

Princípios físicos de Ultrasonografia

PTC - 5750

O que sabemos?

☰ Tipo de energia?

☰ Tipo de interação com o corpo humano?

☰ Alguma semelhança com radar?

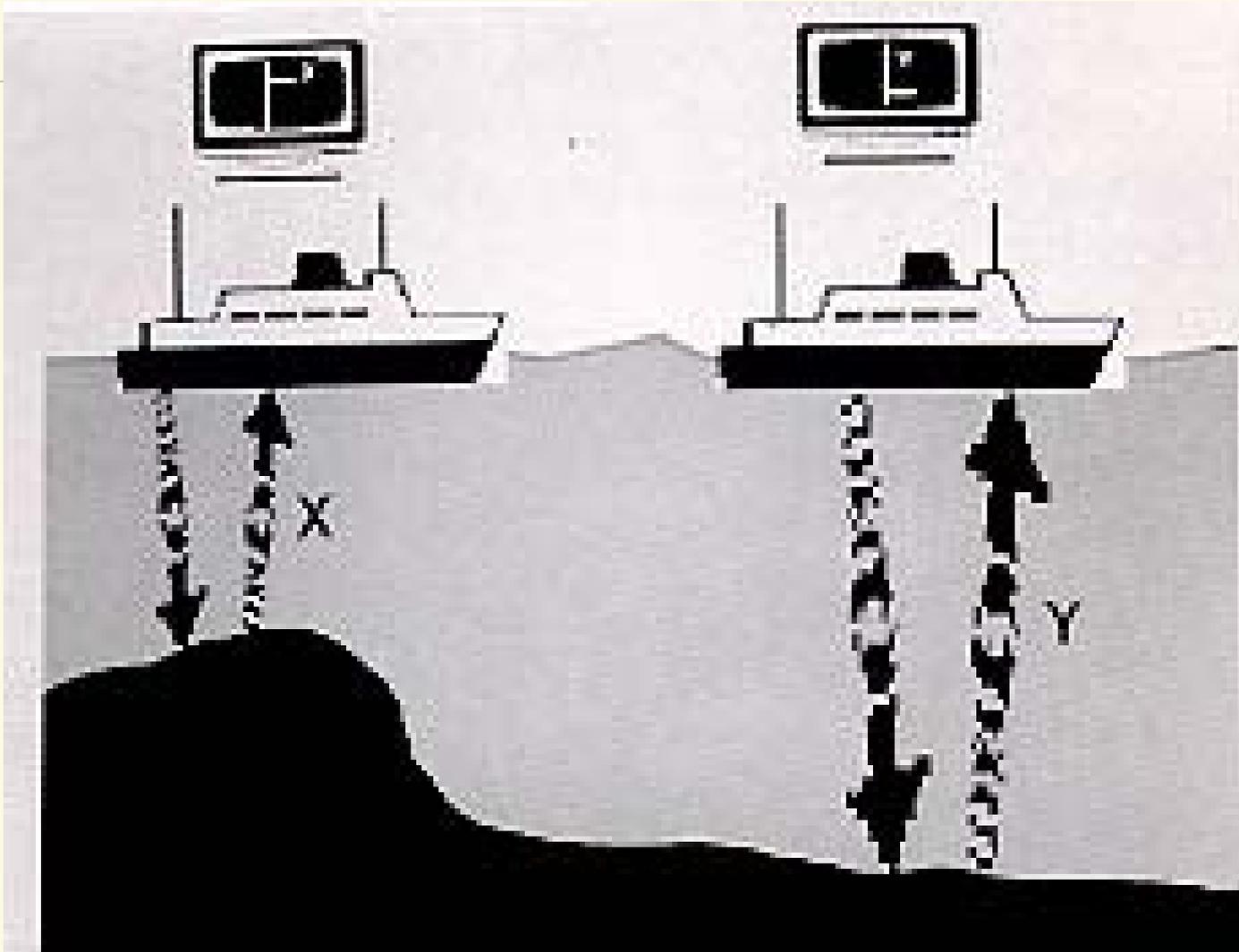
☰ Invasivo?

☰ Ionizante?

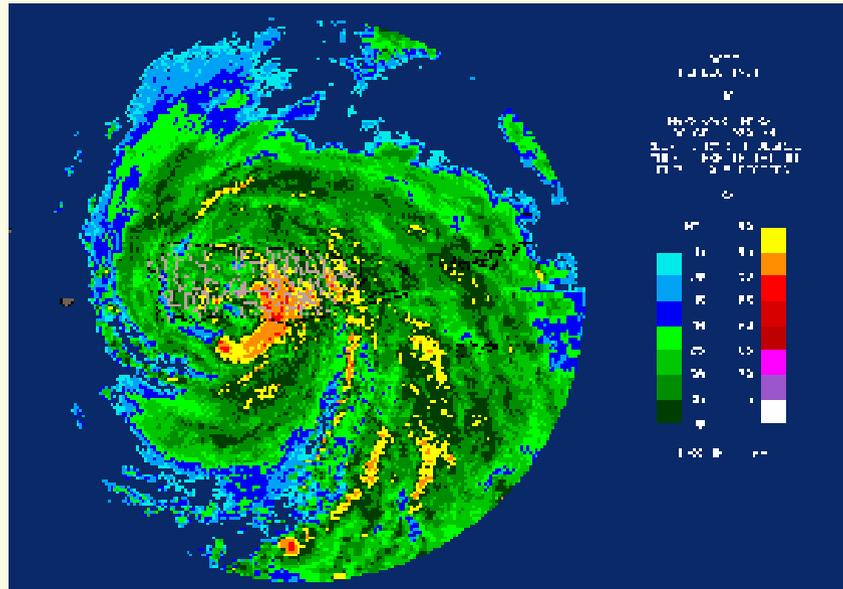
☰ Projeção?

☰ Vantagens/Desvantagens/Limitações?

SONAR

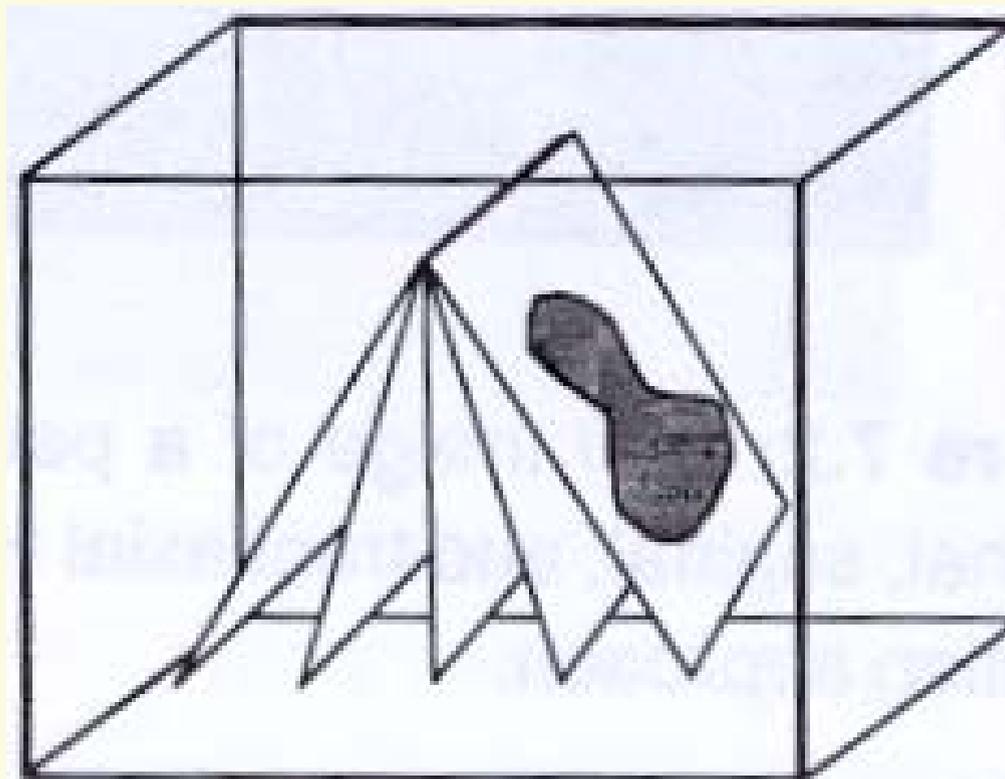


Radar meteorológico



- É tomográfico?
- morfologia e velocidade

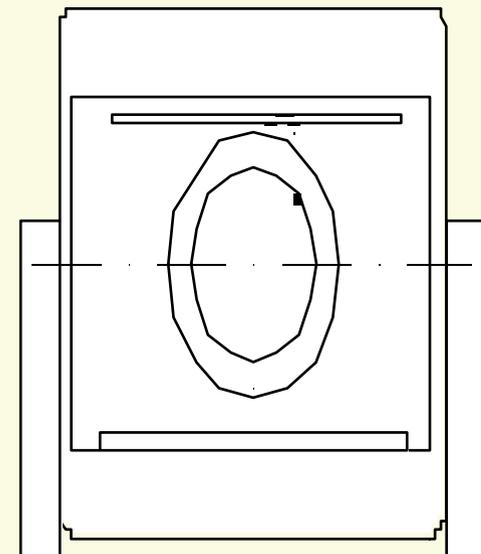
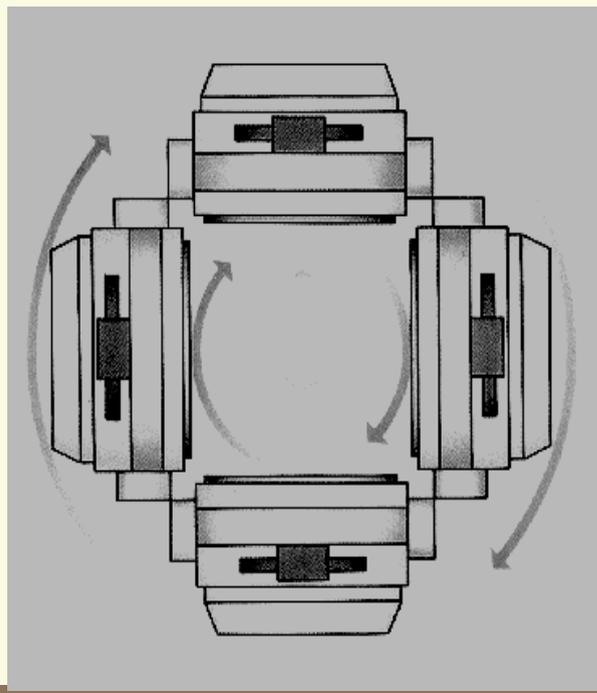
Corte tomográfico por reflexão



Tomografia

Reconstrução tomográfica a partir das projeções

- CT, Spiral CT, fastCT
- SPECT
- PET



ULTRA-SONOGRAFIA

 Modo Bidimensional

 Modo M

 Doppler

 Mapeamento de fluxos a cores

Ultra-som

- ☐ Custo/benefício muito bom
- + Energia utilizada não é ionizante
- + Exames não são invasivos
- + Inerentemente tomográfico: dinâmica
- + Exames realizados pelos próprios médicos especialistas.
- Ruído do tipo speckle (interferência de ondas)
- Informações não são metabólicas, ou fisiológicas

Som

 **Som** = ondas mecânicas longitudinais de compressão e rarefação do meio, com frequências entre 20 Hz e 20 kHz, capazes de sensibilizar o sistema auditivo humano.

- Humanos - 20 Hz ~ 20 kHz
- Cães - 15 Hz ~ 50 kHz
- Golfinhos - 150 Hz ~ 150 kHz
- Morcegos - 1 kHz ~ 120 kHz

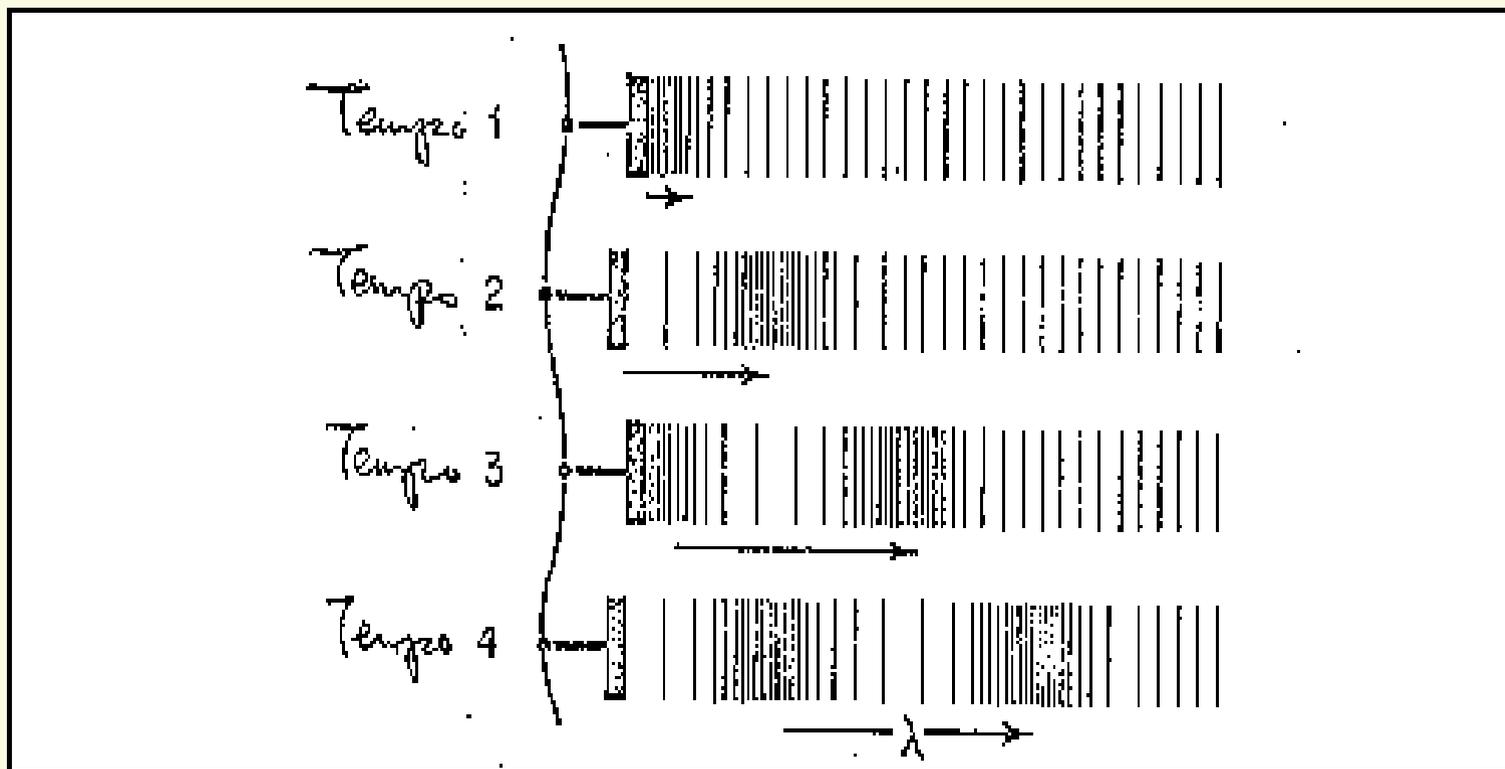
 **Infra-som** = ondas mecânicas com frequências abaixo de 20 Hz.

 **Ultra-som** = ondas mecânicas com frequências acima de 20 kHz.

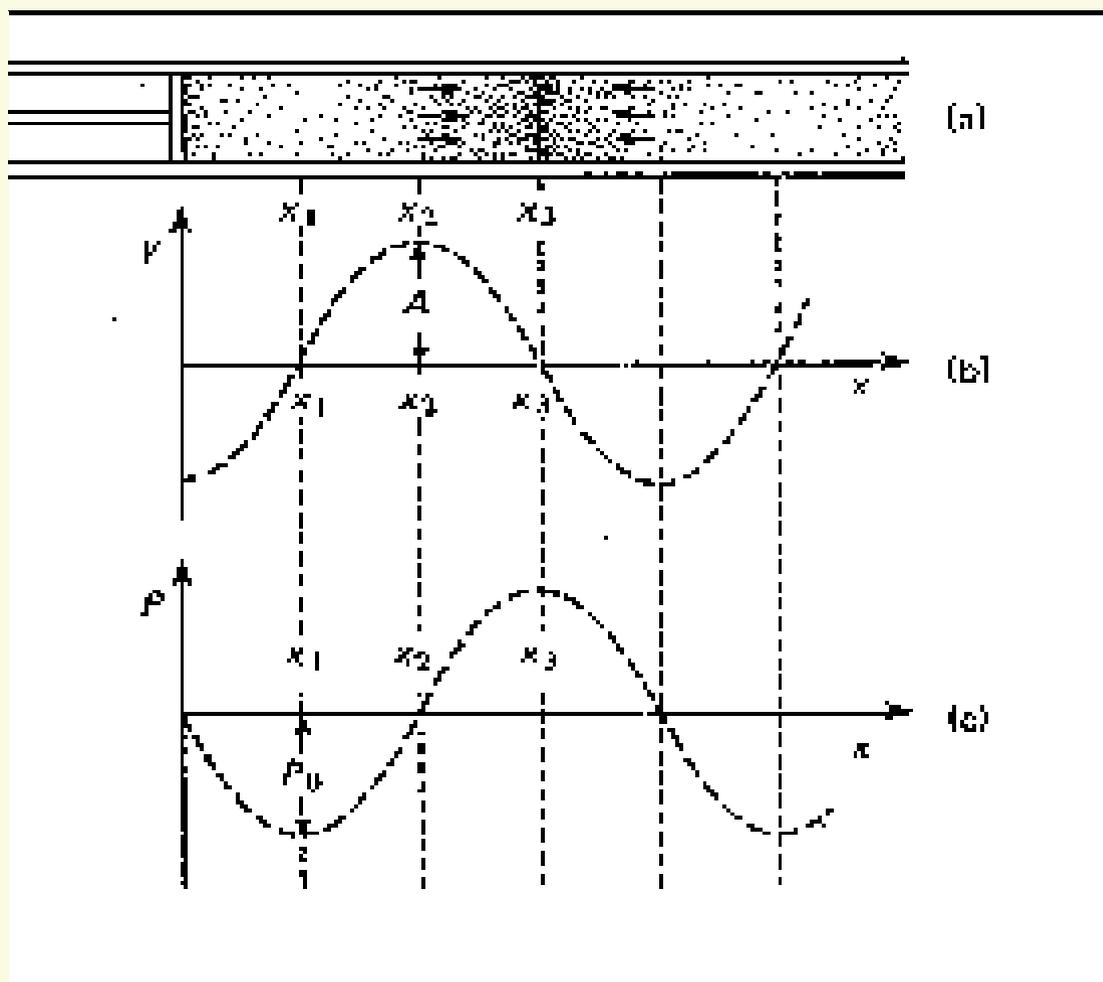
Princípios físicos: energia

- Reflexão
- Refração/transmissão
- $v = \lambda \cdot f$ (velocidade = comprimento x freq.)
- $v = \sim 1500$ m/s (média no corpo)
- Percorre 50 cm (ida e volta) em 0.6 ms
- Se varrer 100 linhas \Rightarrow 60 ms \Rightarrow 20 imagens/s

Ondas de compressão e rarefação formando ondas sonoras



Onda sonora e curvas de variação do deslocamento e da pressão



Reflexão, refração

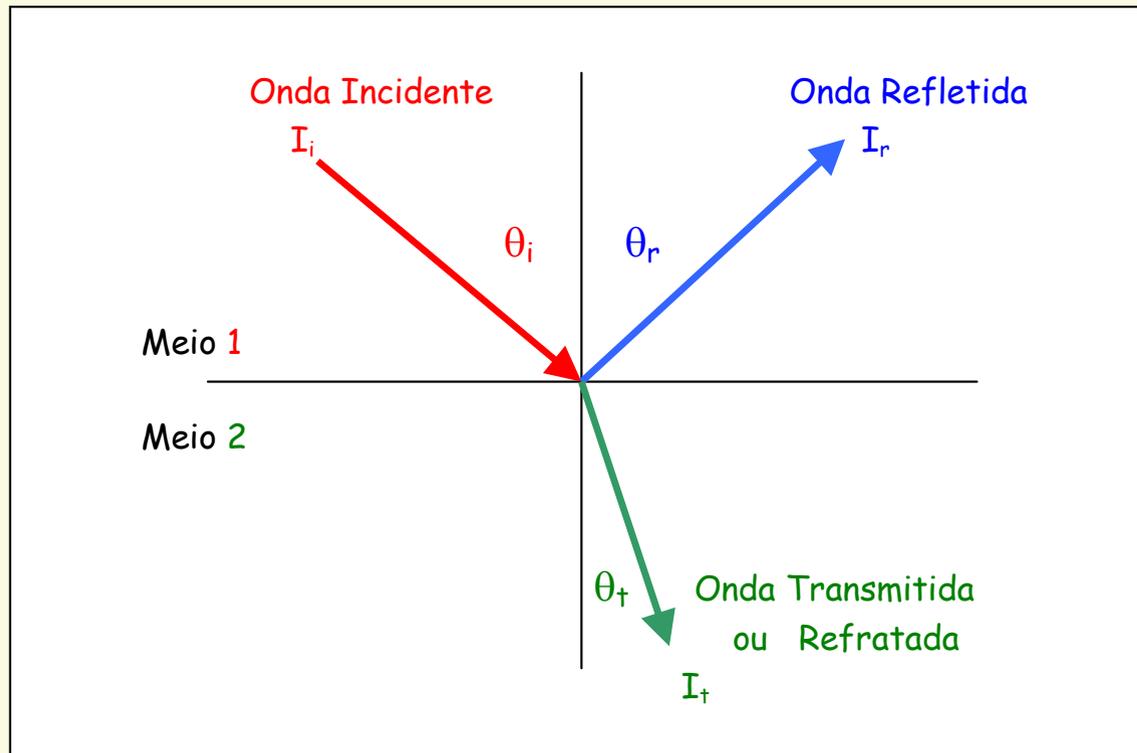
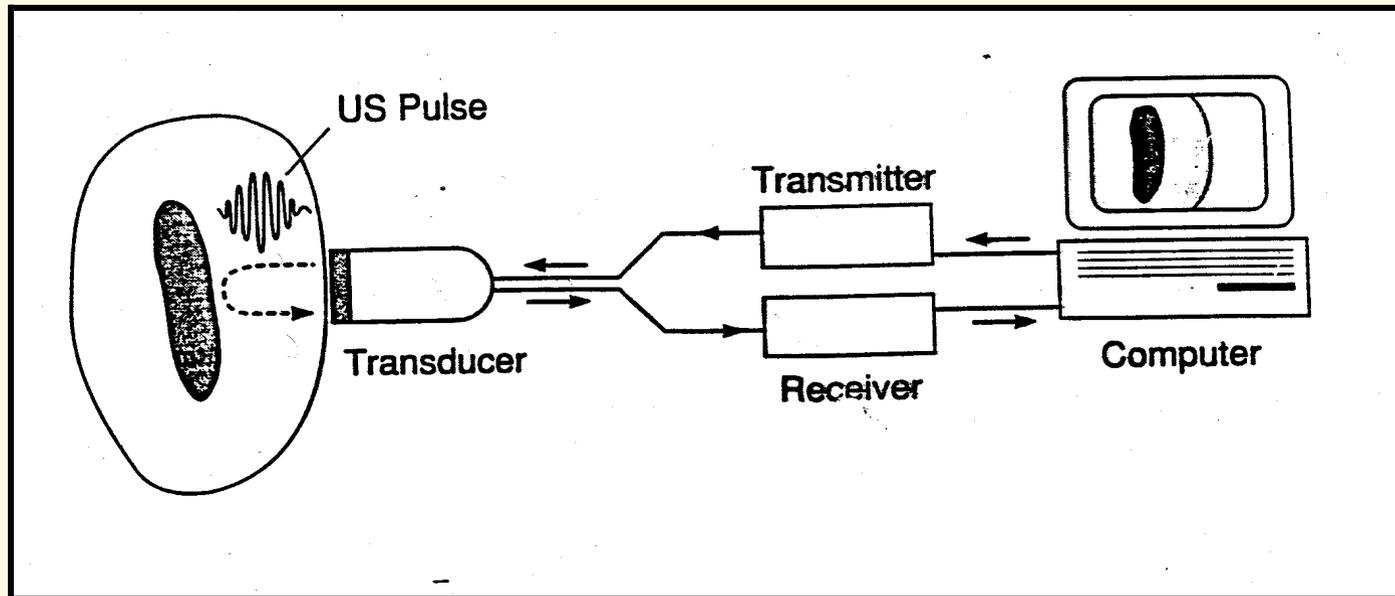


Figura 5 - Reflexão e refração (ou transmissão) de ondas na interface entre os meio 1 e 2

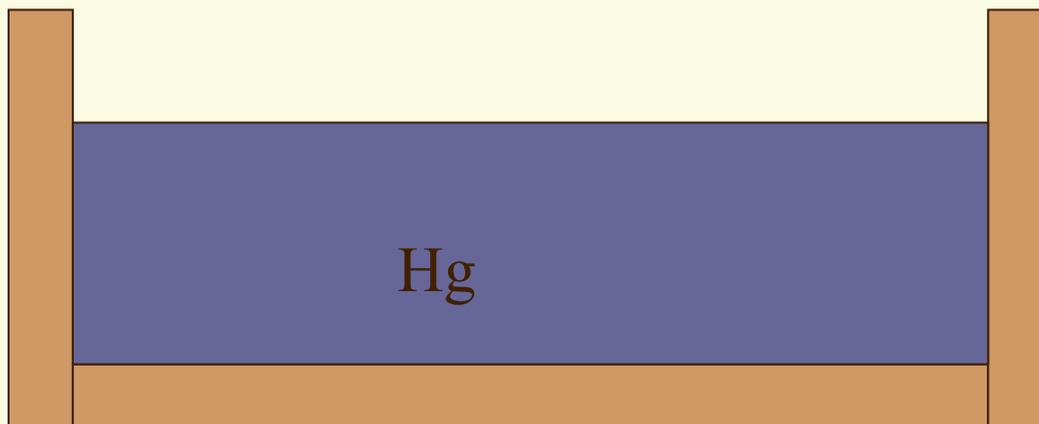
Transdutor: geração e recepção



Princípios físicos

- Impedância acústica
- $v = \lambda \cdot f$ (velocidade = comprimento x freq.)
- $Z = \rho \cdot v$ (Impedância = densidade x veloc.)

Mergulhando em alta impedância



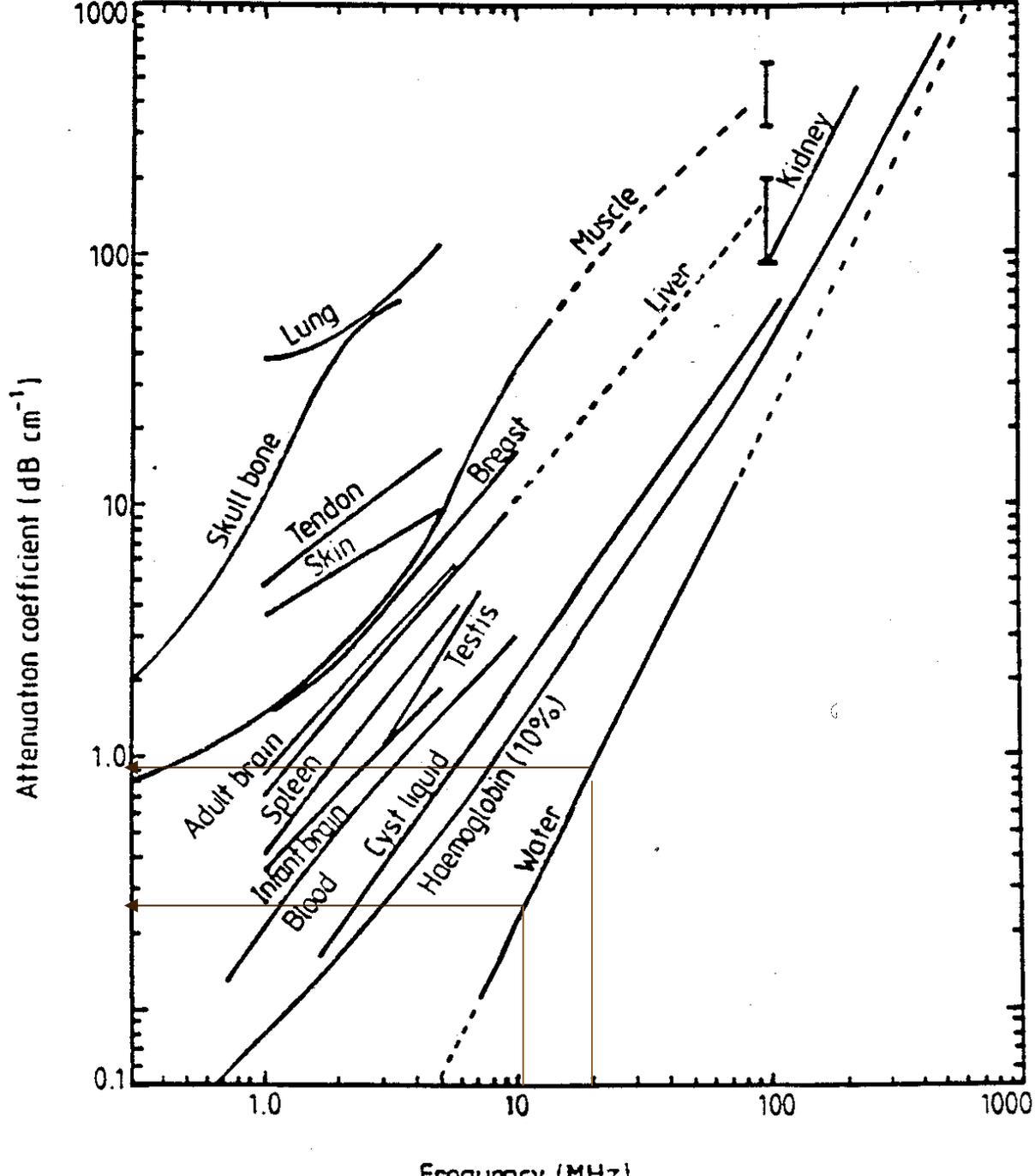
Princípios físicos

Atenuação:

- absorção (calor)
- espalhamento

frequência $\uparrow \Rightarrow \mu \uparrow$

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot x}$$



Aumento de 2 x em frequência ?

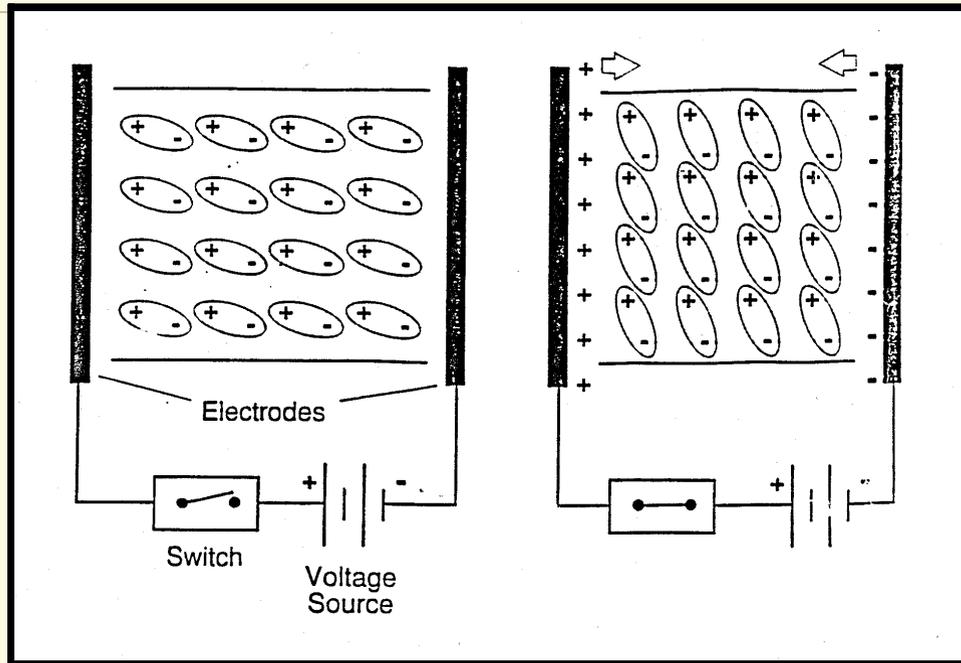
📄 No caso da água, a atenuação aumentou 3 x

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot x}$$

Princípios físicos

- efeito piezo-elétrico: mecânica \Leftrightarrow elétr.
- espalhamento dentro das estruturas
- resolução espacial $\sim 1 \lambda = 1.5 \text{ mm}$ (@1MHz)
- $v = \sim 1500 \text{ m/s}$ (média no corpo)
- 20 - 50MHz p/ intra-arterial
- 100-200MHz p/ microscopia celular
- $v = \lambda \cdot f$
- $Z = \rho \cdot v$ (ρ :densidade)

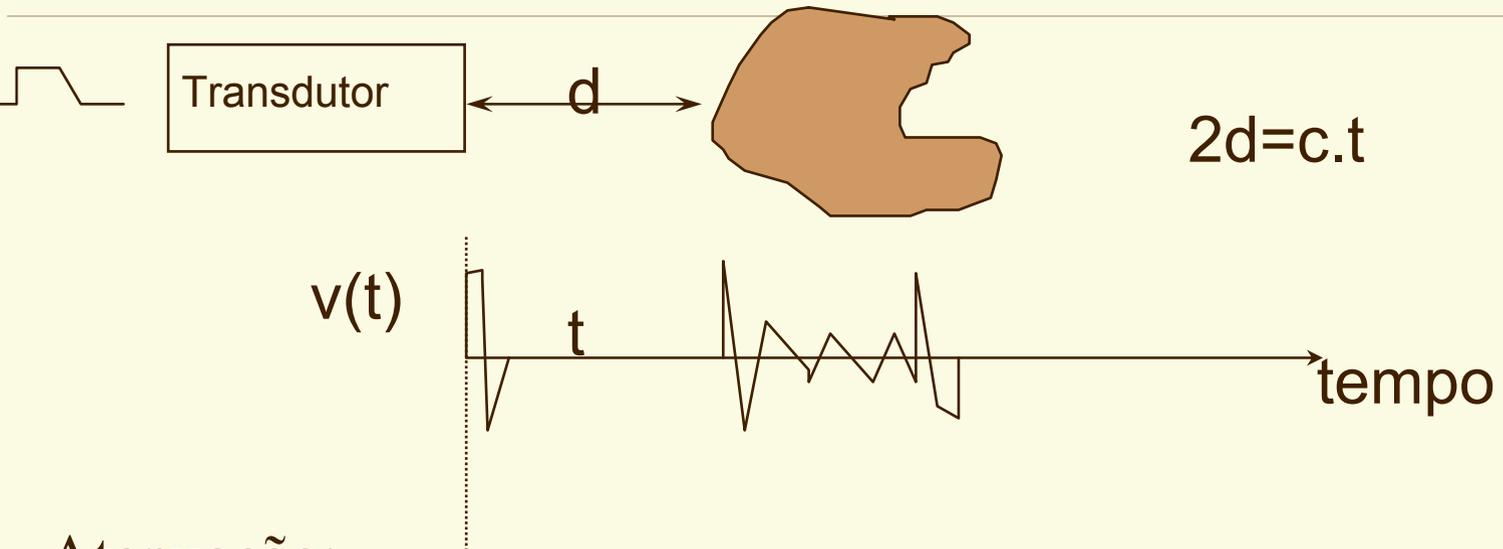
Efeito piezoelétrico



Piezoelétricidade:

Tensão alternada produz oscilações nas dimensões do cristal, devido ao re-alinhamento das moléculas polarizadas

Eco acústico: impedância



Atenuação:

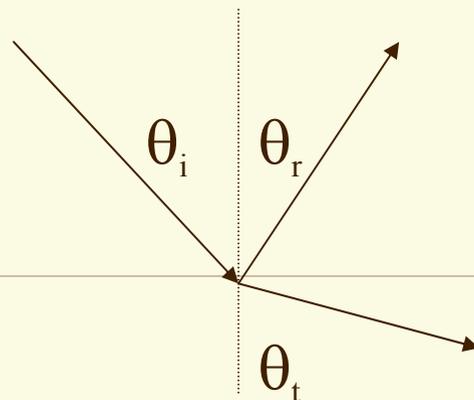
- absorção (calor)
- espalhamento

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot x}$$

$\mu \sim \alpha$ frecuencia

O que está incorreto no $v(t)$?

Reflexão



1

2

Eq. Fresnel

$$R+T=1$$

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

$$T = \frac{I_t}{I_i} = \left(\frac{4Z_1 \cdot Z_2 \cdot \cos^2 \theta_i}{(Z_2 \cdot \cos \theta_i + Z_1 \cdot \cos \theta_t)^2} \right)$$

Lei de Snell

$$\frac{\sin \theta_i}{\sin \theta_t} = \frac{v_1}{v_2}$$

Incidência normal

Impedância acústica ($.001\text{g/m}^2/\text{s}$) a
1 MHz:

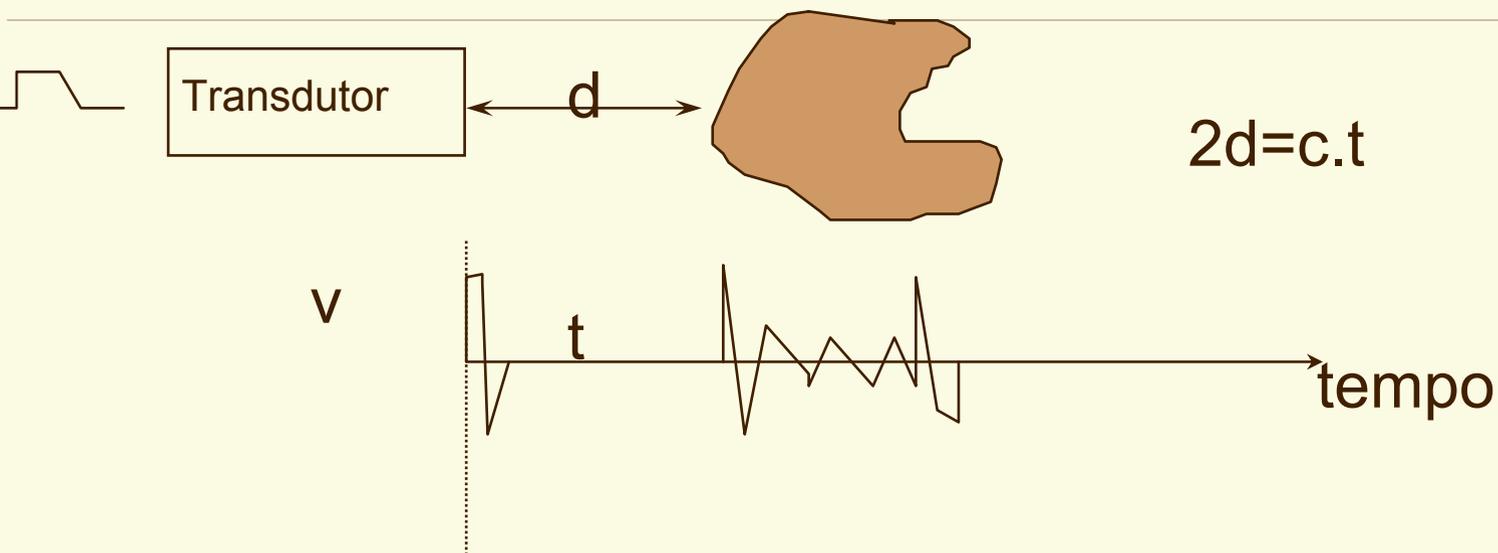
- ar $\Rightarrow 0,0004$
- água $\Rightarrow 1,54$
- sangue $\Rightarrow 1,61$
- fígado $\Rightarrow 1,65$
- osso $\Rightarrow 6,00$
- rim $\Rightarrow 1,62$
- gordura $\Rightarrow 1,38$

$$\theta_i = \theta_t = 0^0$$

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

$$T = \frac{4Z_1 \cdot Z_2}{(Z_2 + Z_1)^2}$$

modo A (Amplitude)



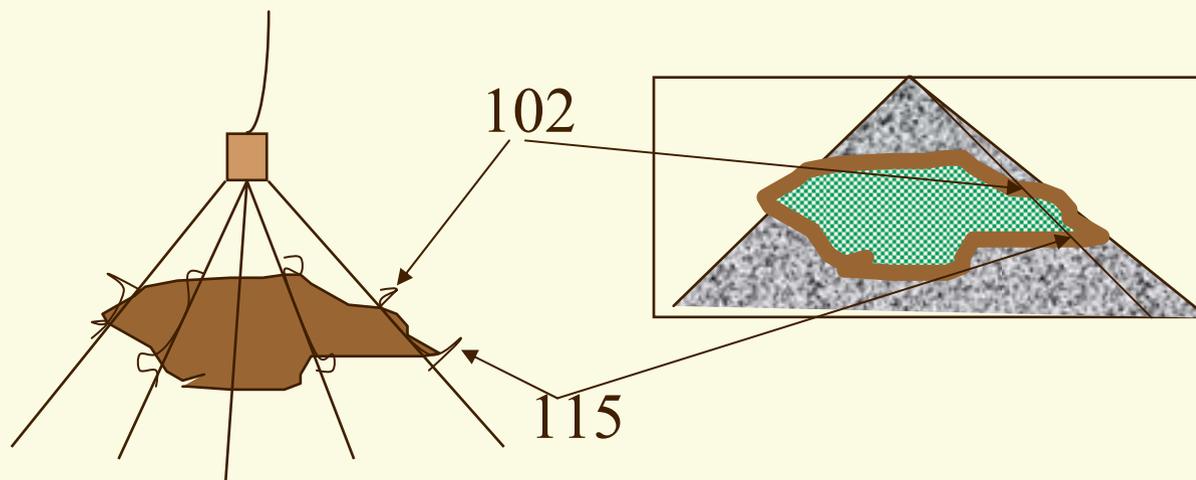
Atenuação:

- absorção (calor)
- espalhamento

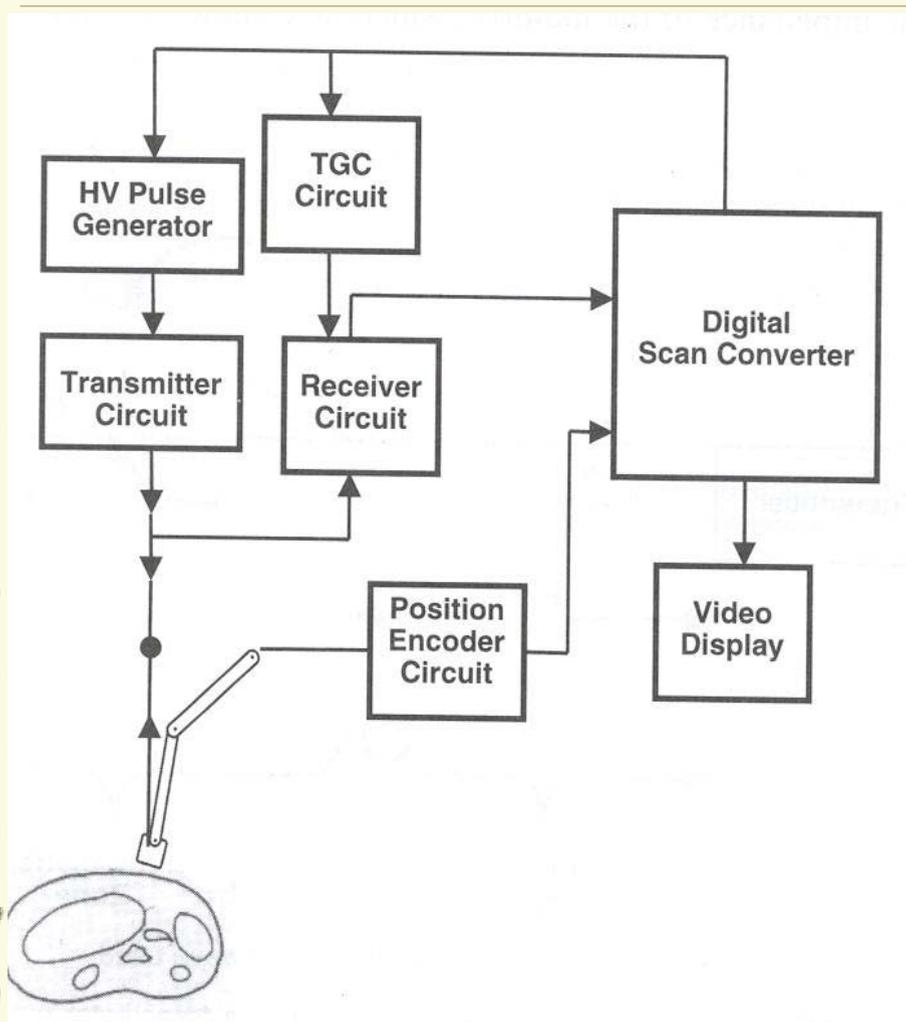
$$I = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot x}$$

Modo B (Brilho)

modo A em tons de cinza com varredura



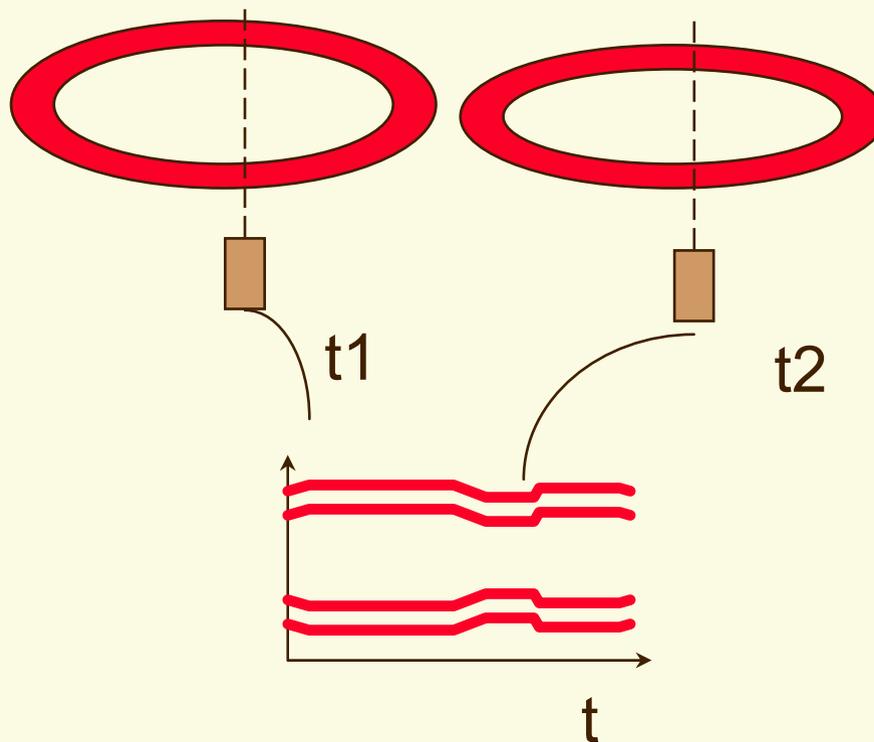
Modo B: diagrama funcional



- controle automático ganho (tempo)
- baixo ruído eletrôn.
- faixa dinâmica elevada
- janela de tempo (profund)
- conversão A/D: 20MHz
- 512 x 512 x 8bits
- 512 x 512 x 24bits (Doppler)
- posição de leitura
- imagem média, simples ou de máximos

Modo M (Movimento)

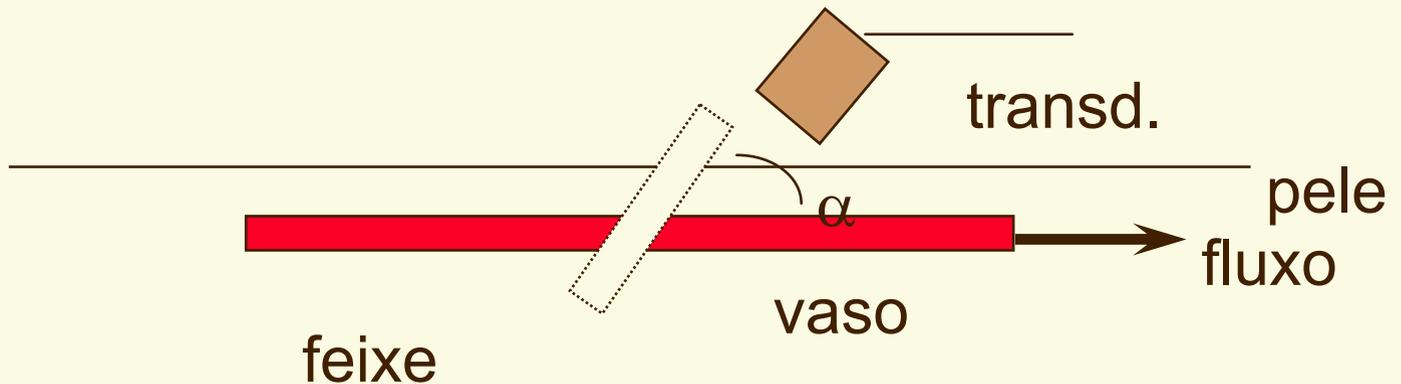
- modoA dinâmico em tons de cinza



Efeito Doppler

Fluxo e velocidade

$$\Delta f = 2 \frac{f_0}{c} \cdot \cos(\alpha) \cdot v$$

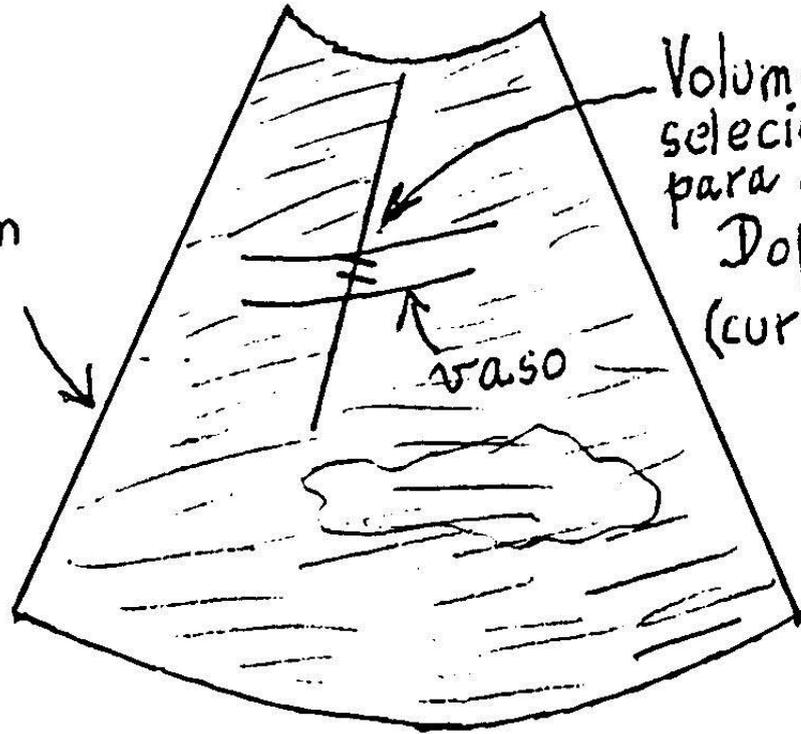


Velocidade absoluta ?

- Como obter o ângulo de incidência ?

Modo duplex

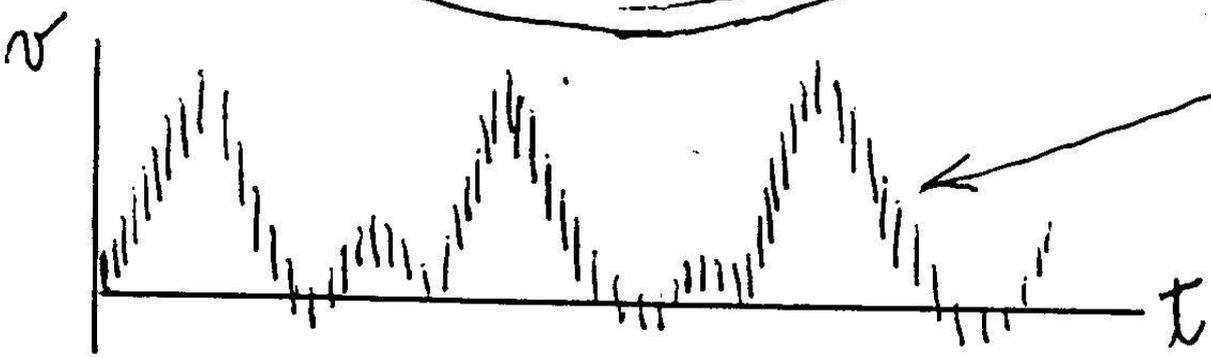
Imagem em modo-B



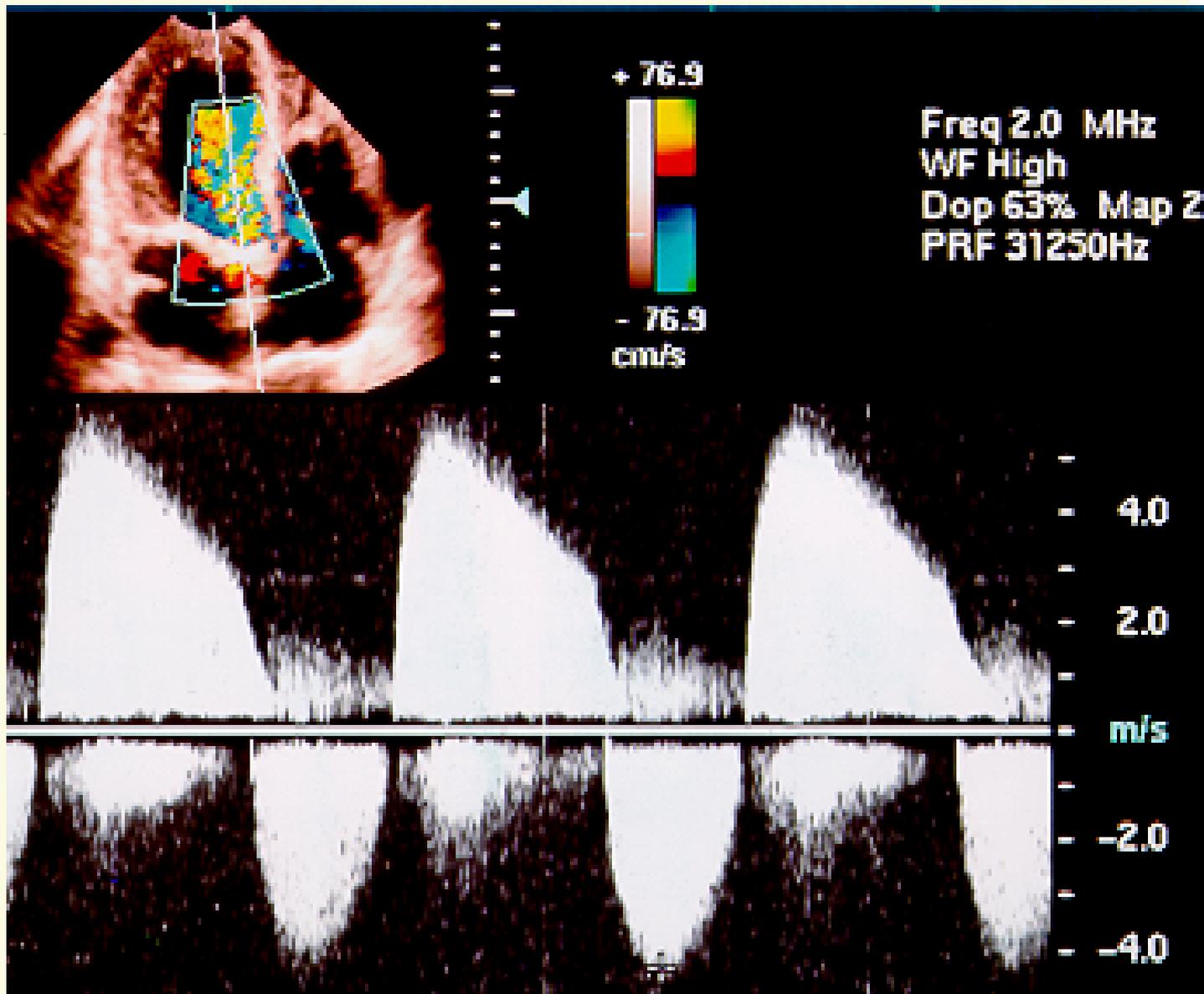
Volume selecionado para análise Doppler (cursores)

vaso

Monitor



Traço espectral



Ultra-som: degradação



Caract. do transdutor $B(t)$

Atenuação no caminho $A(t)$

Espalhamento $E(t)$

Ruído : speckle

$$S(t) = T(t) \otimes B(t) \otimes A(t) \otimes E(t)$$

$$\frac{S(f)}{T(f)} = B(f) \cdot A(f) \cdot E(f)$$

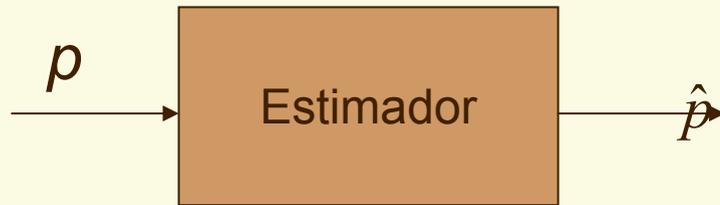
Ruído em Ultra-som

Speckle

- interferência entre ecos



ruído Speckle



- Ruído dependente do sinal
- Amplitude dos envelopes: Rayleigh e distr. K (baixo)
- Imagens: compressão por log()
pdf: dupla exponencial (Fisher-Tippet)

Filtro simples tipo Wiener (local):

$$\hat{p} = \bar{p} + \alpha \cdot (p - \bar{p})$$

$$\alpha = \frac{\text{var}(p)}{\bar{p}^2 \cdot \text{var}(p) + \text{var}(\text{ruído})}$$

Ruído em US

Amplitude em US

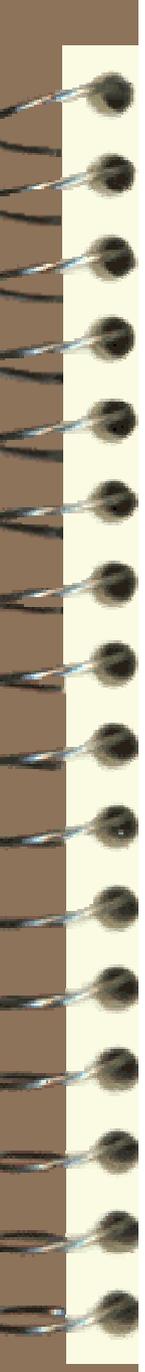
- Alta densidade de espalhamento
 - Distribuição de Rayleigh
- Baixa densidade
 - distribuição K

$$\text{Prob} (p) = \frac{p}{\sigma^2} \exp\left(-\frac{p^2}{2\sigma^2}\right)$$

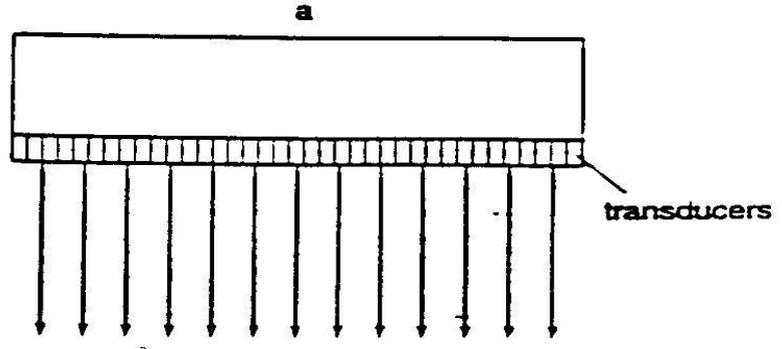
Imagem c/ compressão log

- pdf: Fisher-Tippet (dupla exponencial)

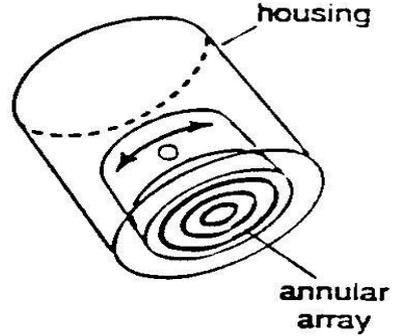
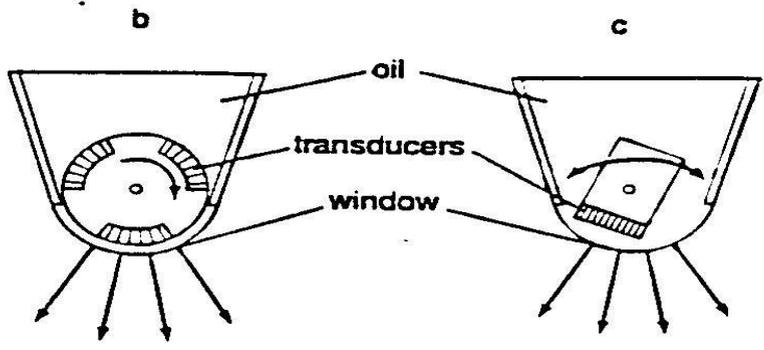
Transdutores



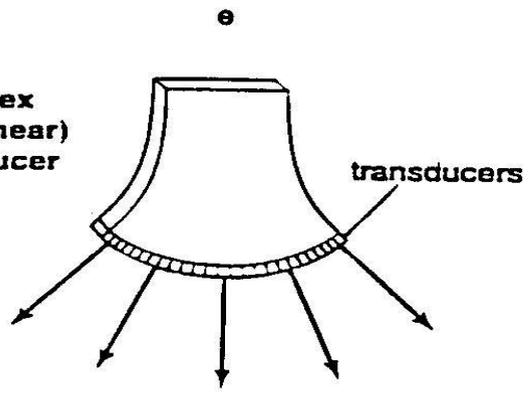
Linear array transducer



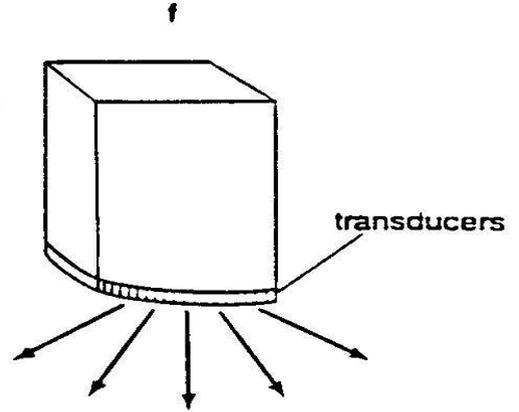
Mechanical transducers



Convex (curvilinear) transducer



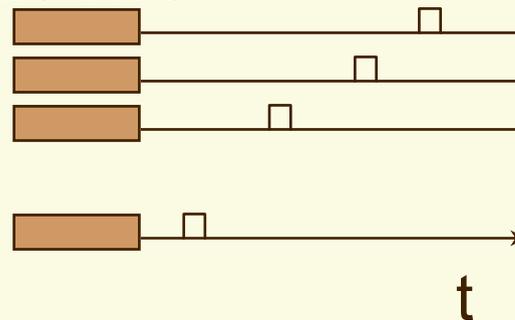
Phased array sector transducer



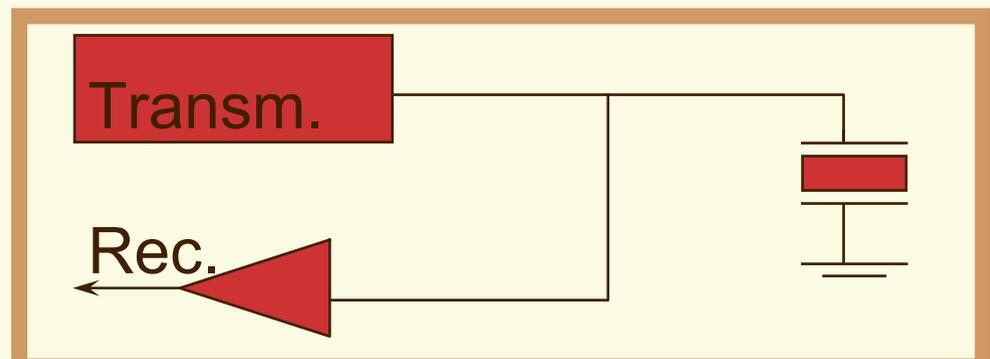
Ultra-som: transdutores

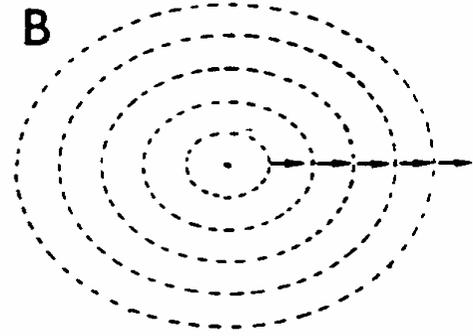
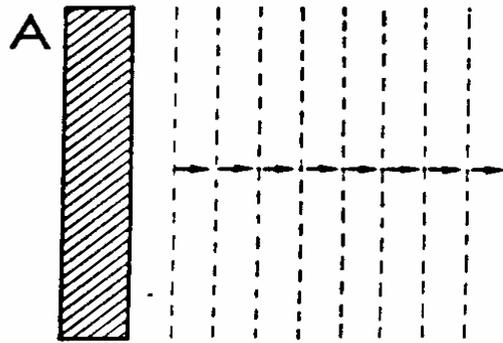
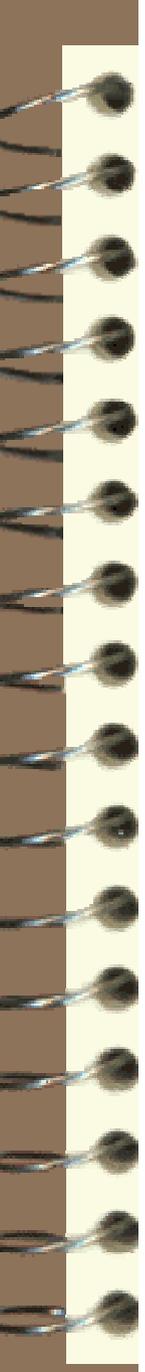
phased-arrays

- focar (guiar) região
- diferentes geometrias

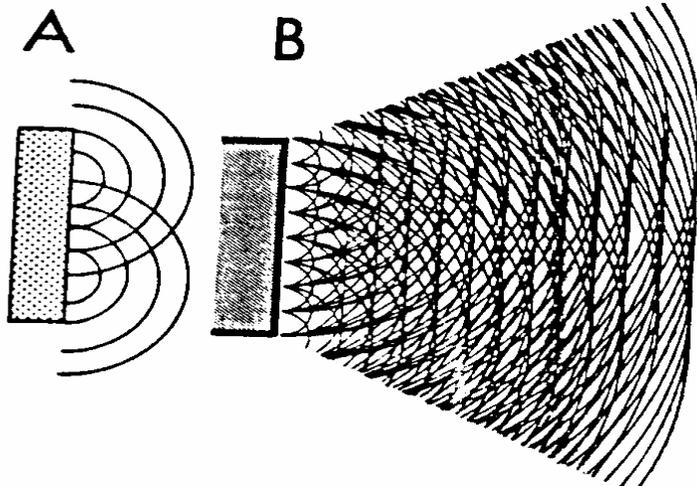


● Foco





(a)



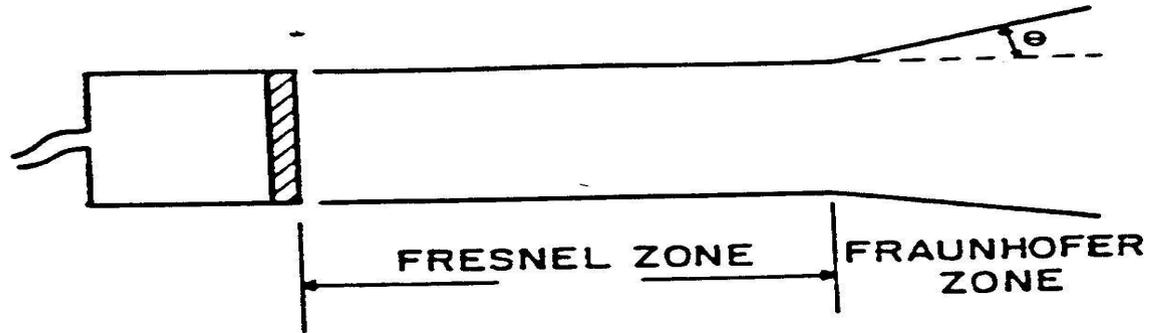
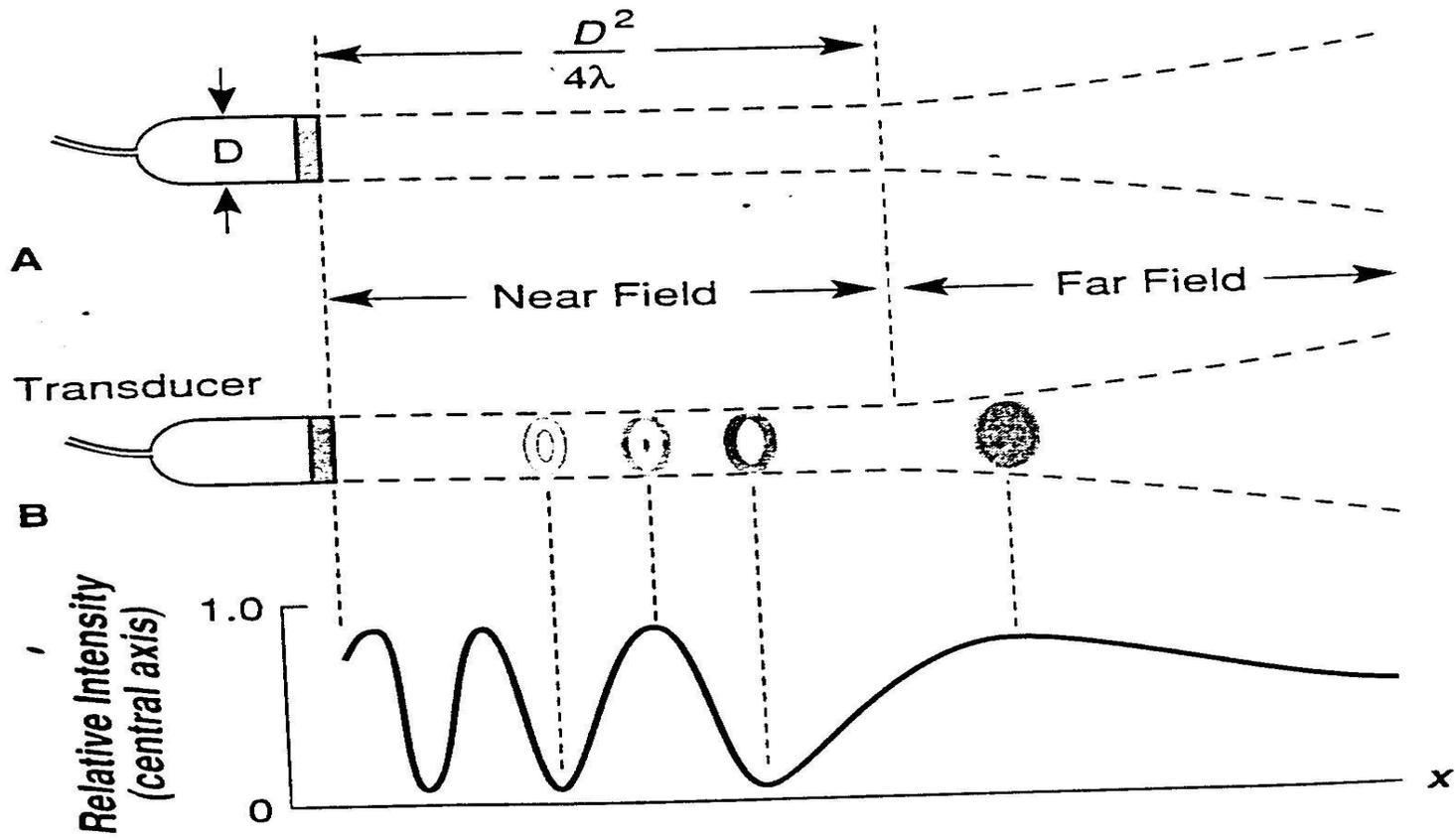


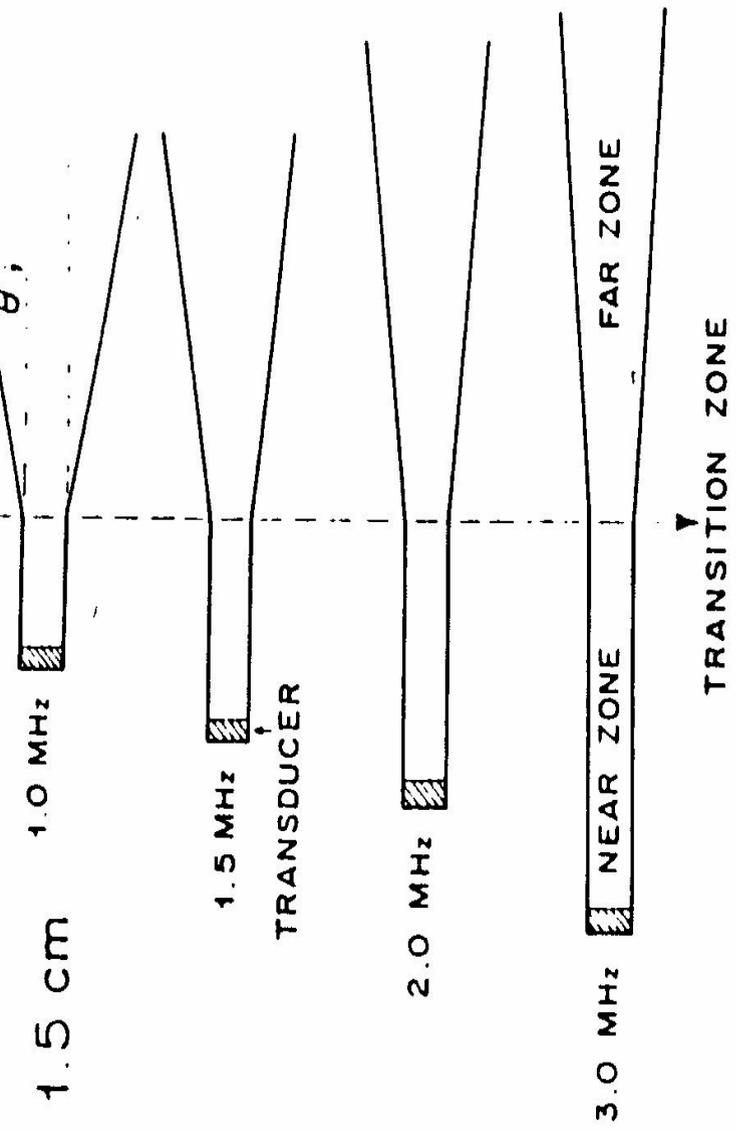
Figura 11 - Divergência de um feixe de US na região de Fraunhofer. O ângulo θ é o ângulo de divergência de Fraunhofer



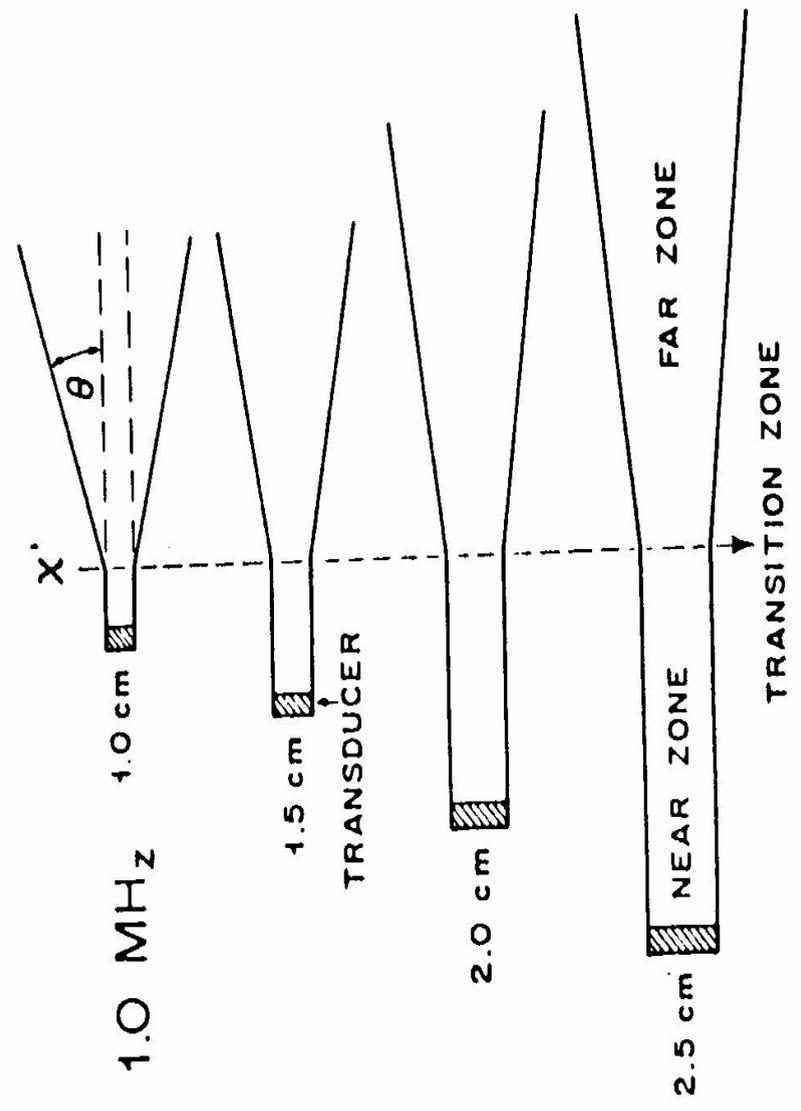
zona de Fresnel

 Para que um objeto seja "visível" pelo transdutor, ele precisa estar localizado na zona de Fresnel ou zona próxima.

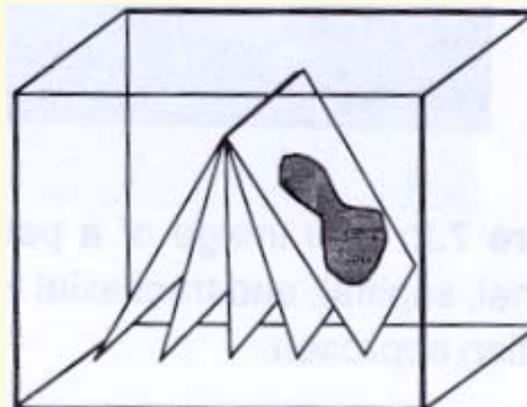
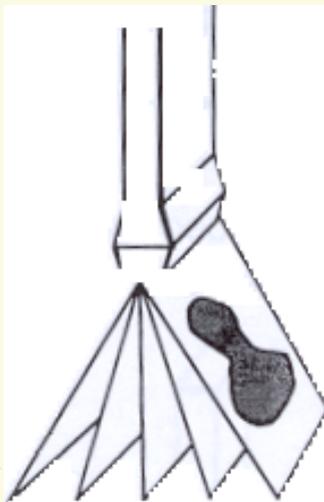
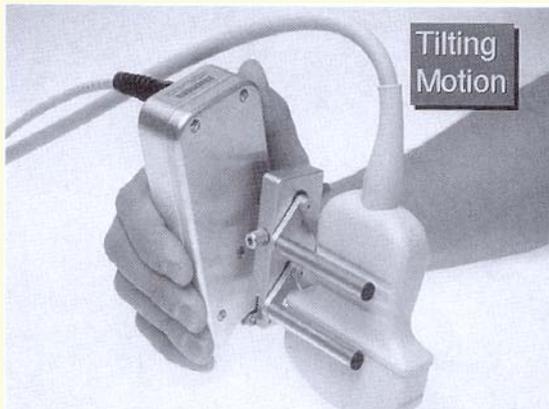
- deve-se diminuir a espessura do cristal para aumentar a sua "profundidade de campo", ou, alternativamente,
- aumentar o diâmetro D do cristal.

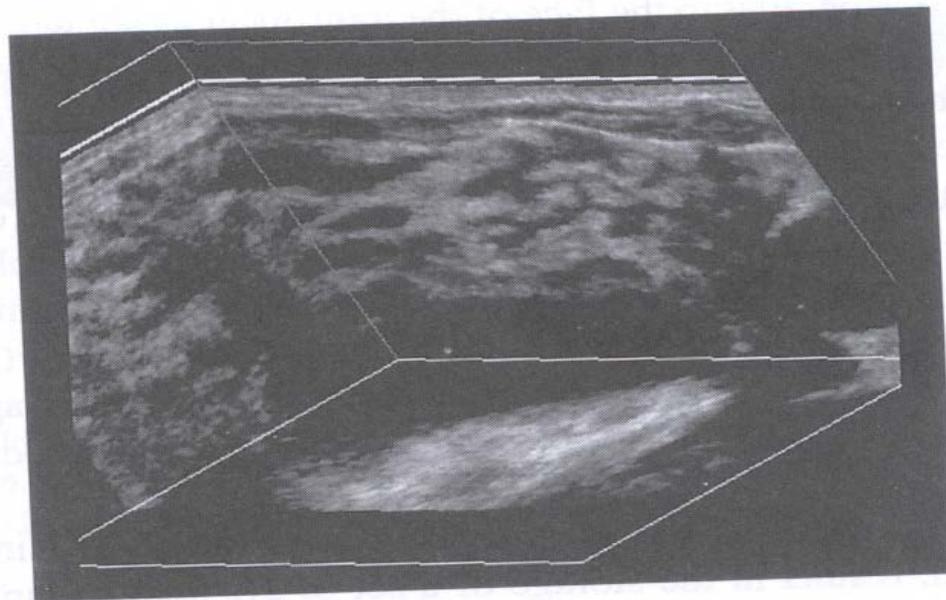


(a)



Ultra-som 3D: varr. Mec. tilt

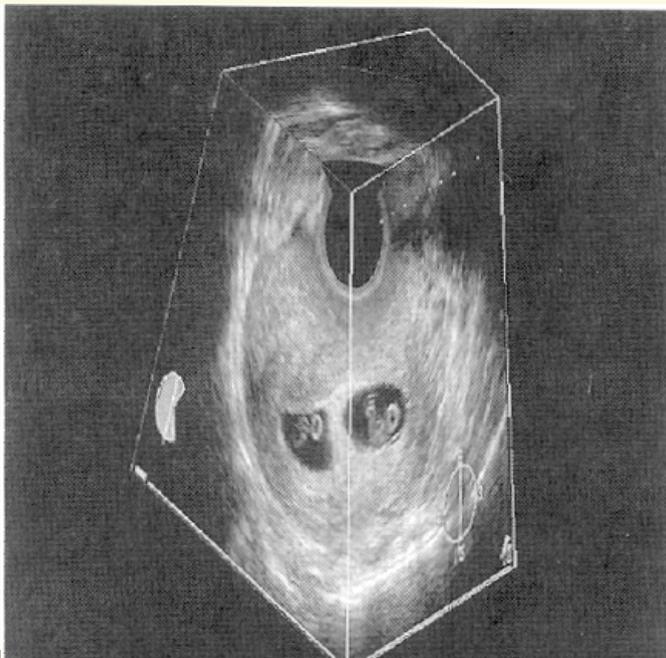
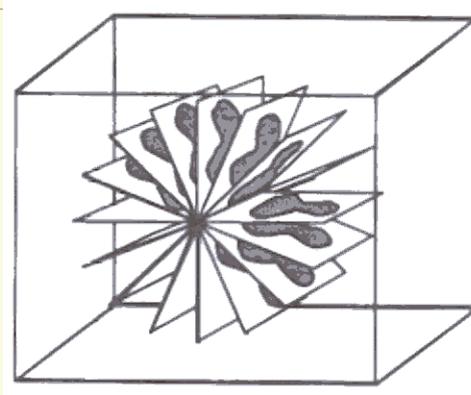
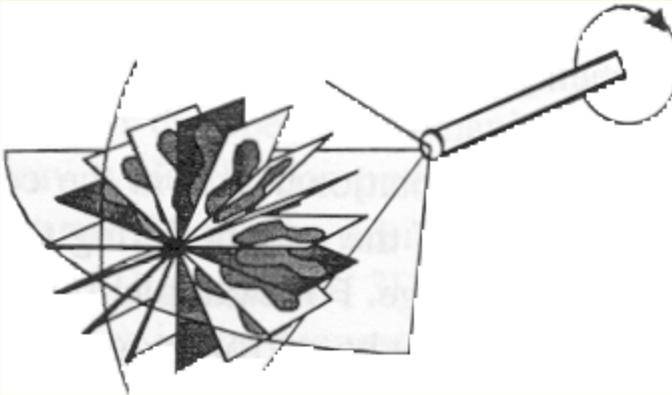




(c)

Figure 7.3: (a) Photograph of a tilt scanning mechanical assembly with a curvilinear transducer in place. (b) Schematic diagram showing the tilting scanning approach, in which a series of 2D images are collected as the transducer is tilted and then reconstructed into a 3D image. (c) 3D image of a patient with a poly-cystic breast. The image was obtained using the tilt scanning approach.

Scan rotacional



Three-dimensional image of a pregnant uterus with twins. The image has been "sliced" to reveal the two gestational sacs. This image was obtained by means of the **rotational scanning** approach using an endfiring endovaginal transducer (SPIE pres, Med Imag I).

Visualização 3D

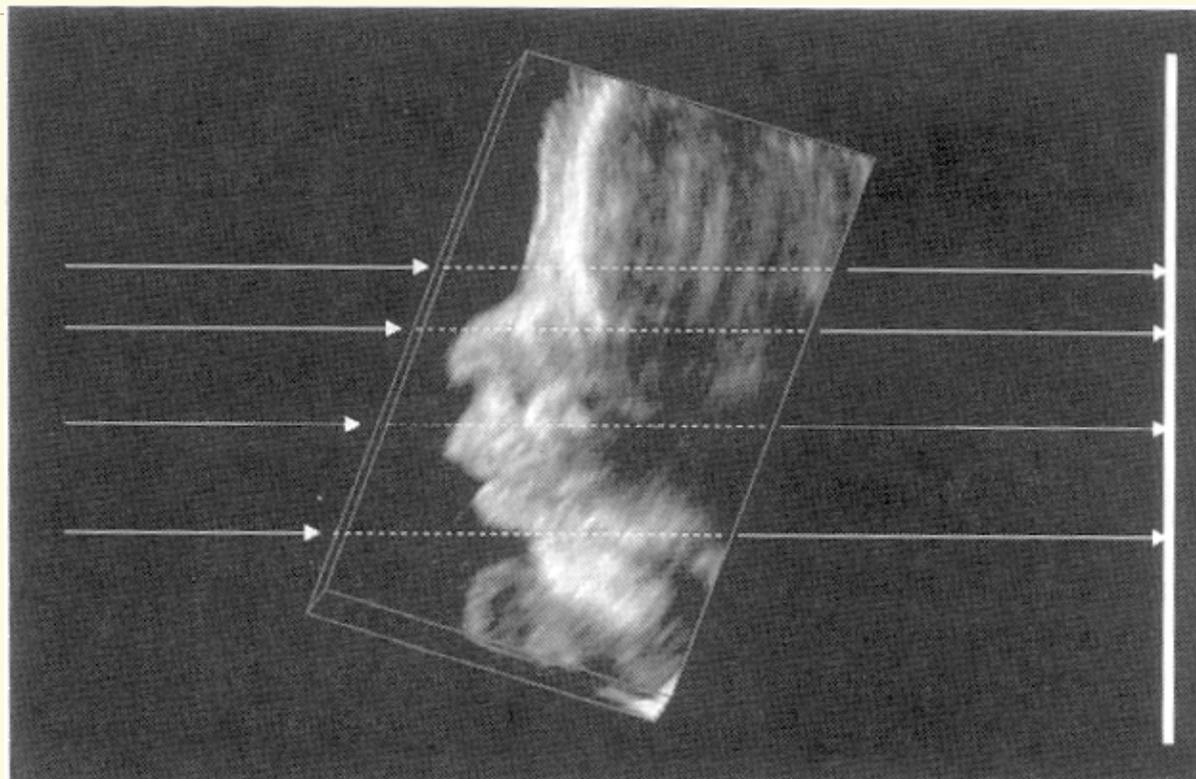
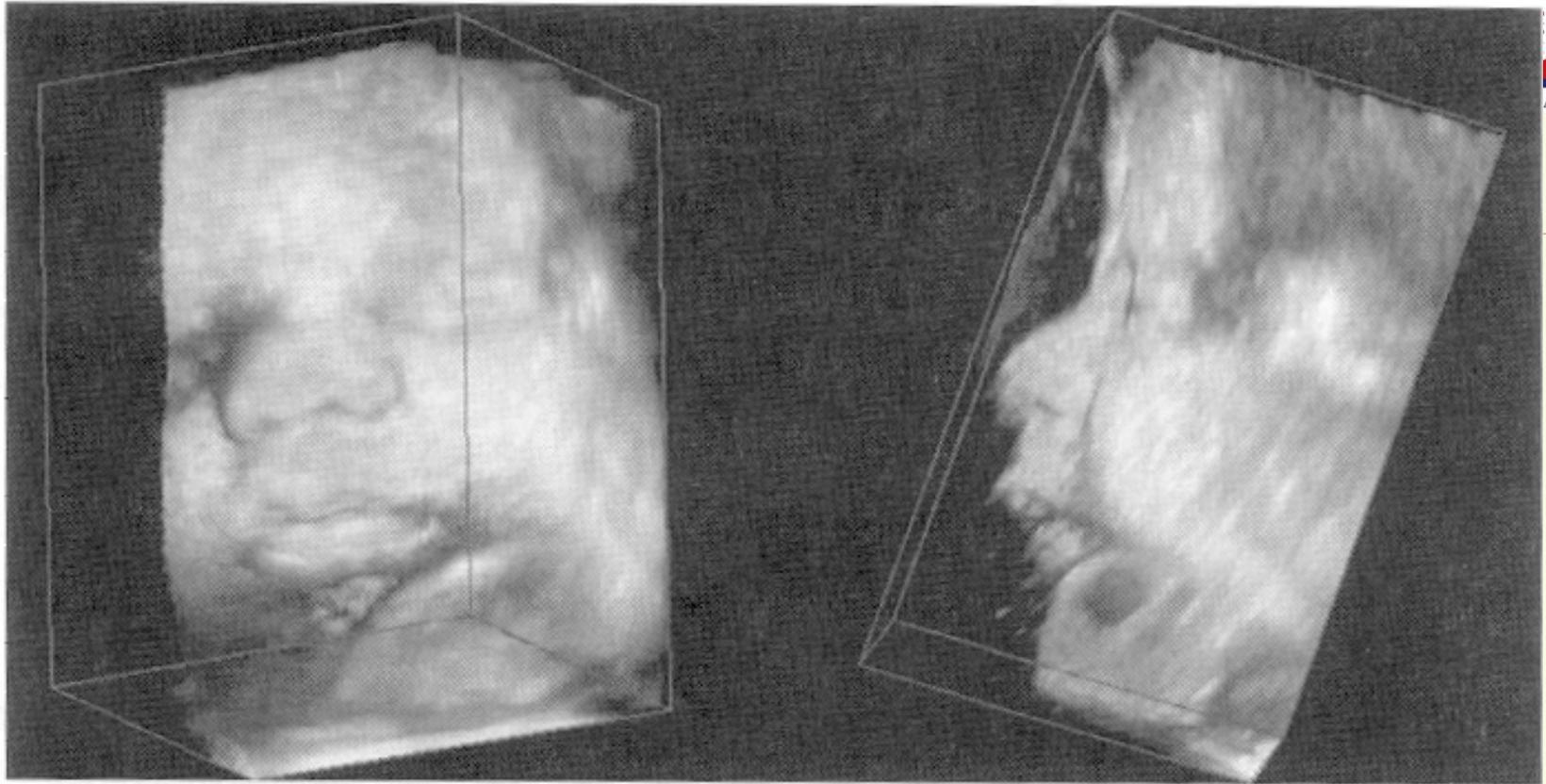
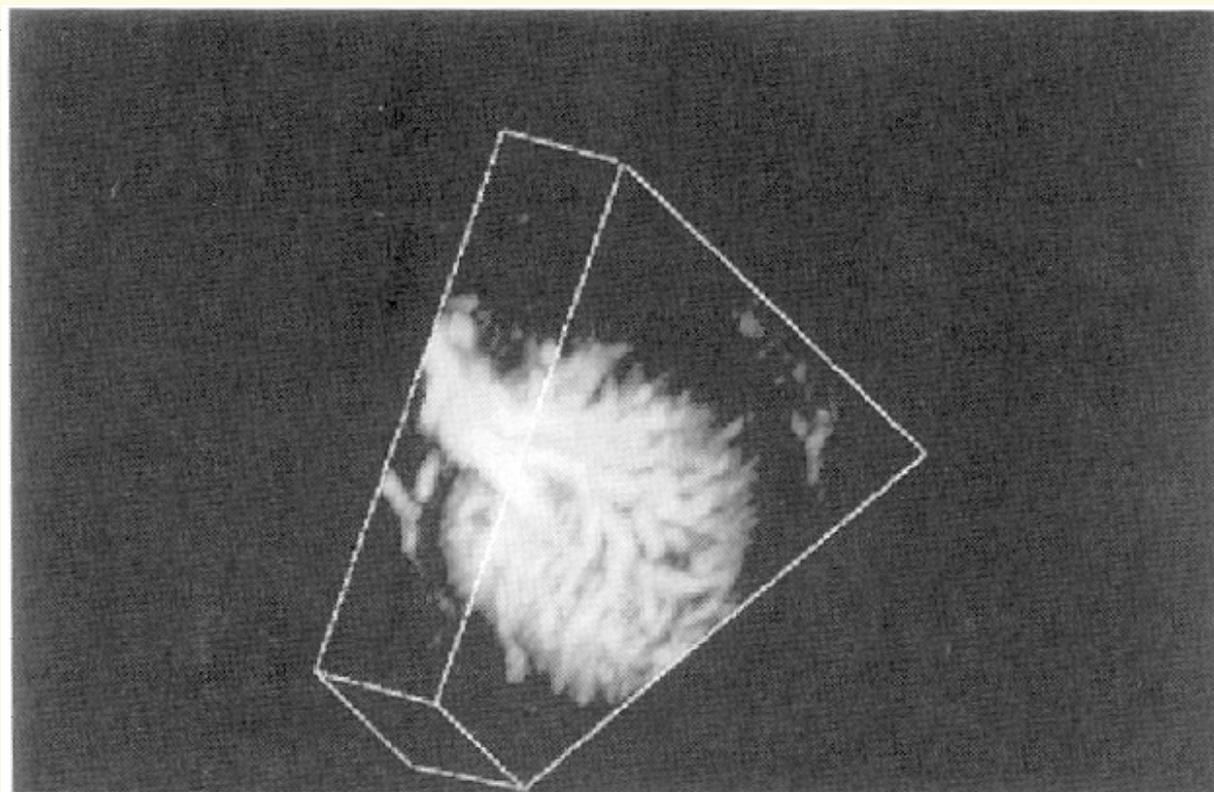


Image showing the **ray-casting approach**. An array of rays are cast through the 3D image projecting the 3D image onto a plane producing a 2D image. The rays can be made to interact with the 3D image data in different ways to produce different types of renderings (SPIE Press, Med Imag. I).



The 3D image of the fetal face has been rendered using a translucency-rendering algorithm with the ray-casting approach. In this image, the amniotic fluid has been made transparent, and tissues have been made transparent or opaque depending on the voxel intensity (SPIE Press, Medical Imaging).

Visualização 3D: MIP



The 3D image of the kidney has been rendered using a **MIP** {**maximum intensity projection**) algorithm with the ray-casting approach

Ultra-som: aplicações

 Estudo de estruturas dinâmicas em uma determinada posição.

- válvulas cardíacas no modo M

 Cortes tomográficos 2D

- cardíaca
- fetal
- abdominal, ...

Ultra-som: aplicações

Mapeamento colorido de fluxo (duplex)

- codificação do fluxo (doppler) em cores
- sobreposição em imagens 2D
- curva temporal do fluxo

Fluxo turbulento, refluxo, perfil de velocidade

Contraste p/ US: micro-bolhas

IVUS - Intra Vascular Ultra Sound

Aplicações Clínicas

- Definição anatômica
- Determinação das dimensões das cavidades, volume, massa ventricular
- Avaliação da função ventricular (índices de ejeção)
- Análise da contratilidade segmentar (doenças isquêmicas)

Aplicações Clínicas

-  Detecção de trombos, tumores cardíacos
-  Valvopatias
-  Aortopatias
-  Miocardiopatias
-  Pericardiopatias
-  Obstruções vasculares

Aplicações Clínicas

- 📄 Avaliação da função sistólica do VE:
 - qualitativa
 - semi-quantitativa
 - quantitativa (fração de encurtamento, fração de ejeção, método bidimensional)

- 📄 Avaliação da função diastólica

Aplicações Clínicas -Doppler

Estimativa do Gradiente de pressão:

$$\Delta P = 4.V^2 \text{ (Equação de Bernoulli simplificada)}$$

Estimativa da área efetiva de um orifício estenótico

Pressure-Half Time (PHT), Equação de Continuidade

Volume regurgitante, fração regurgitante

Aplicações Clínicas - Doppler

- Estenoses valvares (estimativa da área valvar, gradiente transvalvar)
- Insuficiências valvares
- Shunt intracavitário (CIA, CIV, PCA)
- Avaliação da função do VE
- Cálculo da relação de fluxo entre a circulação pulmonar e sistêmica

Aplicações Clínicas

- 📄 Detecção de shunts intracardíacos
- 📄 Melhora do sinal Doppler (quantificação das disfunções valvares)
- 📄 Definição da cavidade ventricular
- 📄 Perfusão miocárdica

Eco Contraste

📄 Tipos de contraste (solução salina agitada, PESDA, Levovist)

📄 Imagem Harmônica Intermitente

HDI
5000

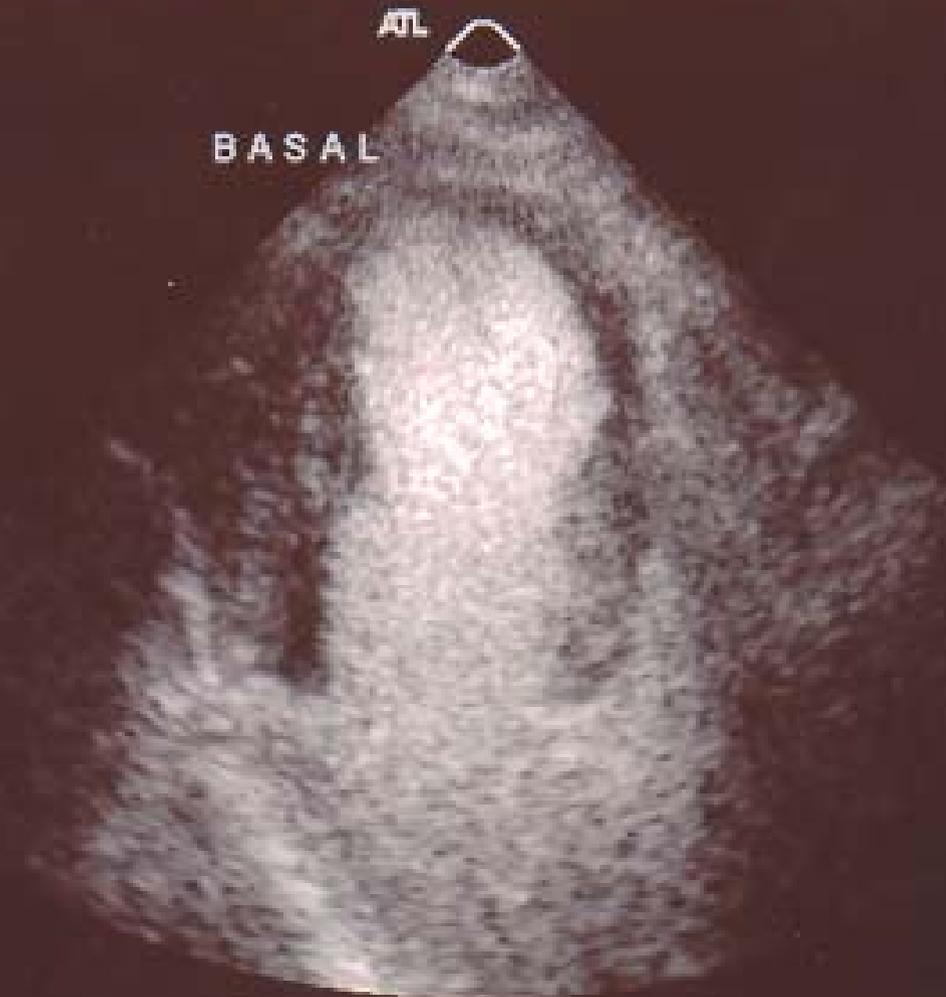
IRENE INACIO ARCA
INCOR - S.P. BRASIL

99/06/01:13:22
P4-2 CCST/CAIO

01 Jun 99
14:26:33

TIs 0.3 MI 10
12.7cm

Map 3
150dB/C3
Persist Low
Fr Rate Low
2D Opt:Hrm 1



67
BPM

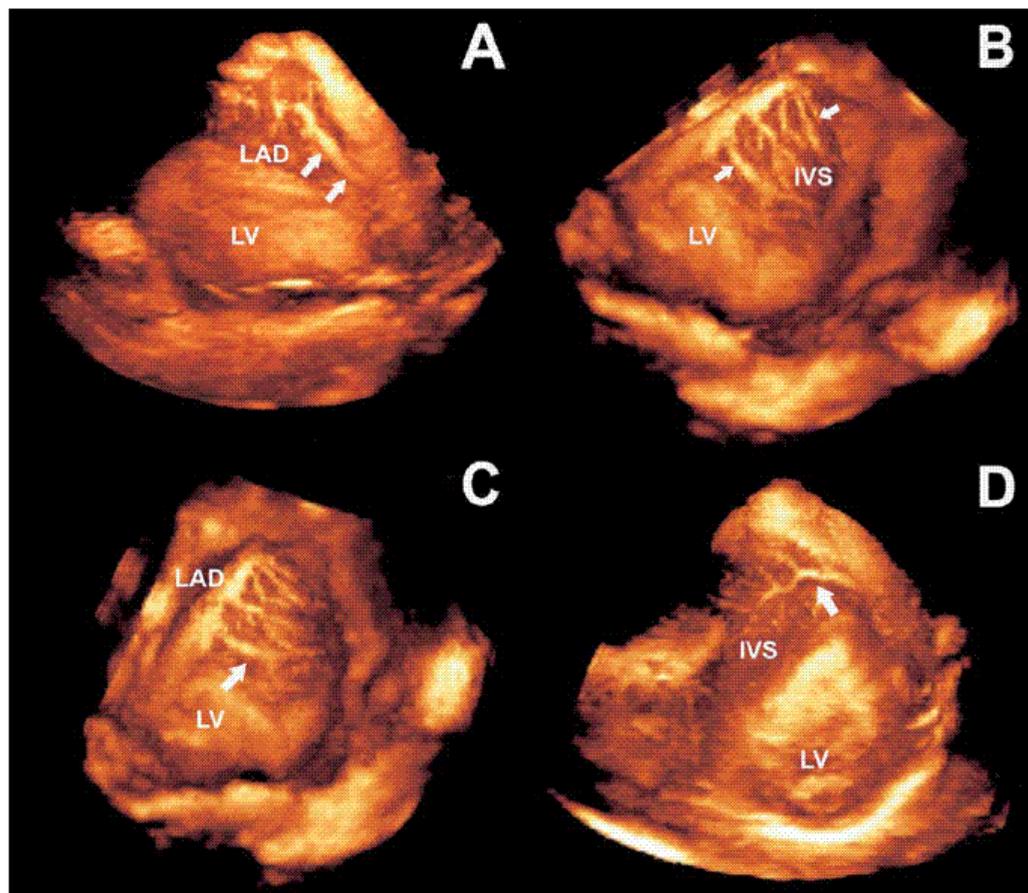
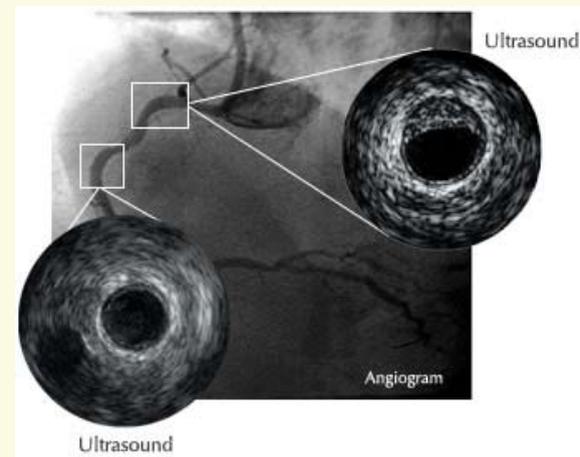
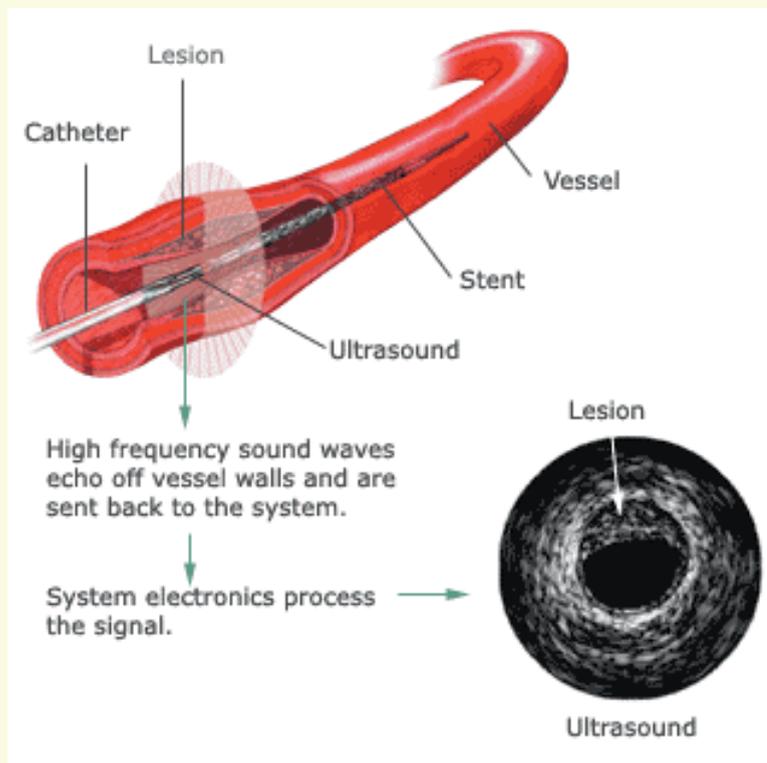
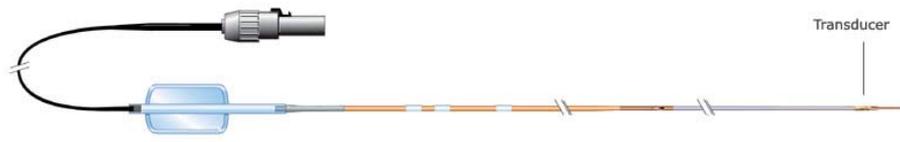


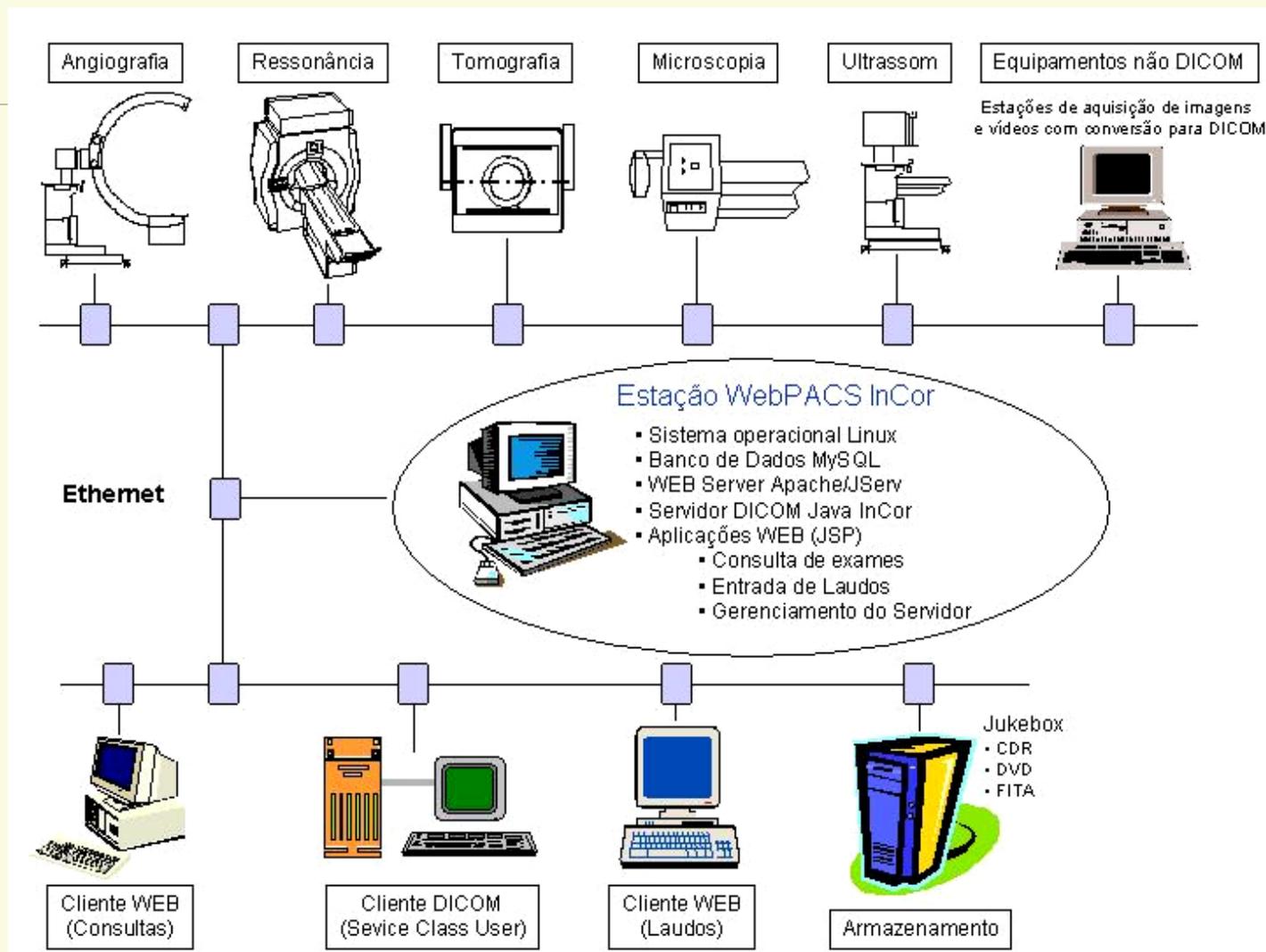
Fig. 1.5 – Perfução cardíaca de um paciente com hipertrofia cardiomiopática utilizando Ecocardiografia tridimensional e contraste de microbolhas. Ramo descendente da artéria coronária esquerda (LAD) desde sua origem na artéria coronária esquerda (em A), os ramos de penetração no septo interventricular (IVS) (em B e C) e suas ramificações até o miocárdio (em D).

IVUS

IVUS Diagnostic Catheter



PACS: Conectividade

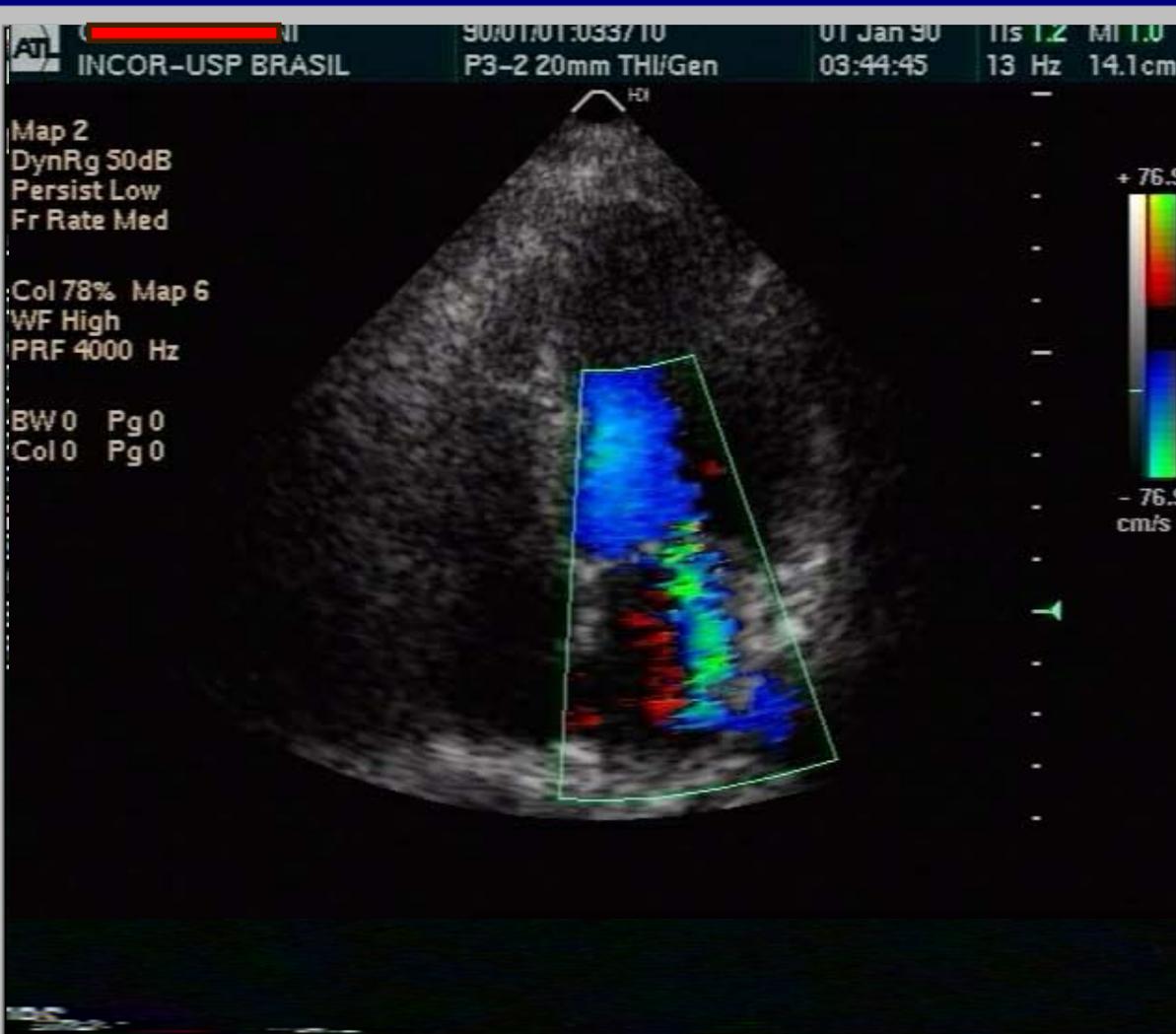




Informações sobre o Paciente
 Nome: NIVALDO
 RGHC: 5177011D

Ajuste do Tempo de Aquisição
 Tempo Máximo de Aquisição: segundos

Informações Diversas
 Study ID: 1605200219130
 Aquisição atual:
 Número de Séries Adquiridas: 0
 (Não há informações disponíveis no momento)



Aquisições

- Paraesternal Longitudinal 
- Apical Quatro Câmaras 
- Paraesternal Transversal 
- Apical Duas Câmaras 

- Doppler Mitral Dinâmico
 - Doppler VSVE Dinâmico
 - Doppler Tricuspídeo Dinâmico
 - Doppler Pulmonar Dinâmico
-

Comparação de modalidades?

 Medicina Nuclear

 Ressonância Magnética

 Raio-X

Ultra-som

- ☐ Custo/benefício muito bom
- + Energia utilizada não é ionizante
- + Exames não são invasivos
- + Inerentemente tomográfico: dinâmica
- + Exames realizados pelos próprios médicos especialistas.
- Ruído do tipo speckle (interferência de ondas)
- Informações não são metabólicas, ou fisiológicas