

Equipamentos de Imagiologia Médica

2021/2022

Teresa Sousa

Aula 9

Imagem por ultrassons

Princípios físicos

Ecografia

Ecodoppler

Imagem por ultrassons

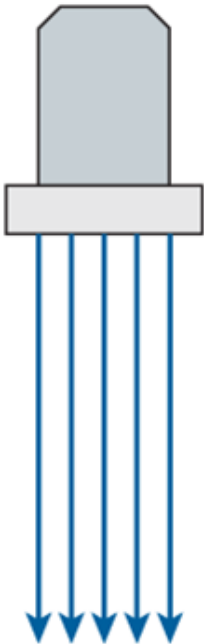
Ecografia

- Transdutores com matriz de elementos

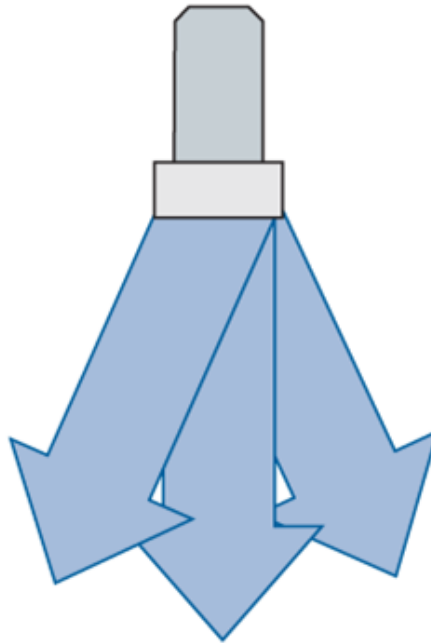
Transdutores com matriz de elementos

Configurações principais

Linear sequenced



Phased array



As matrizes de elementos piezoelétricos permitem direcionar eletronicamente o feixe de ultrassom através do paciente com o transdutor numa posição fixa.

São usados sistemas eletrónicos sofisticados para produzir um foco que muda dinamicamente durante a transmissão do impulso e a receção de sinal, o que resulta numa elevada resolução espacial.

Existem dois tipos principais destes transdutores:
os lineares e os faseados.

Source: Reichman EF: *Emergency Medicine Procedures*,
Second Edition: www.accessemergencymedicine.com
Copyright © The McGraw-Hill Companies, Inc. All rights reserved.

Transdutores com matriz de elementos

Configurações principais



Existem transdutores de ultrassom com diferentes formas, tamanhos e capacidades. Isso ocorre porque são necessárias especificações diferentes para manter a qualidade da imagem em diferentes partes do corpo.

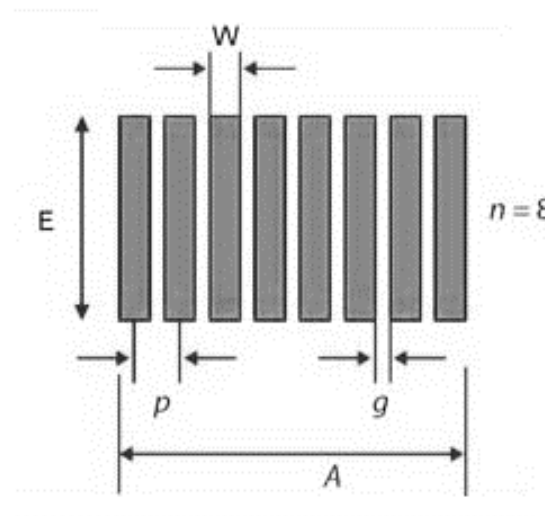
Transdutores com matriz de elementos

Transdutor linear sequencial

Consideremos um elemento (cristal) piezoelétrico



repartido em várias partes iguais.



A : Active aperture

g : Internal element spacing

W : Element width

p : Elementary pitch

E : Elevation

n : Number of elements in the PA probe

Active aperture : $A = n \times p$

Precise active aperture : $A = (n - 1) \times p + W$

Uma matriz linear consiste num grande número, tipicamente 128 a 512, de pequenos elementos piezoelétricos com formato retangular.

Os diversos elementos não são focados e são independentes – isolados mecanicamente e eletricamente dos seus vizinhos.

Transdutores com matriz de elementos

Transdutor linear sequencial

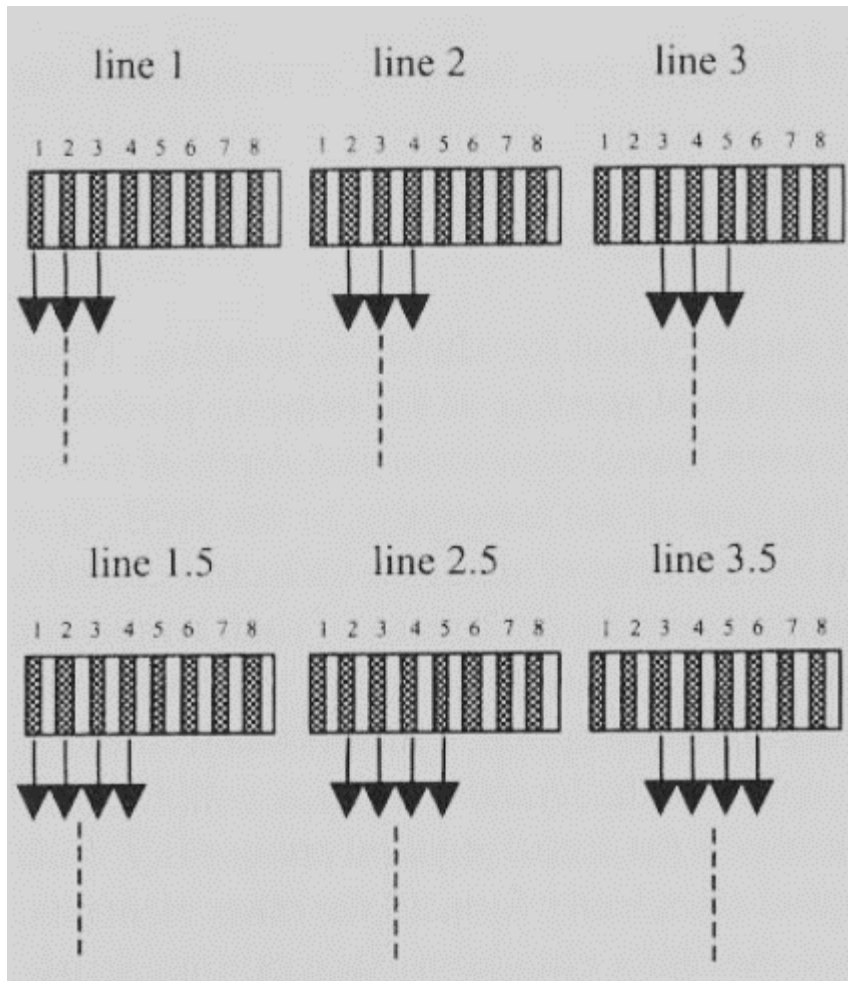


Pequenos grupos de elementos piezoelétricos são ativados por impulsos de tensão independentes para produzir um varrimento por feixes de ultrassom. Para fornecer um grau de focagem, cada grupo é estimulado em momentos ligeiramente diferentes.

A imagem obtida apresenta um campo de visão aproximadamente retangular.

Transdutores com matriz de elementos

Transdutor linear sequencial



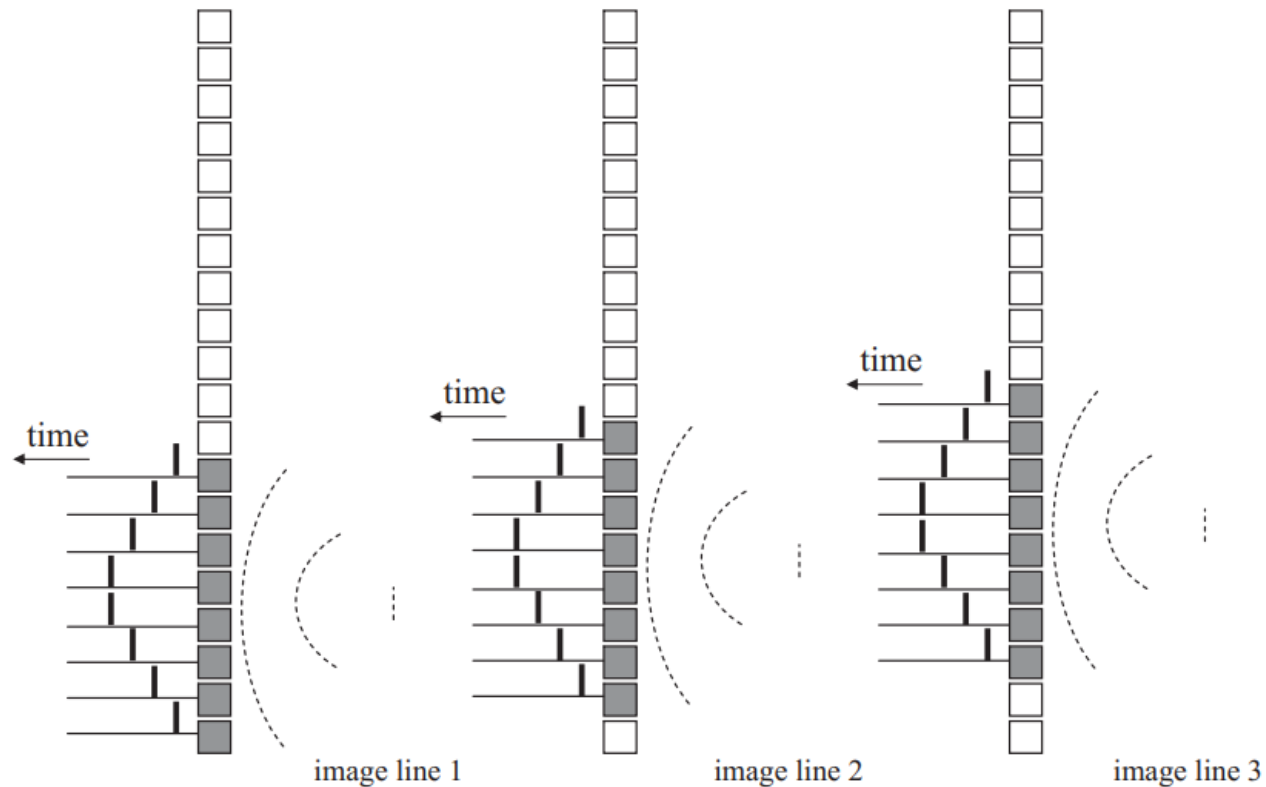
Assim que os ecos gerados pelo primeiro feixe são adquiridos, um segundo feixe é emitido aquando a ativação de um subconjunto de elementos diferente. A estimulação dos elementos ocorre de forma sequencial até que todos os grupos tenham sido ativados.

Se um número par de elementos for usado para cada grupo, o processo poderá ser repetido usando a excitação de um número ímpar de elementos para produzir pontos focais em locais entre aqueles adquiridos anteriormente.

Dessa maneira, podem ser adquiridas praticamente duas vezes mais linhas de varredura do que o número de elementos existentes.

Transdutores com matriz de elementos

Transdutor linear sequencial



Para fornecer um certo grau de focagem, os elementos individuais dentro de cada subgrupo são estimulados em momentos ligeiramente diferentes, com os mais exteriores a serem ativados primeiro e os mais internos após um certo atraso.

Este desfasamento produz uma frente de onda curva que se concentra num ponto focal.

No entanto, mantém-se o compromisso entre grau de focagem e profundidade de campo.

Transdutores com matriz de elementos

Transdutor linear faseado

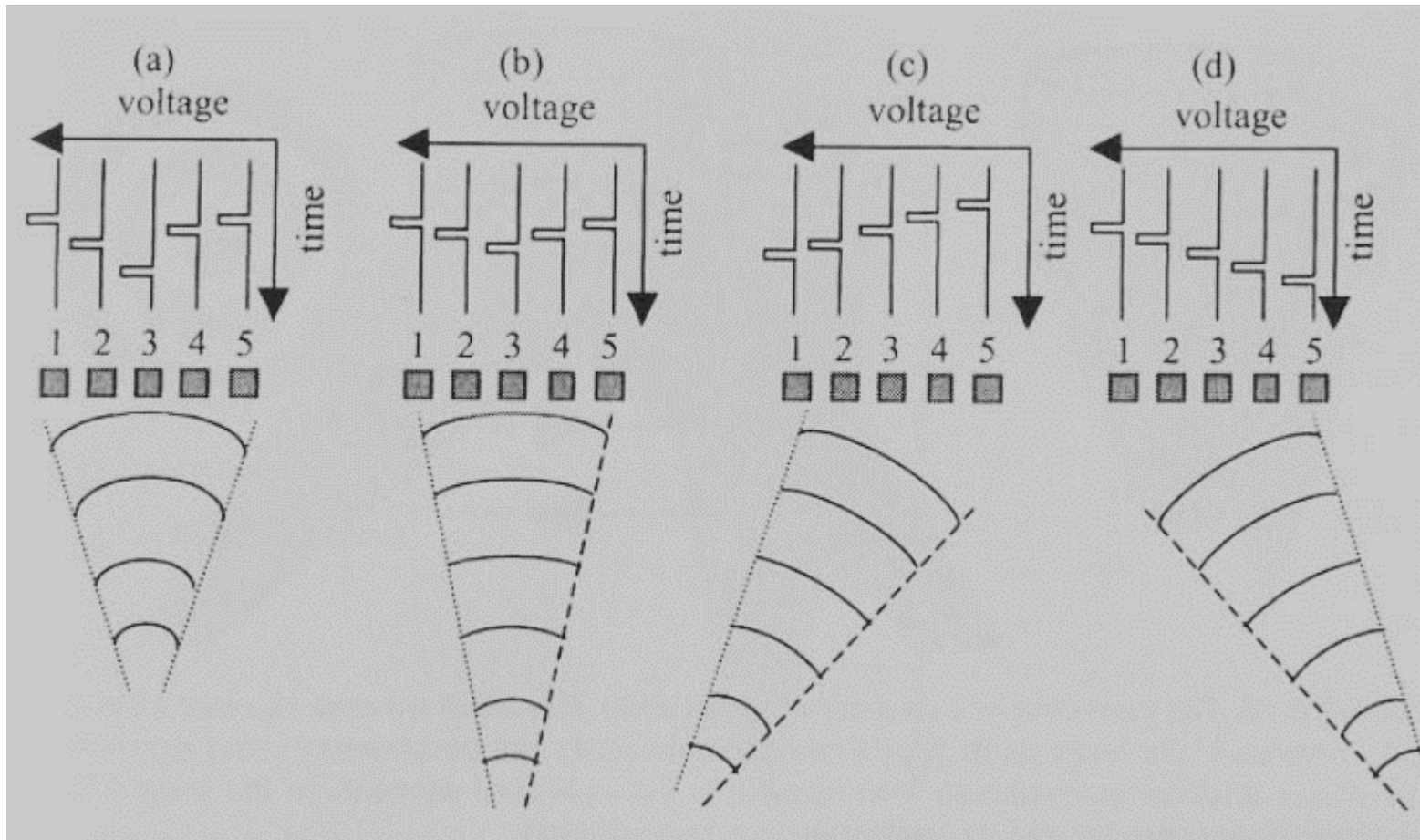


As matrizes faseadas são bastante menores que as matrizes lineares sequenciais e com um menor número de elementos.

São amplamente usadas em aplicações nas quais existe uma pequena janela acústica. Um das aplicações é, portanto, a imagem cardíaca, onde é necessário evitar reflexo no osso.

Transdutores com matriz de elementos

Transdutor linear faseado

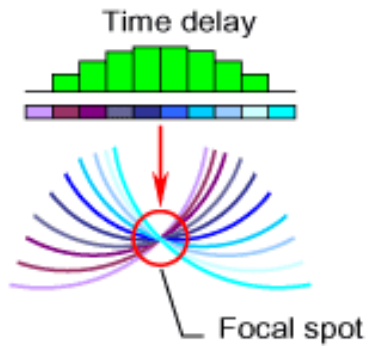
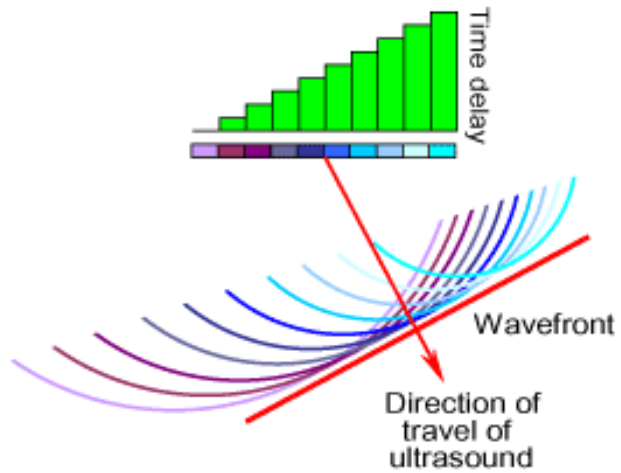


Calculando cuidadosamente os atrasos no tempo de ativação de cada elemento na matriz é possível obter uma interferência construtiva no local desejado (efeito aditivo das ondas em fase).

A manipulação calculada do desfasamento entre elementos permite focar e direcionar o feixe de ultrassons.

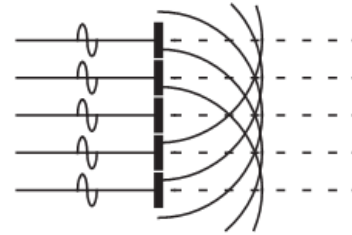
Transdutores com matriz de elementos

Transdutor linear faseado

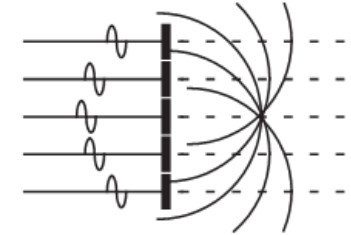


A combinação de direção e foco do feixe é, também, facilmente alcançável.

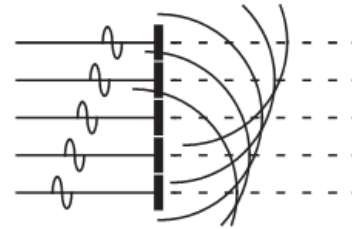
No phase delays



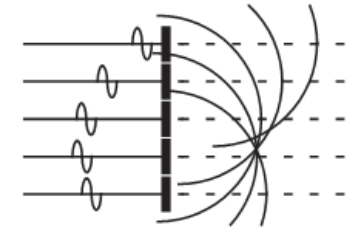
Phase delays for focusing



Phase delays for steering

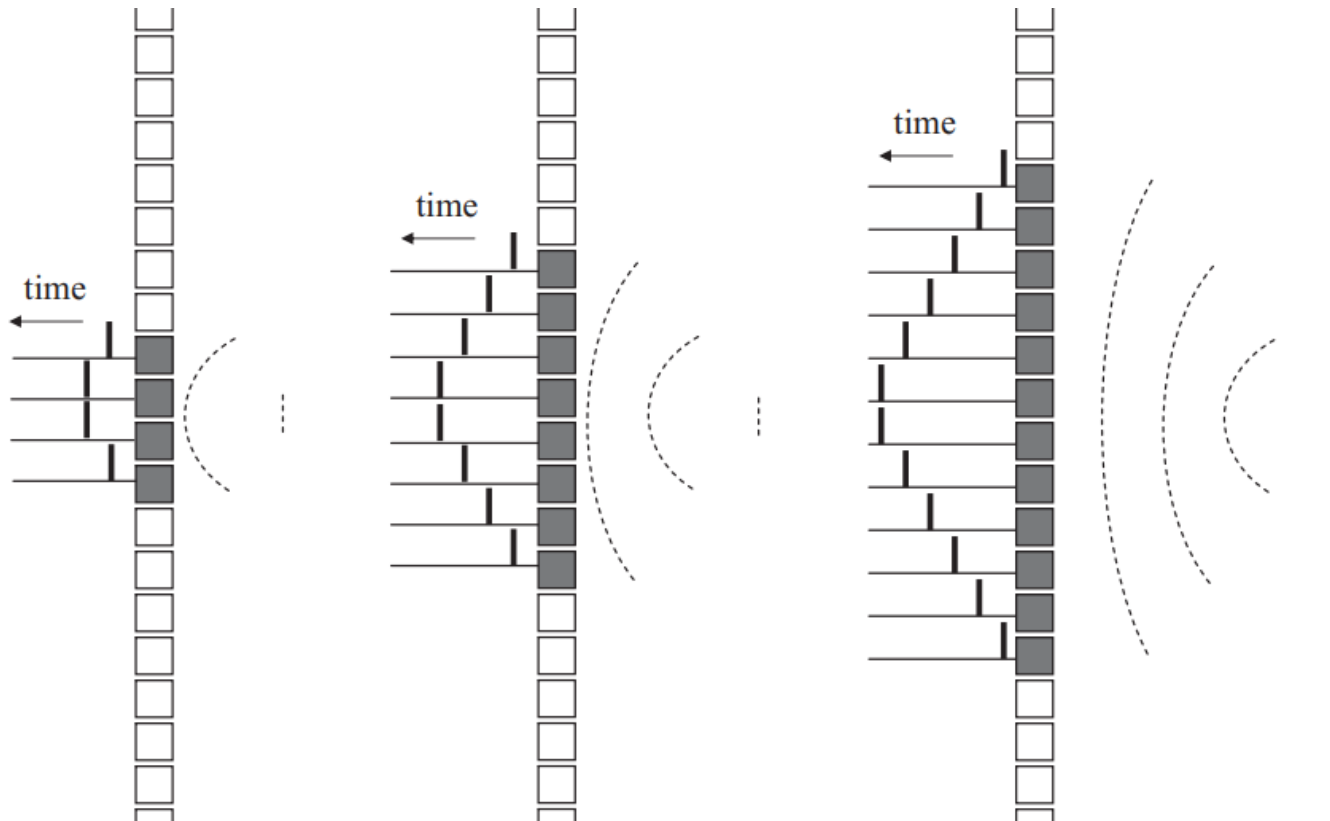


Phase delays for focusing and steering



Transdutores com matriz de elementos

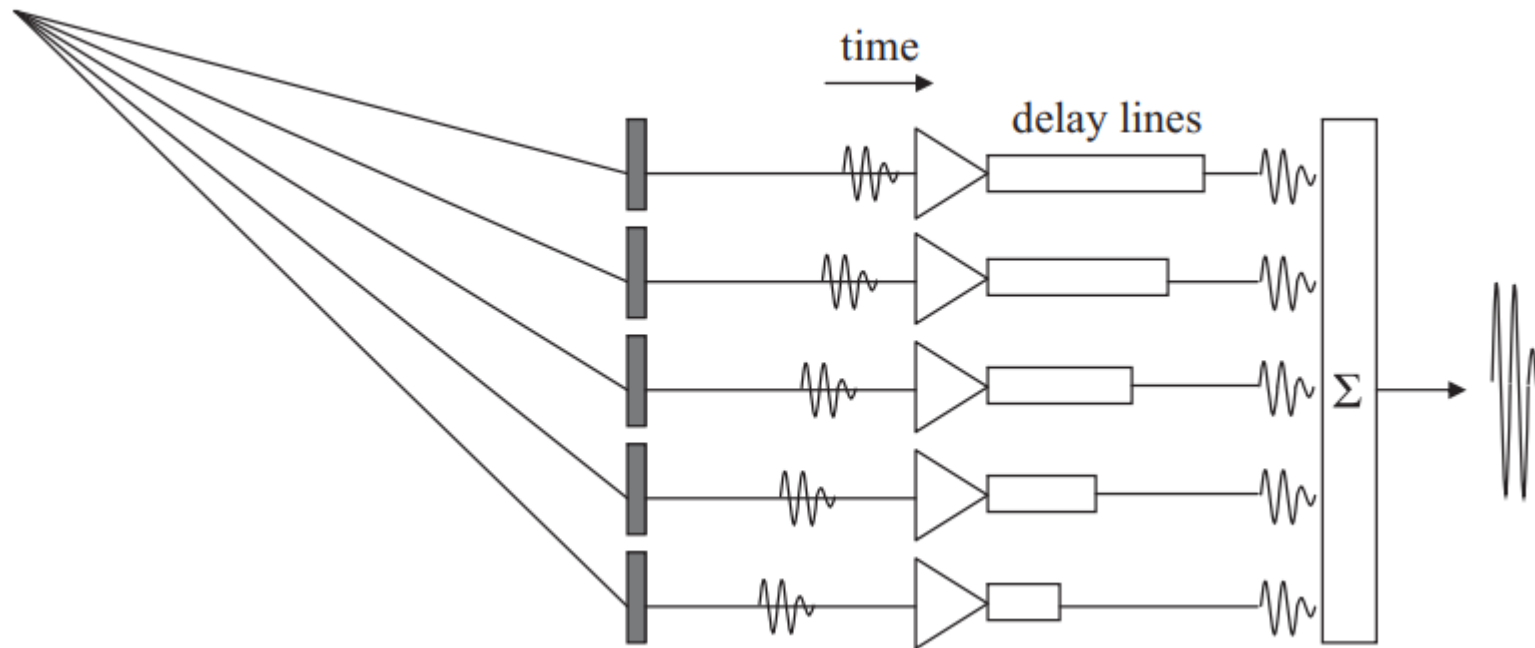
Transdutor linear faseado



Os transdutores faseados permitem uma **focagem dinâmica** – um número crescente de elementos é estimulado para ajustar o foco conforme a profundidade – não comprometendo assim a resolução lateral com o aumento da profundidade de campo.

Transdutores com matriz de elementos

Transdutor linear faseado - Beamforming



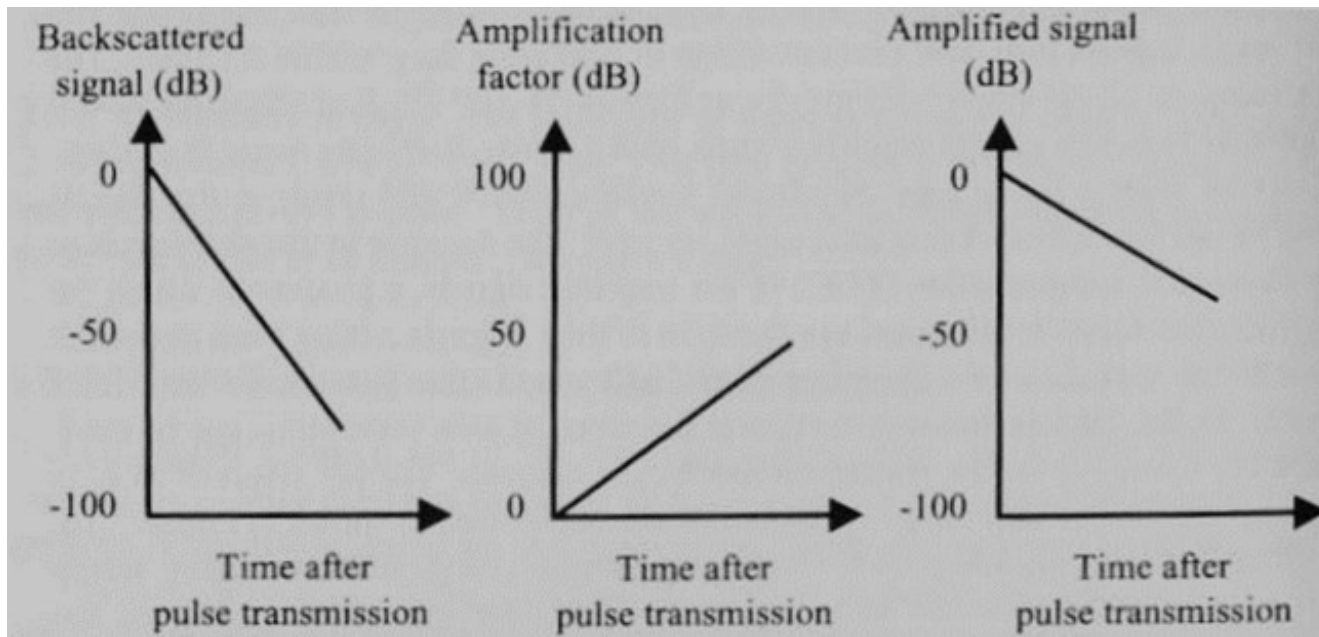
Os ecos individuais do ponto focal atingem cada elemento da matriz em momentos ligeiramente diferentes. A soma dos sinais neste ponto resultaria numa interferência parcialmente destrutiva e em perda de sinal.

Cada sinal é atrasado por um tempo inversamente proporcional à distância entre o ponto focal e o transdutor (processo inverso à focagem dinâmica e que compensa as diferenças de tempo aí introduzidas).

Depois de passar pelas várias linhas de atraso, os sinais agora estão em fase e, portanto, são somados para produzir o sinal máximo.

Transdutores com matriz de elementos

Compensação tempo-ganho (CGT)



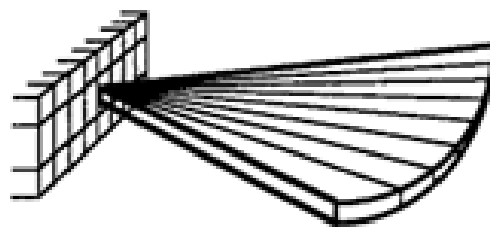
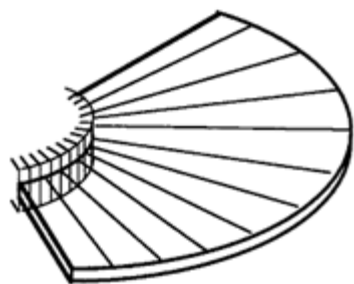
Os sinais que chegam ao amplificador têm uma grande variedade de amplitudes: sinais muito fortes devido, por exemplo, a reflexos nos limites de gordura/tecido próximos ao transdutor e sinais muito fracos devido a reflexos nos limites entre tecidos moles/tecidos moles em zonas mais profundos do corpo.

Os amplificadores não apresentam um ganho linear para sinais com faixa dinâmica maior que ~ 40 a 50 dB – nesta situação os sinais mais fracos seriam atenuados ou perdidos completamente.

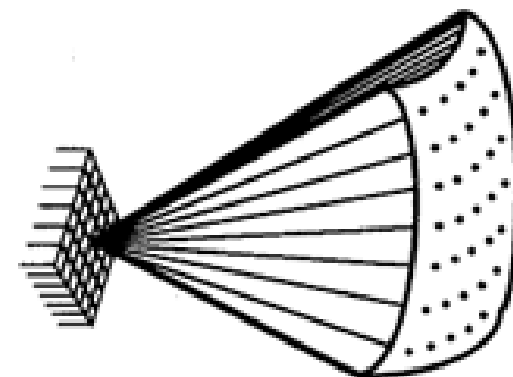
Time-Gain Compensation (TGC) - o fator de ganho aumenta em função do tempo. Os sinais decorrentes de estruturas próximas ao transdutor (ecos de retorno precoce) são amplificados por um fator menor do que os de profundidades maiores (ecos de retorno posteriores).

Transdutores com matriz de elementos

Sistemas convexos e multidimensionais

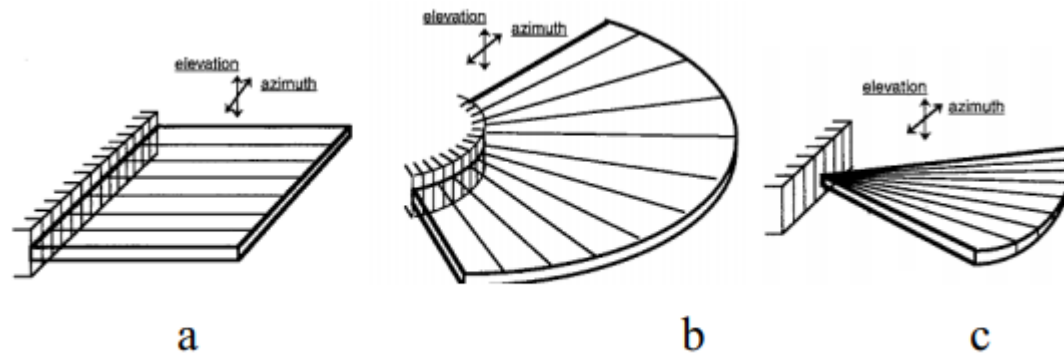


1.5D



2D

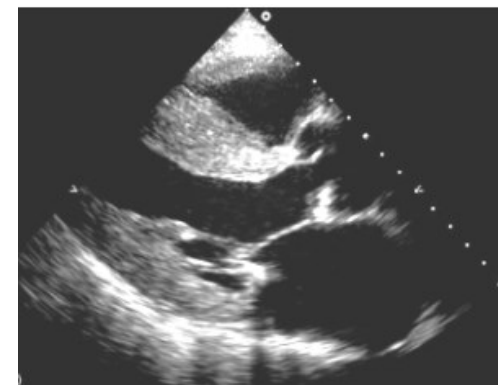
Qual dos transdutores permite a ecografia I? E a II?



I)

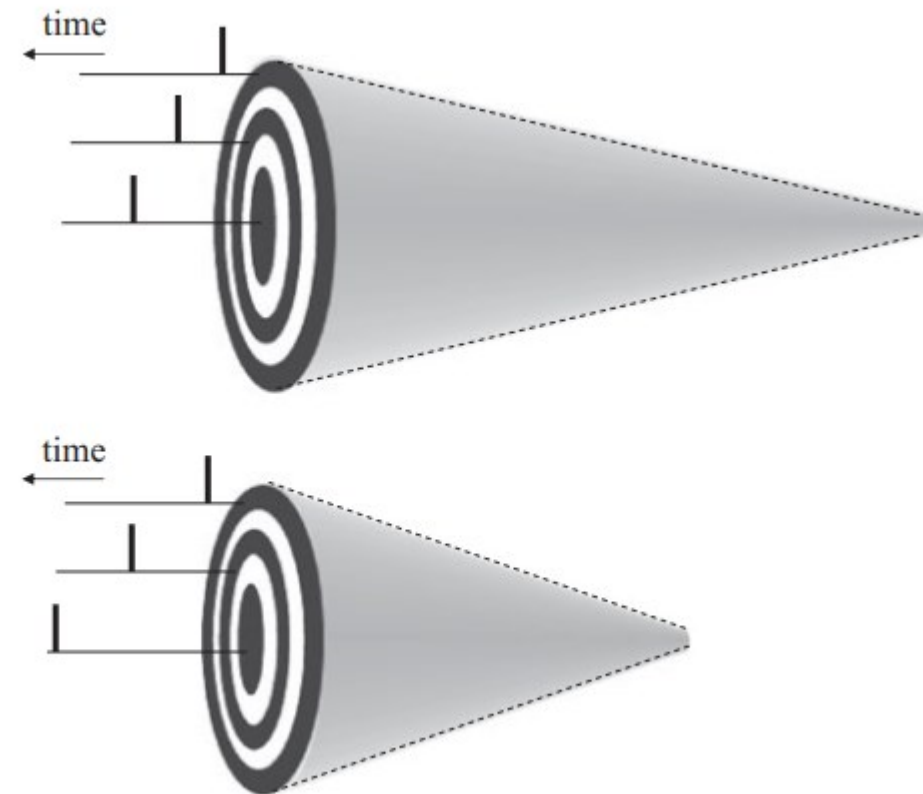


II)



Transdutores com matriz de elementos

Matrizes anulares



Os transdutores lineares faseados são muito difíceis de construir para funcionar de forma eficaz para frequências elevadas (> 20 MHz). Assim, os transdutores baseados em matrizes anulares de elementos piezoelétricos são os usados para estas frequências.

A focagem dinâmica pode ser realizada em duas dimensões simultaneamente, variando o tempo em que cada elemento da matriz é estimulado. No entanto, os ajustes na direção do feixe são manuais.

Imagem por ultrassons

Ecografia

- Modos de apresentação (A, B e M)
- Características das imagens
- Artefactos

Aquisição da imagem

Modos de apresentação

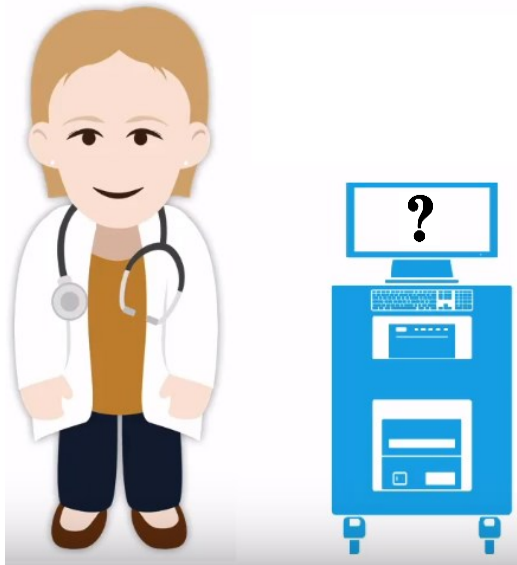


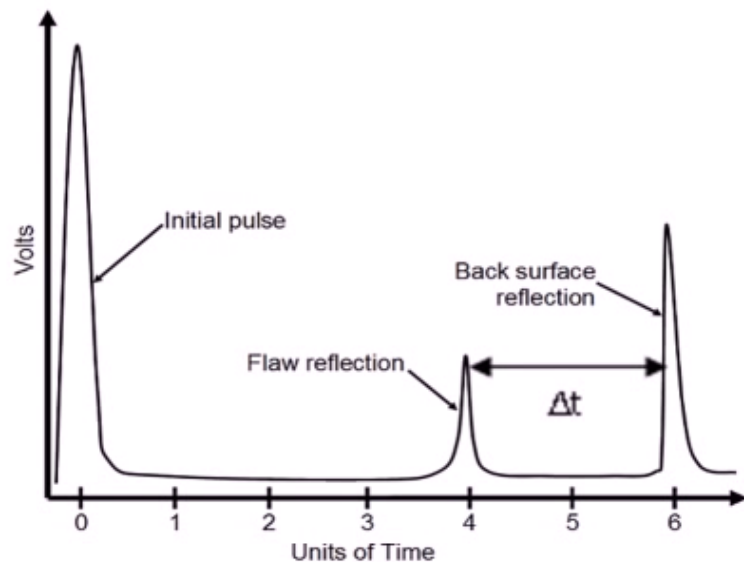
Imagem por ultrassons

Existem três modos básicos de visualização da imagem por ultrassons:
modo A, modo B e modo M.

Dependendo da aplicação clínica específica, um ou mais destes modos
pode(m) ser usado(s).

Aquisição da imagem

Modos de apresentação: A (*amplitude mode*)



Distance between 2 boundaries = $\frac{\text{speed of ultrasound} \times \text{time difference}}{2}$

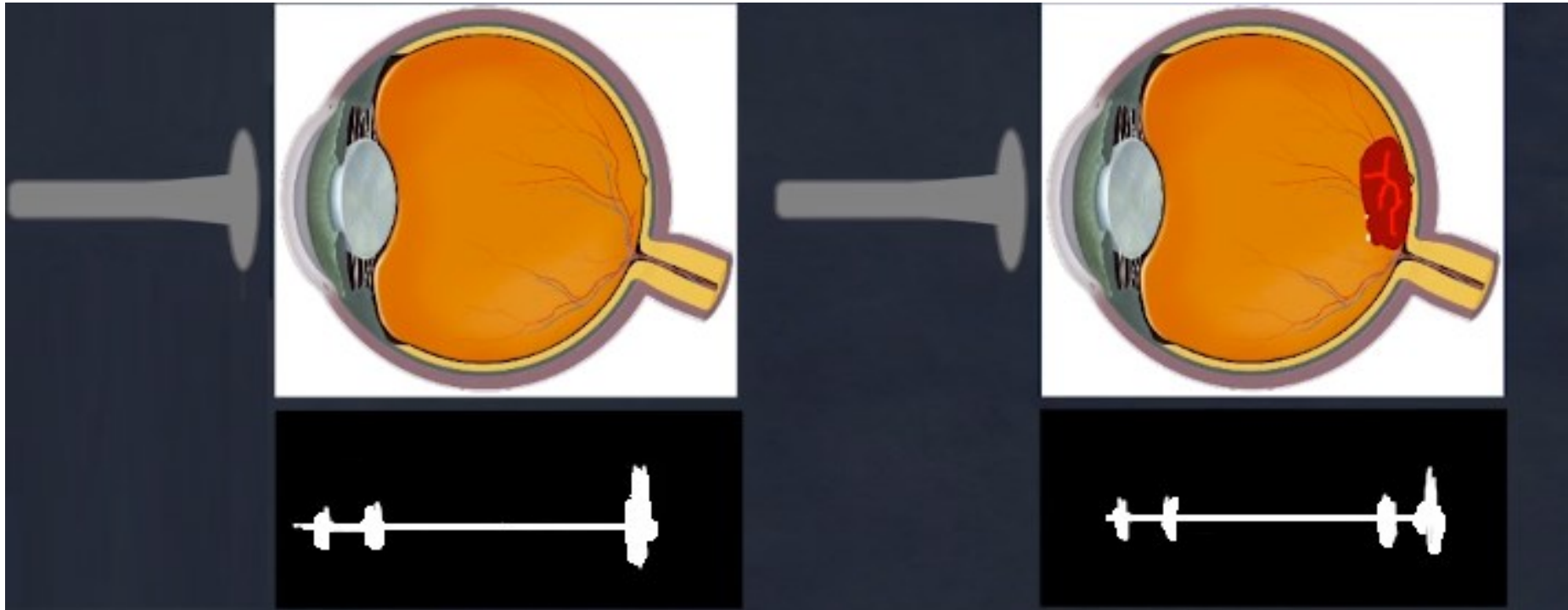
Representação da amplitude do eco em função do tempo ou distância de propagação ao longo dos tecidos.

A distância é determinada pela relação entre o tempo e a velocidade de propagação dos ultrassons nos tecidos.

A principal aplicação é a medição não invasiva da espessura da córnea. Outra importante aplicação consiste em determinar o tamanho e características de massas no olho.

Aquisição da imagem

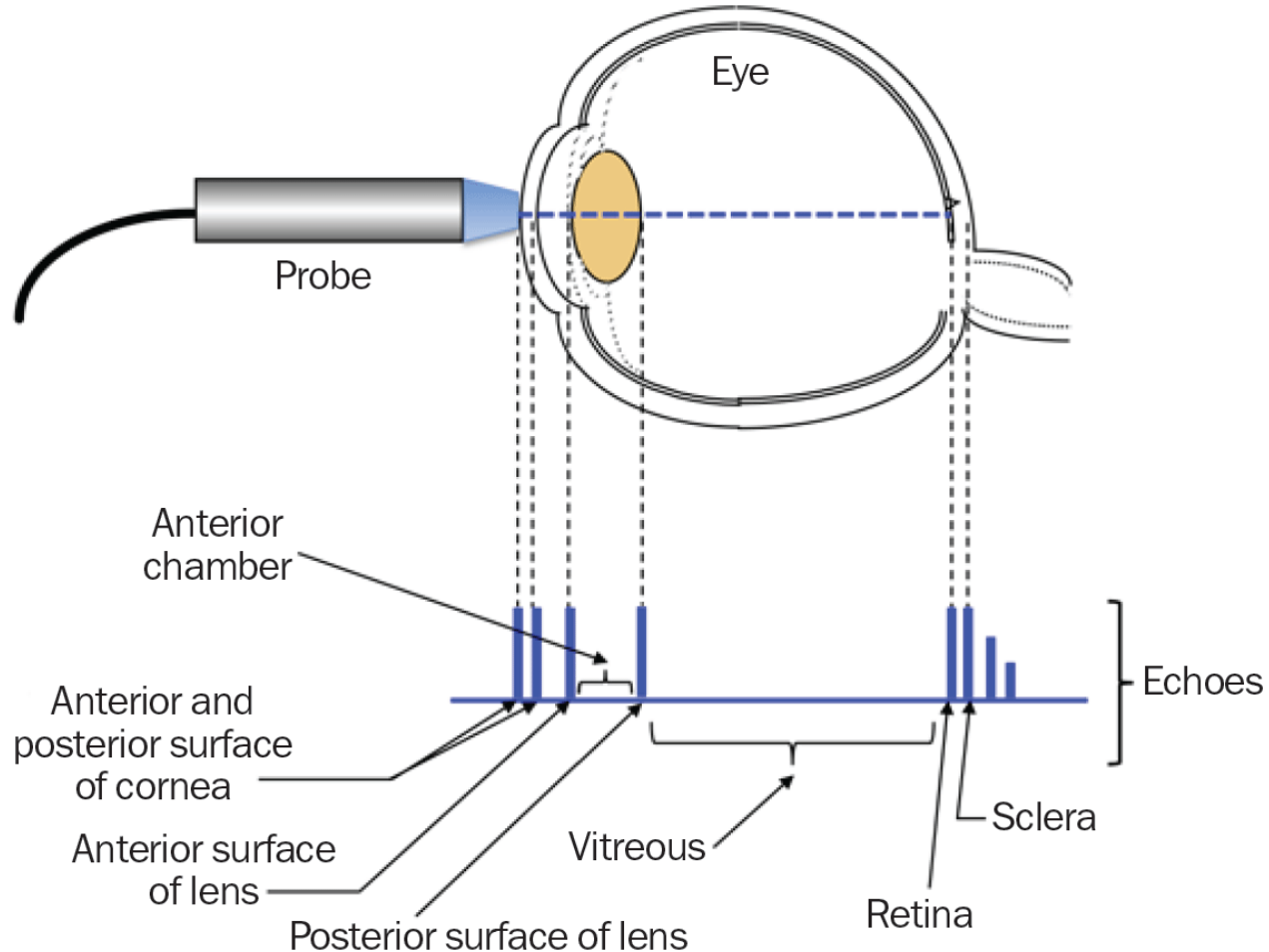
Modos de apresentação: A (*amplitude mode*)



Exemplos de ecos gerados por diferentes interfaces acústicas.

Aquisição da imagem

Modos de apresentação: A (*amplitude mode*)



O modo A é a técnica de visualização mais antiga (1930).

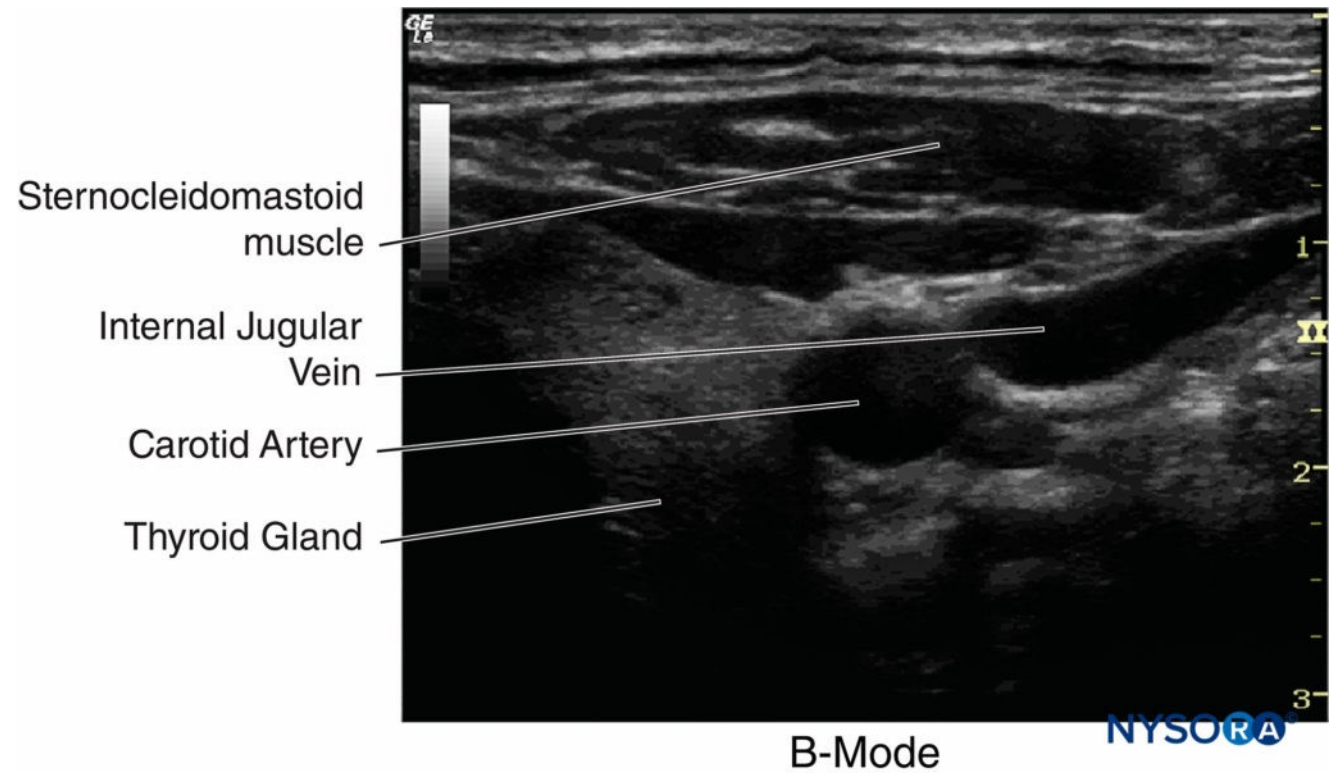
O transdutor envia um impulso de ultrassom para o meio. É criada uma imagem unidimensional, na qual uma série de picos verticais é registada após o feixe de ultrassom encontrar os limites dos diferentes tecidos.

Aquisição da imagem

Modos de apresentação: B (*brightness mode*)

Os ecos detetados são processados e convertidos em luminância, resultando numa visualização *brightness-mode* ou *B-mode*.

Estruturas mais refletivas surgem mais brilhantes do que as estruturas menos refletivas.



Aquisição da imagem

Modos de apresentação: B (*brightness mode*)



No modo de visualização bidimensional (modo B) cada linha de varrimento corresponde a uma imagem do tipo A, com a intensidade de cada eco representada por diferentes tons de cinza (brilho).

Aquisição da imagem

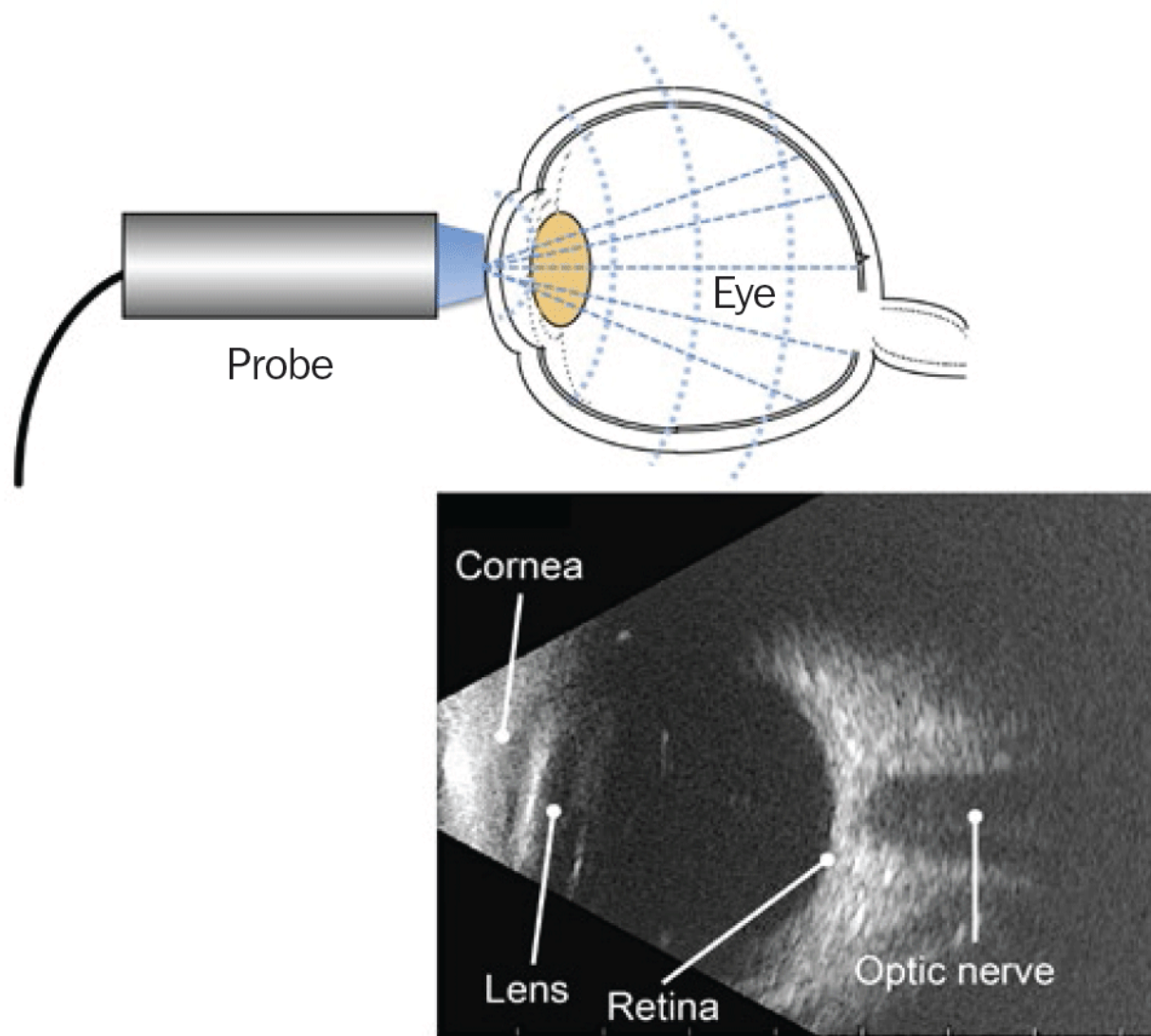
Modos de apresentação: B (*brightness mode*)

Uma imagem completa é obtida repetindo o ciclo impulso-eco para várias linhas.

Os impulsos para linhas sucessivas são transmitidos, após todos os ecos provenientes da linha anterior terem sido detetados pelo transdutor.

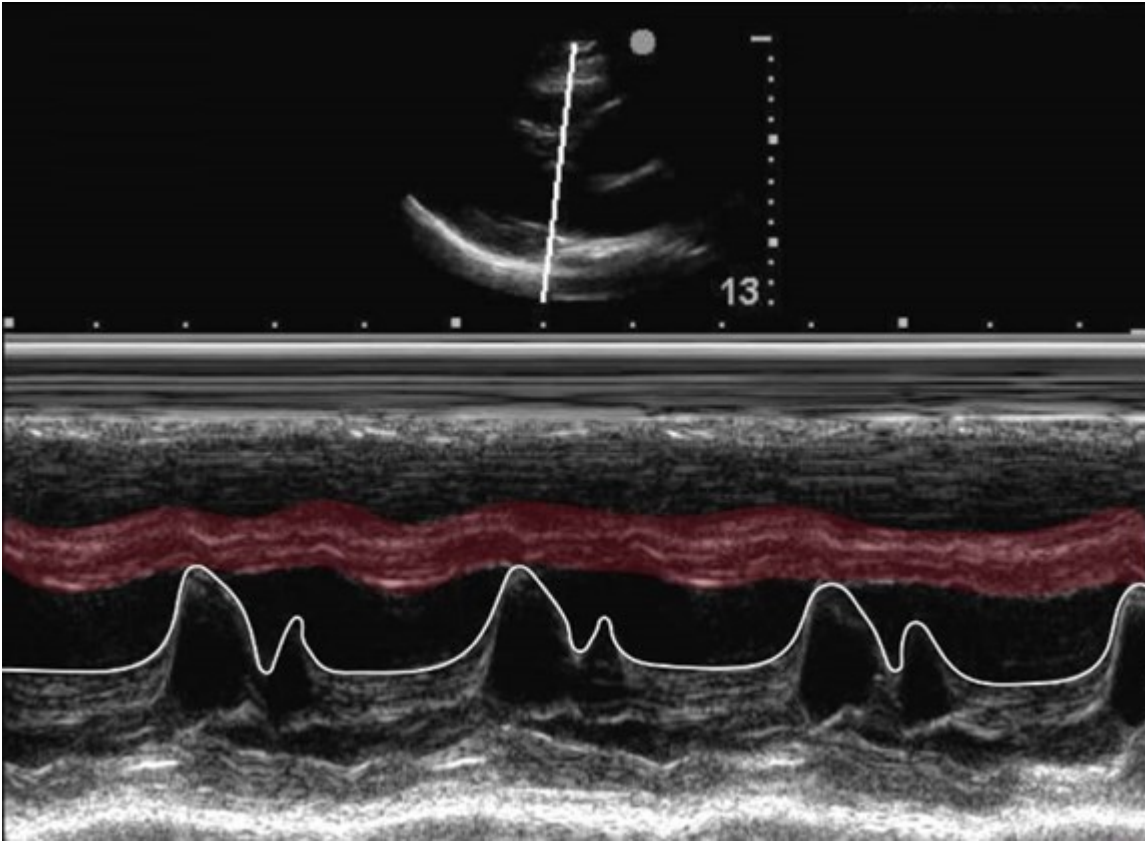
Uma vez detetados e processados todos os ecos de todas as linhas, estes são mapeados nos locais próprios na imagem (matriz de pixels), sendo visualizada uma imagem *B-mode* completa.

O processo repete-se, obtendo-se novas frames geralmente a taxas de 20-40 frames/s.



Aquisição da imagem

Modos de apresentação: M (*motion mode*)



O modo M é definido como a exibição do movimento dos tecidos ao longo de uma linha de aquisição.

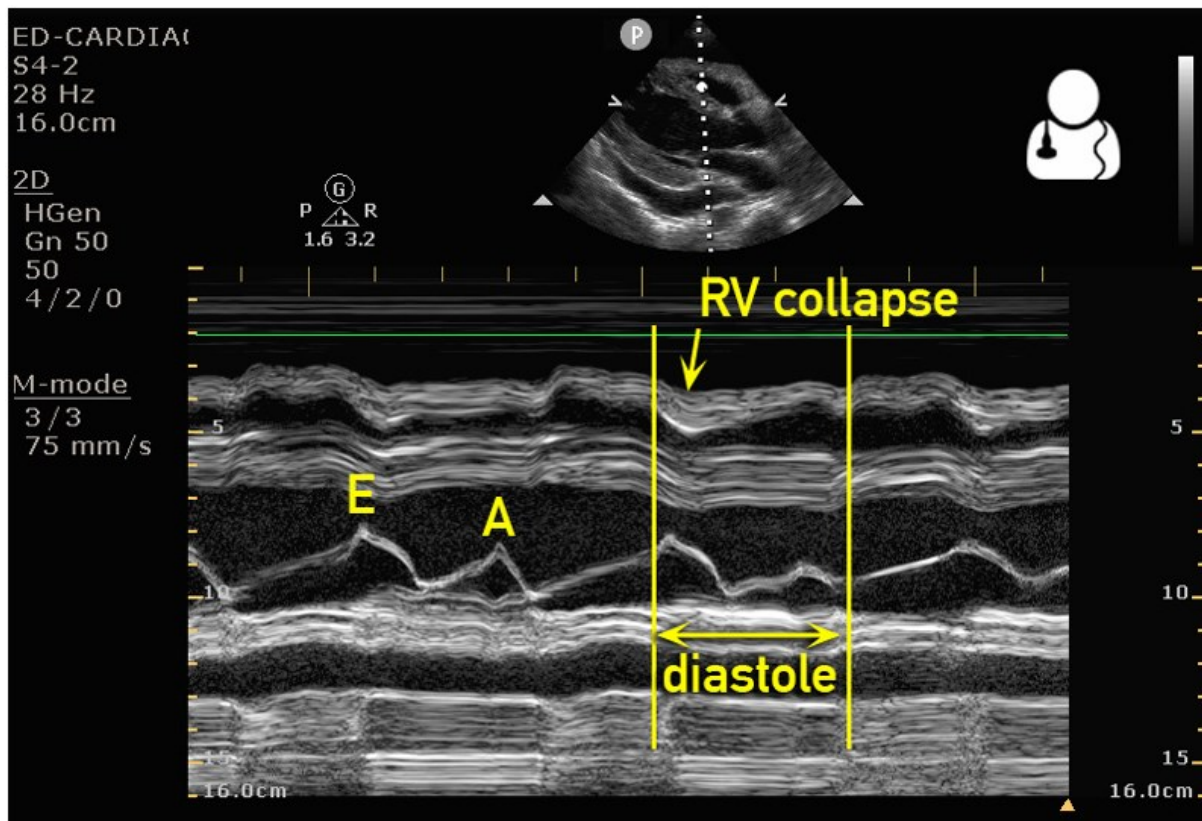
Todos os ecos gerados ao longo desta linha são exibidos ao longo do tempo.

Usado para o estudar o movimento das interfaces (eixo x - tempo; eixo Y - profundidade).

Permite determinar a morfologia e funcionamento das válvulas, bem como as dimensões da cavidade cardíaca.

Aquisição da imagem

Modos de apresentação: M (*motion mode*)



O modo M é definido como a exibição do movimento dos tecidos ao longo de uma linha de aquisição.

Todos os ecos gerados ao longo desta linha são exibidos ao longo do tempo.

Usado para o estudar o movimento das interfaces (eixo x - tempo; eixo Y - profundidade).

Permite determinar a morfologia e funcionamento das válvulas, bem como as dimensões da cavidade cardíaca.

Características da imagem médica por ultrassons

SNR

SNR – sinal

- i. Intensidade do impulso
 - a) Quanto maior a intensidade, maior a amplitude dos sinais detetados.
 - b) Quanto mais longo o impulso, maior a intensidade do sinal.
 - c) A intensidade do impulso é limitada pelas diretrizes de segurança.
- ii. Frequência de operação do transdutor
 - a) Quanto maior a frequência, maior a atenuação nos tecidos.
 - b) Uma maior atenuação nos tecidos leva a um menor sinal em profundidade.
- iii. Tipo de focagem usada
 - a) Quanto mais forte o foco num ponto específico, maior a energia por unidade de área da onda de ultrassom e maior o sinal nesse ponto.
 - b) No entanto, fora desse foco a energia por unidade de área é muito baixa, assim como o SNR.

SNR – ruído

- i. Ruído eletrónico dos componentes do sistema.
- ii. Ruído especular (“speckle”): interferência entre os diversos ecos nos tecidos (aspeto granulado).
- iii. Ruído secundário (“clutter”): ecos dos lobos de emissão laterais, reflexões secundárias, movimento dos tecidos, etc.

Características da imagem médica por ultrassons

Resolução espacial

i. Grau de focagem

- a) A **resolução lateral** depende do grau de focagem, piorando bastante com a profundidade.
- b) Com focagem dinâmica e o *beamforming* é possível minimizar a dependência da resolução lateral com a profundidade.

ii. Duração do impulso

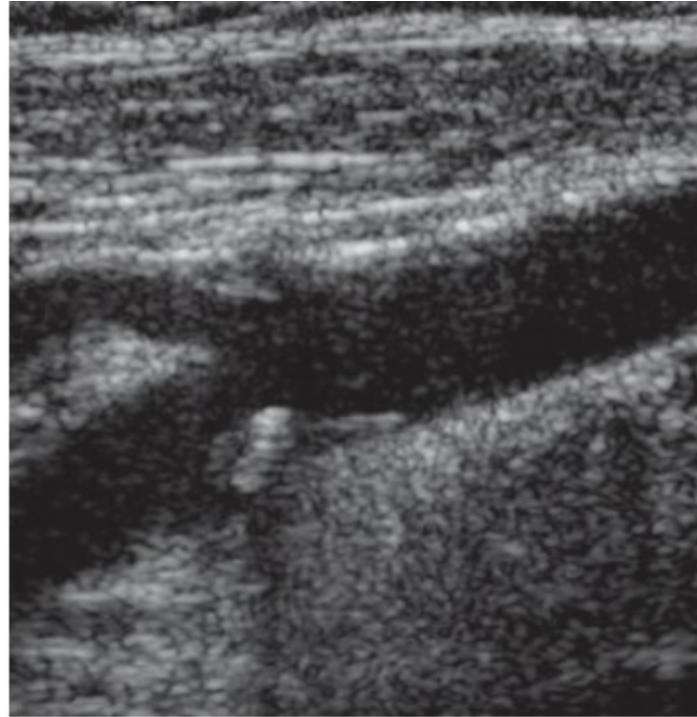
- a) A **resolução axial** é melhor para impulsos mais curtos.
- b) Frequências mais altas permitem impulsos mais curtos.
- c) Maior amortecimento mecânico permite impulsos mais curtos.
- d) Em ambos os casos o sinal disponível diminui.

Novos métodos de aquisição de imagem

SonoCT: *compound imaging*

O órgão/tecido é estudado a partir de múltiplos ângulos (ou múltiplas frequências) com transdutor linear em modo de varrimento faseado.

A relação sinal-ruído é otimizada: como o padrão de interferência construtiva e destrutiva depende de cada incidência, cada imagem tem uma contribuição diferente das fontes de ruído, mas o sinal das fontes verdadeiras está presente em todas as visualizações.



Comparison of a carotid artery bifurcation acquired using a conventional B-mode scan on the left, and a compound scan with nine different orientations on the right.

Novos métodos de aquisição de imagem

Tissue harmonic imaging (THI)

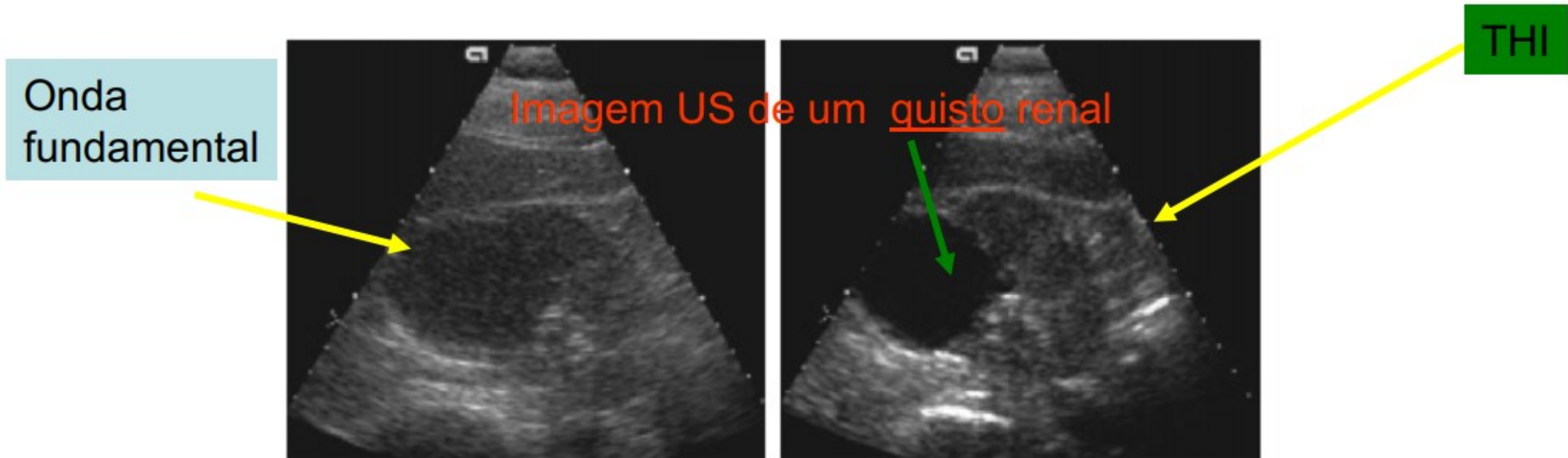


Imagem baseada no segundo harmónico da frequência fundamental utilizada.

Apesar do sinal disponível ser menor, como a imagem se baseia numa frequência mais elevada, a resolução axial da imagem resultante é melhor.

Artefactos na aquisição de imagem

Exemplos

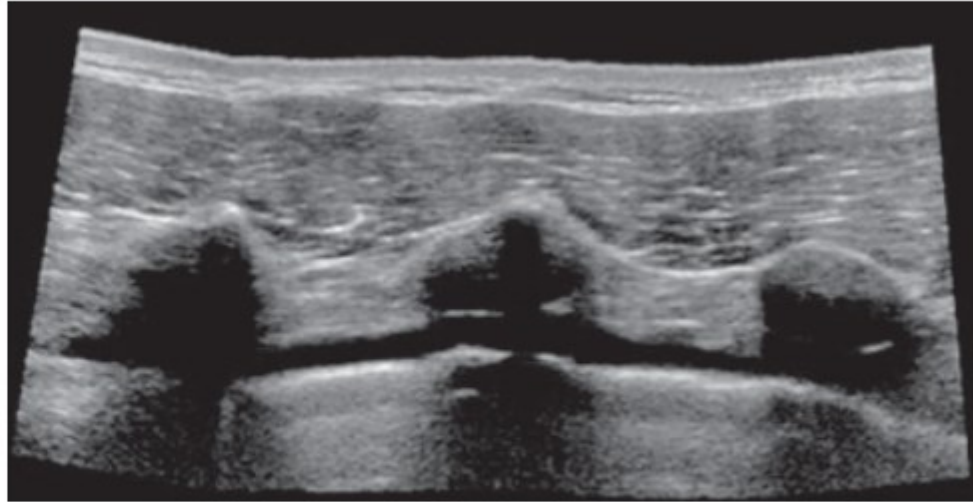
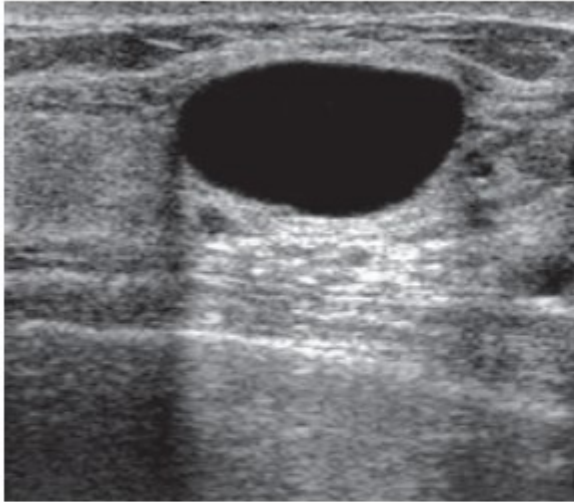


Image artifacts caused by (left) acoustic enhancement, and (right) acoustic shadowing.

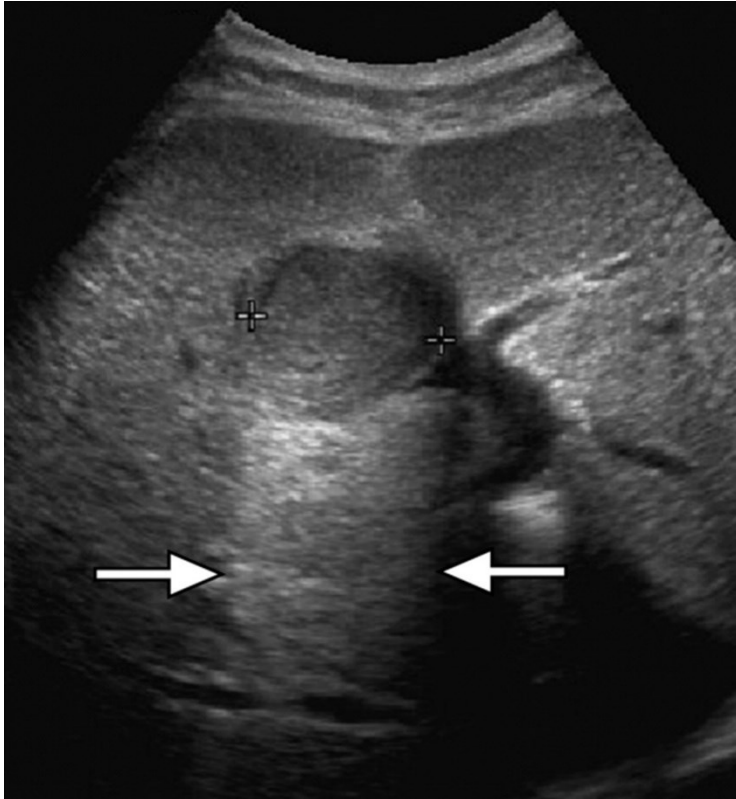
Os artefactos devem ser identificados para evitar a interpretação incorreta da imagem, mas, uma vez reconhecidos, podem fornecer informações úteis para o diagnóstico.

O **aumento acústico** ocorre quando há uma área de baixa atenuação (ex: quistos) em relação ao tecido circundante e, portanto, as estruturas mais profundas e alinhadas com essa área mostram uma intensidade de sinal artificialmente alta.

A **sombra acústica** ocorre após um meio altamente atenuante (ex: os tumores).

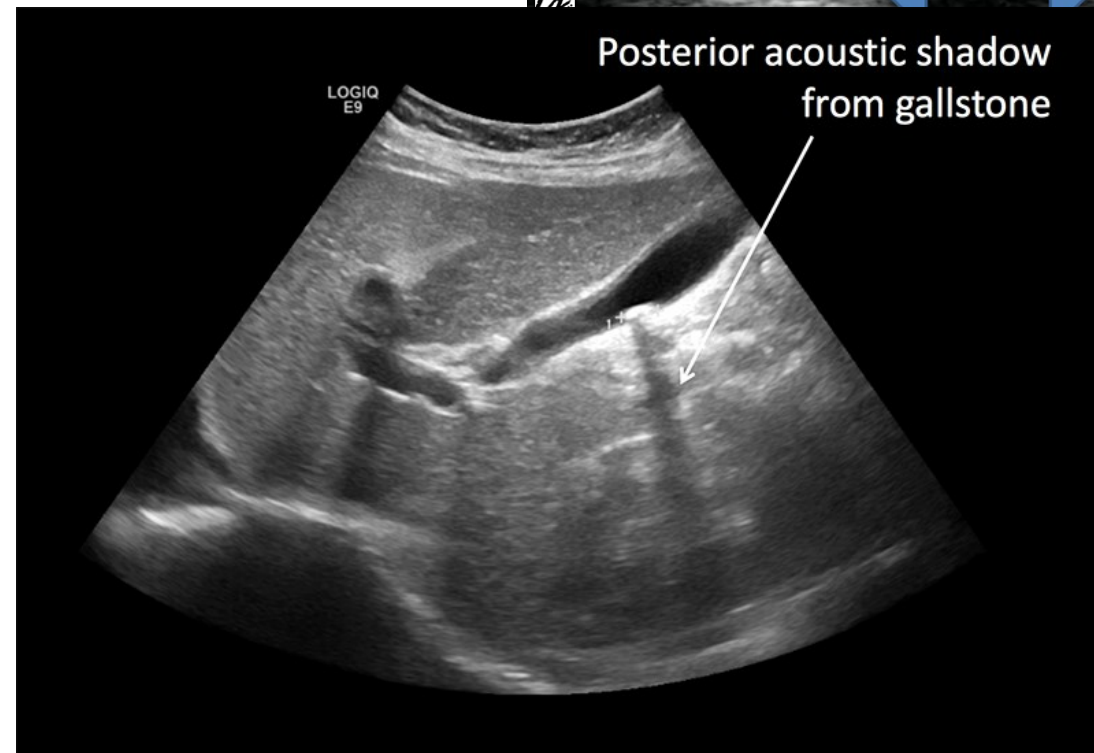
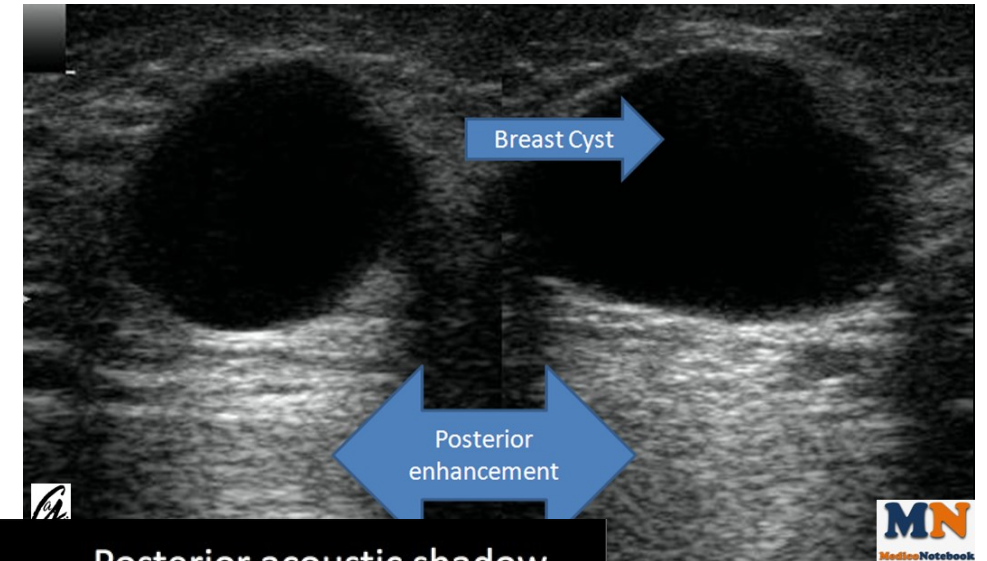
Artefactos na aquisição de imagem

Exemplos



Posterior Acoustic Enhancement in Hepatocellular Carcinoma

Journal of Ultrasound in Medicine, Volume: 30, Issue: 4, Pages: 495-499, First published: 01 April 2011, DOI: (10.7863/jum.2011.30.4.495)



Até sexta!

*Bibliografia disponível na plataforma