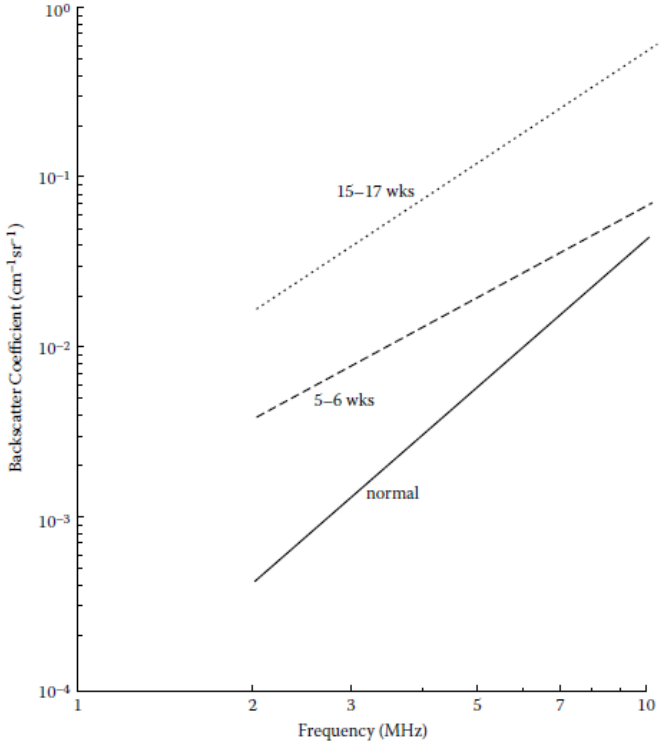


FIGURE 2.18 Ultrasonic backscatter coefficient for canine myocardium as a function of frequency. Solid, dashed, and dotted lines represent data for normal myocardium, myocardium 5 to 6 weeks following infarction, and myocardium 15 to 17 weeks following infarction, respectively.

Retroespalhamento integrado

Devido às inomogeneidades dos tecidos os sinais de retroespalhamento podem variar bastante de tecido para tecido.

O retroespalhamento integrado (IB) é definido como a média em frequência do retroespalhamento sobre a largura de banda do sinal.

$$IB = \frac{1}{2\Delta\omega} \int_{\omega_0-\Delta\omega}^{\omega_0+\Delta\omega} e(\omega)\, d\omega$$

where

$2\Delta\omega$ is the band width

ω_0 is the center frequency of the spectrum

$e(\omega)$ is the backscattered signal at angular frequency ω

Retroespalhamento integrado

Outra forma (não quantitativa) de se eliminar problemas relacionados com a propagação do feixe acústico e características elétricas do transdutor é **representar os dados em dB.**

Nesse caso o sinal de referência pode ser proveniente de um refletor plano.

$$IB(dB) = 20\log\left\{\frac{1}{2\Delta\omega}\left[\int_{\omega_o-\Delta\omega}^{\omega_o+\Delta\omega} e(\omega)d\omega \Big/ \int_{\omega_o-\Delta\omega}^{\omega_o+\Delta\omega} e_r(\omega)d\omega\right]\right\}$$

Sendo, $e_r(\omega)$ o sinal refletido de um refletor plano.

Retroespalhamento integrado

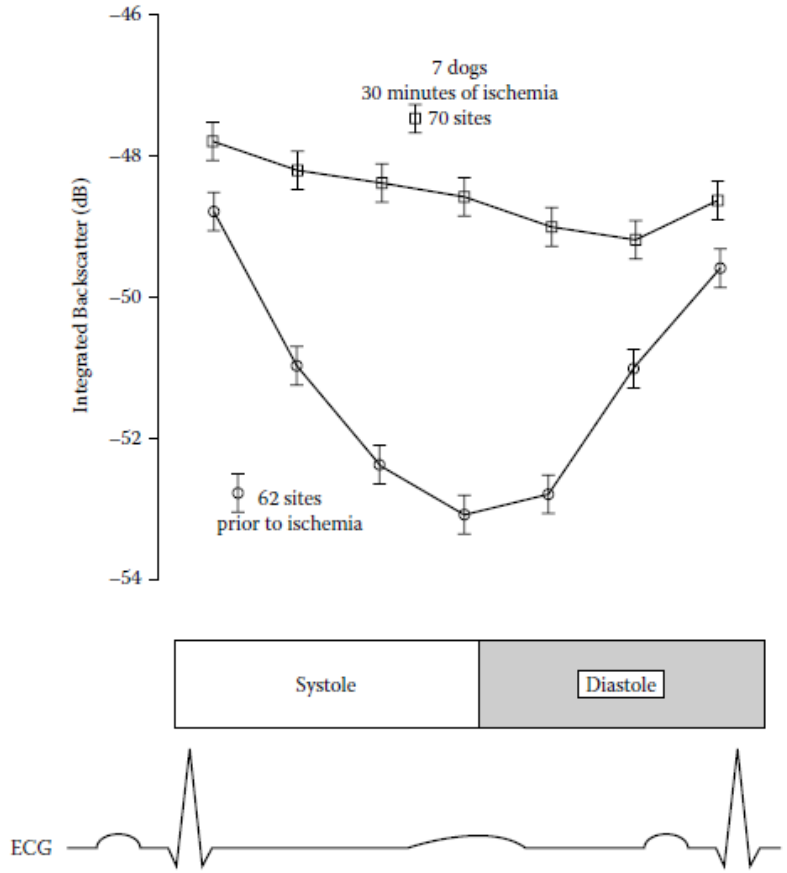


FIGURE 2.19 Integrated backscatter from canine myocardium as a function of the cardiac cycle.