ULTRASSONOGRAFIA À BEIRA DO LEITO PARA ENFERMEIROS

TEORIA E PRÁTICA

VINICIUS BATISTA SANTOS
WESLEY PINTO DA SILVA
FERNANDA RAPHAEL ESCOBAR GIMENES



Atheneu

MATERIAL PROTEGIDO POR DIREITOS AUTORAIS
– Distribuição Proibida –

Ultrassonografia à Beira do Leito para Enfermeiros

Teoria e Prática

MATERIAL PROTEGIDO POR DIREITOS AUTORAIS
– Distribuição Proibida –



www.atheneu.com.br

(21) 99165-6798 Facebook.com/editoraatheneu Twitter.com/editoraatheneu Youtube.com/atheneueditora

Ultrassonografia à Beira do Leito para Enfermeiros

Teoria e Prática

Vinicius Batista Santos
Wesley Pinto da Silva
Fernanda Raphael Escobar Gimenes

MATERIAL PROTEGIDO POR DIREITOS AUTORAIS
– Distribuição Proibida –

Atheneu
Rio de Janeiro • São Paulo
2025

EDITORA ATHENEU

São Paulo — Rua Maria Paula, 123 – 13º andar
Conjuntos 133 e 134
Tel.: (11) 2858-8750
E-mail: atheneu@atheneu.com.br

Rio de Janeiro — Rua Bambina, 74 – lojas A e B
Tel.: (21) 3094-1295
E-mail: atheneu@atheneu.com.br

Pré-Produção e Produção Gráfica: Equipe Atheneu
Capa: FK Estudio
Produção Editorial: MKX Editorial

CIP-BRASIL. CATALOGAÇÃO NA PUBLICAÇÃO
SINDICATO NACIONAL DOS EDITORES DE LIVROS, RJ

S239u

Santos, Vinicius Batista
Ultrassonografia à beira do leito para enfermeiros : teoria e prática / Vinicius Batista Santos, Wesley Pinto da Silva, Fernanda Raphael Escobar Gimenes. - 1. ed. - Rio de Janeiro : Atheneu, 2025.
il. ; 24 cm.

Inclui bibliografia
ISBN 978-65-5586-940-8

1. Diagnóstico por imagem. 2. Ultrassonografia. I. Silva, Wesley Pinto da. II. Gimenes, Fernanda Raphael Escobar. III. Título.

25-99603.0

CDD: 616.075
CDU: 616-07

Gabriela Faray Ferreira Lopes - Bibliotecária - CRB-7/6643

01/08/2025 04/08/2025

MATERIAL PROTEGIDO POR DIREITOS AUTORAIS – Distribuição Proibida –

©Direitos reservados à EDITORA ATHENEU – Rio de Janeiro, São Paulo, 2025

Bases da Ultrassonografia à Beira do Leito

1

Flávia Giron Camerini
Luiza Alcantara de Oliveira
Thiago Gomes Pereira dos Santos
Vinicius Batista Santos

MATERIAL PROTEGIDO POR DIREITOS AUTORAIS
Distribuição proibida

Princípios da Física Aplicado à Ultrassonografia

O aparelho de ultrassom gera imagens através da transformação da energia elétrica em ondas sonoras de alta frequência, que permite visualizar, em tempo real, as estruturas internas do organismo. Qualquer som é resultado da propagação de vibrações mecânicas através de um meio material, carregando energia e não matéria, ou seja, não há fluxo de partículas no meio, mas oscilações das mesmas em torno de um ponto de repouso.

Uma onda sonora é a energia mecânica que viaja por um meio, como o tecido humano, onde as partículas são comprimidas e descomprimidas para sua transmissão. O ultrassom é definido como uma frequência de mais de 20.000 Hz (20 kHz), faixa de frequências acima do limiar de audição dos humanos, desse modo, não é possível escutá-las. A **Figura 1.1** demonstra as frequências em Hz utilizadas nos exames de ultrassom.

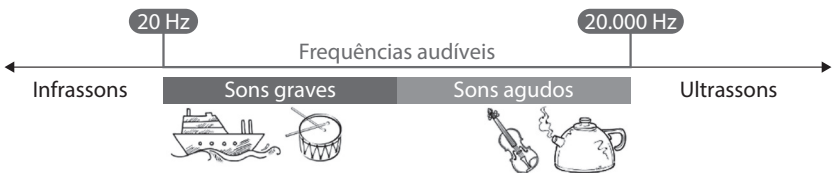


Figura 1.1. Frequências sonoras.
Fonte: Acervo dos autores, 2024.

No exame ultrassonográfico utilizado na prática clínica, utiliza-se frequências de 2 a 18 MHz.

Para lembrar: Hertz é uma unidade de frequência. Se algo acontece com uma frequência de uma vez por segundo, este fenômeno tem a frequência de um Hertz.

- Hertz (Hz)1
- Kilohertz (kHz)10-3
- Megahertz (MHz)10-6

Sendo assim, uma frequência de um MHz significa que algo acontece um milhão de vezes por segundo.

A ultrassonografia usa um "cristal" – um quartzo ou outro material piezoelétrico composto – que gera uma onda sonora longitudinal ao ser aplicada uma corrente elétrica, ou seja, quando o ultrassom envia um sinal elétrico através do transdutor, os cristais têm potencial de gerar ondas que podem penetrar nas estruturas corporais, que por sua vez retornam ao transdutor, vibrando seus cristais, denominando assim, o eco (modo de envio e recebimento), veja **Figura 1.2**.

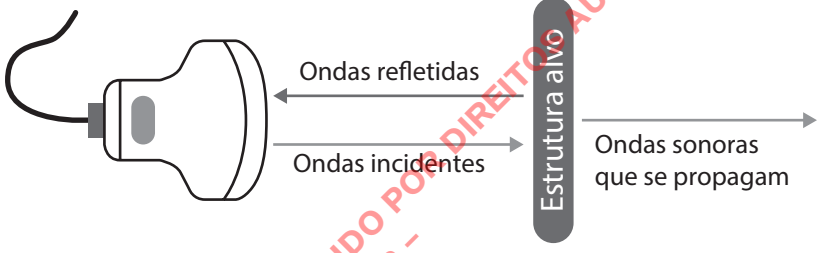


Figura 1.2. Demonstração gráfica das ondas sonoras.
Fonte: Acervo dos autores, 2024.

MATERIAL PROTEGIDO POR DIREITOS AUTORAIS
– Distribuição Proibida –

O eco gerado vai representar as imagens a partir da interpretação pelo aparelho de ultrassonografia, portanto as imagens de ultrassom são obtidas através de reflexos de ondas sonoras que ocorrem na interface de dois meios com impedância acústica diferente, ou seja, pela densidade e velocidade com que o som se move através do meio.

Cada cristal produz uma linha de varredura usada para criar uma imagem ou quadro, que é atualizado muitas vezes por segundo para produzir uma imagem em movimento na tela e em tempo real.

A ultrassonografia inicial usava um único cristal para criar uma imagem unidimensional conhecida como modo A. Atualmente, produz-se as imagens de tela padrão conhecidas como modo

Nos princípios da ultrassonografia deve-se conhecer:

- propagação de ondas sonoras;
- a velocidade com que uma onda sonora se move através de um meio;
- a interação do som com interfaces reflexivas;
- os limites acústicos de tecido;
- a detecção e processamento de ecogenecidade, ou seja, do brilho.

bidimensional ou ultrassonografia em escala de cinza, criado por uma matriz de 128 cristais ou mais na face do transdutor.

No modo B, cada eco é exibido na tela como um ponto. A reflexão no modo B ocorre a partir de dois meios de impedância (produto da densidade do tecido) e da velocidade do som dentro de tecidos diferentes. Como o meio fluido tem baixa impedância, conduzirá a onda de ultrassom, enquanto o osso é um fraco condutor e refletirá a onda de ultrassom de volta à sua fonte.

Por ser uma onda mecânica, a ultrassonografia apresenta algumas propriedades físicas importantes que devem ser levadas em consideração para a compreensão da geração do pulso de ultrassom:

Ecogenicidade

A ecogenicidade, que diz respeito ao brilho, determina que:

- Uma estrutura é "hiperecoica" se for mais ecogênica do que o tecido circundante.
- Uma estrutura é "hipoecoica" se for menos ecogênico do que o tecido circundante.
- Uma estrutura é "anecoica" se for completamente desprovida de ecos e for preta.

Quanto maiores forem os ecos devolvidos, maior será a intensidade do brilho.

MATERIAL PROTEGIDO POR DIREITOS AUTORAIS
– Distribuição Proibida –

No intuito de aumentar a ecogenicidade e permitir uma imagem mais clara e precisa, os agentes de contraste de ultrassom funcionam a partir do resultado da reflexão do sinal de ultrassom nas interfaces gás-líquido, são microbolhas normalmente de gás que são encerradas em um revestimento de líquido ou polímero ou são bolhas de gás independentes. Os agentes de contraste de ultrassom padrão são usados para aumentar a ecogenicidade dos vasos sanguíneos e opacificar ou aumentar a ecogenicidade da imagem. Além disso, conforme as configurações do aparelho, é possível também alternar os modos de resolução para atingir altas ou baixas frequências.

Quando analisamos as imagens resultantes, seu brilho é diretamente proporcional a intensidade do eco gerado (ondas sonoras refletidas), que tem valores distintos de acordo com o tecido. Existem três diferentes tipos de ecogenicidade, conforme descrito a seguir:

- **Hipoecoica**, quando a imagem possui pouco brilho, gerando uma cor mais próxima ao cinza, ou seja, quando existe pouco eco refletido (veja as setas na **Figura 1.3** indicando as imagens hipoecoicas):

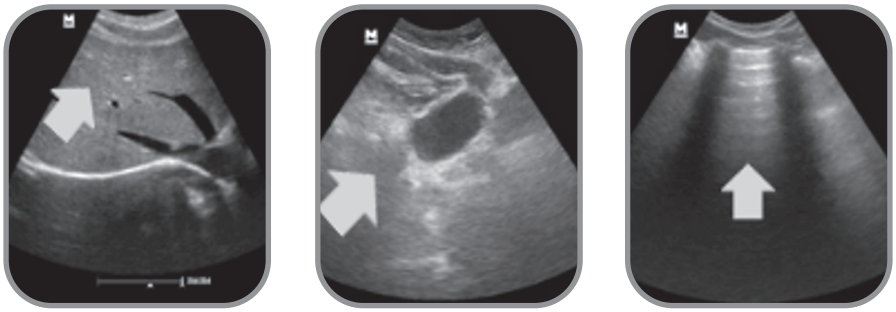


Figura 1.3. Exemplos de imagens hipoecoicas.
Fonte: Acervo dos autores.

- **Hiperecoica**, quando o tecido retorna um eco intenso, gerando uma imagem de coloração branca (veja as setas na **Figura 1.4** indicando as imagens hiperecoicas):

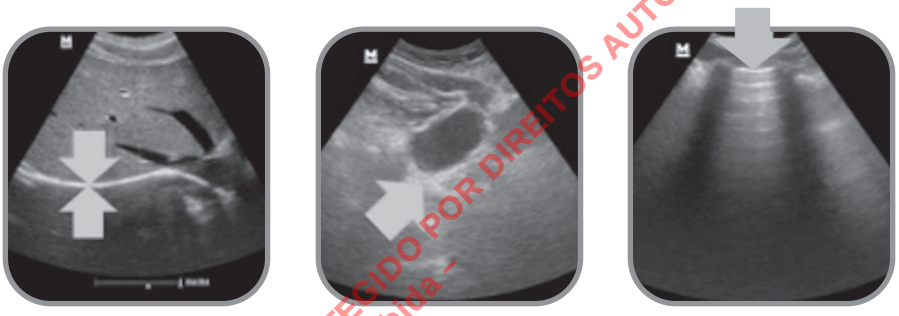


Figura 1.4. Exemplos de imagens hipercoicas.
Fonte: Acervo dos autores.

MATERIAL PROTEGIDO POR DIREITOS AUTORAIS
– Distribuição Proibida –

- **Anecoica**, nos casos em que não há retorno de eco, gerando uma imagem preta (veja as setas na **Figura 1.5** indicando as imagens anecoicas):

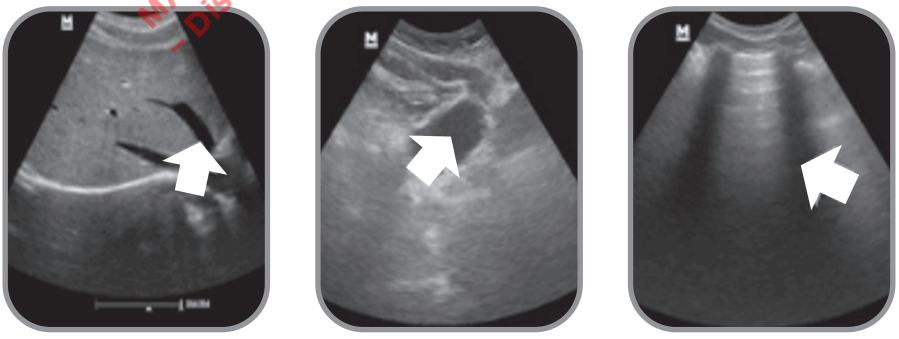


Figura 1.5. Exemplos de imagens anecoicas.
Fonte: Acervo dos autores.

Na prática, quanto maiores forem os ecos devolvidos, maior será a intensidade do brilho.

Impedância acústica

A diferença de coloração na representação de estruturas ocorre principalmente por uma propriedade chamada impedância acústica. Diferentes tecidos possuem diferentes valores de impedância, gerando ecos distintos em comparação às estruturas vizinhas. Tal distinção é o que possibilita a interpretação das imagens de ultrassonografia.

> A impedância representa a resistência de uma estrutura ao estímulo sonoro gerado pelo ultrassom, que varia de acordo com sua densidade e com a velocidade de propagação do som no meio em que está inserido.

Para se propagar o som precisa de um meio físico (ar, água, músculos e outros tecidos), a impedância acústica é a dificuldade ou resistência do meio na condução da onda sonora:

- Estrutura de alta impedância, obtém forte reflexão de ondas sonoras e consequentemente tem uma alta amplitude, que concede uma imagem brilhante, ou ecogênica.
- Estrutura de baixa impedância, há uma escassez de ondas sonoras de retorno, gerando baixa amplitude, que caracterizam imagens escuras ou anecoicas.

MATERIAL PROTEGIDO POR DIREITOS AUTORAIS
– Distribuição Proibida –

Comprimento de onda

O comprimento de onda dos sinais de ultrassom gerados depende da espessura dos cristais piezoelétricos, como comprimento ao longo do qual ocorre um ciclo. O comprimento de onda concederá as pequenas heterogeneidades dos tecidos e órgãos na imagem, que são resultados da dispersão dos feixes de ultrassom que, no entanto, são muito menores do que as reflexões típicas dos limites, como as delimitações do modo B, associados a ecos mais brilhantes em comparação com os menos brilhantes gerados pela dispersão nos tecidos moles.

Velocidade do som

A velocidade de propagação do som é variável, sendo determinada principalmente pelo meio de propagação. Meios gasosos configuram como os piores condutores, seguido pelos meios líquidos, que são comparativamente superiores. Os meios sólidos se apresentam como os melhores meios de propagação do som.

O valor da velocidade de propagação do som é constante em um dado meio, como por exemplo:	340 m/s no ar; 1.200 m/s no líquido; 4.000 m/s nos ossos.

Desse modo, como a maior parte das estruturas apresentam impedâncias acústicas semelhantes (exceto ar e ossos), os equipamentos são calibrados para uma velocidade-padrão de partes moles (1.540 m/s).

Uma vez que a velocidade do som é constante para um determinado meio, o comprimento de onda é inversamente proporcional à frequência, ou seja, ondas de maior frequência (menor comprimento de onda) são atenuadas mais facilmente e, portanto, apresentam menor penetração tecidual e ondas de menor frequência (maior comprimento de onda) não são atenuadas facilmente e, portanto, apresentam maior penetração tecidual.

$V = \lambda \times F$	V: Velocidade de propagação λ: Comprimento de onda F: Frequência

O som geralmente viaja mais rápido através dos sólidos, mais lento através dos líquidos e mais lentamente através dos gases. As velocidades de propagação são mais altas em meios sólidos, como os ossos, e mais baixas em meios gasosos.

Amplitude

Corresponde à magnitude ou intensidade da onda sonora, expressa em decibéis (dB), podendo ser descrita como o 'volume' do som audível ou a intensidade do eco ultrassonográfico.

> Quanto maior a intensidade do eco, maior o brilho (hiperecogenicidade) na tela. O retorno muito fraco do eco corresponderá à área de cinza escuro ou preta (hipoecoico ou anecoico).

A *potência* descreve a taxa em que o trabalho é executado, diretamente relacionada à *amplitude,* que se entende como o desvio máximo de uma variável de onda do valor da linha de base. A *intensidade* é a concentração de energia contida em um feixe de som, é igual à potência do feixe dividida por sua área de seção transversal. A intensidade é proporcional à potência.

MATERIAL PROTEGIDO POR DIREITOS AUTORAIS
Distribuição Proibida

Frequência

É o número de ciclos repetidos por unidade de tempo. Um Hertz (Hz) representa um ciclo por segundo, já o ultrassom que emite ondas sonoras de alta frequência de 2 e 18 MHz, produz mais ecos retornando ao transdutor e, portanto, mais informação chega ao monitor, traduzindo em maior detalhe na imagem, em contrapartida, há perda mais rápida de energia com menor capacidade de penetração nos tecidos.

> Quanto maior a frequência do transdutor, menor o comprimento da onda sonora e melhor a resolução espacial.

Relação entre frequência sonora e profundidade

A resolução da imagem tem valor proporcional à frequência utilizada no ultrassom, de modo que frequências maiores geram imagens mais nítidas, porém com menor penetração, gerando imagens mais superficiais (**Figura 1.6**).

A frequência ideal para um exame de ultrassom varia de acordo com sua aplicação:

- **Visualização de estruturas mais profundas** demandam ondas de menor frequência, por essas terem maior capacidade de penetração nos tecidos, possibilitando a formação de imagens dos órgãos da região, ainda que em menor qualidade, por exemplo: avaliação do volume residual gástrico, avaliação pulmonar e avaliação do posicionamento da sonda gástrica;
- **Visualização de estruturas superficiais** (ultrassom para punção vascular, avaliação do nervo óptico) demandam ondas de maior frequência, por essas terem menor capacidade de penetração nos tecidos, possibilitando a formação de imagens com maior qualidade.

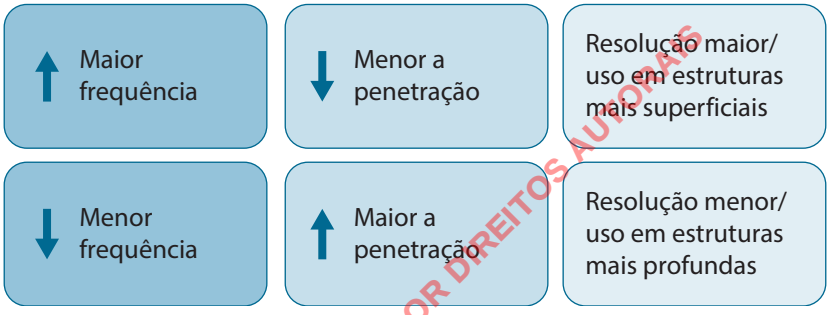


Figura 1.6. Comparação da frequência sonora e profundidade.
Fonte: Acervo dos autores.

MATERIAL PROTEGIDO POR DIREITOS AUTORAIS
– Distribuição Proibida –

Conceitos Físicos na Formação de Imagem

A seguir serão descritos alguns conceitos importantes que poderão auxiliar o enfermeiro na utilização da ultrassonografia à beira do leito.

As ondas sonoras e sua interação com o meio

As ondas sonoras apresentam interações com o meio, ocasionando diferentes formas de atenuação que podem ser conceituadas como a diminuição de intensidade do feixe sonoro. Abaixo conceituamos os diversos fenômenos de interação com o meio:

- **Reflexão:** ocorre em uma interface entre duas mídias, onde parte do som é redirecionado e retornado ao transdutor. Quando em alta impedância, entende-se como forte reflexão de ondas sonoras, o que gera uma imagem mais brilhante, ou seja, ecogênica.
- **Absorção:** resultado da conversão da energia do som em calor.
- **Atenuação:** consequência da absorção da onda de ultrassom pelos tecidos, sendo variável conforme a distância da viagem e a frequência de onda.
- **Refração:** ocorre quando o som viaja de um meio para outro e muda a velocidade. Uma forma de artefato de propagação, ou seja, uma sombra ao longo

das bordas da segunda mídia, que pode indicar registro incorreto da posição da estrutura ou até mesmo duplicação da estrutura. A refração e a reflexão ocorrem quando os dois meios apresentam impedâncias acústicas diferentes.

- **Interferência:** padrões de cores lineares ou complexos na imagem de ultrassom, denominado artefato de propagação, que são efeitos de interferência de som espalhado que surge de dispersores de som dentro dos tecidos.
- **Difração:** relacionada a interação do feixe sonoro com estruturas pequenas, quando as extremidades de uma estrutura interposta no trajeto do feixe acústico assumem o papel de fonte sonora. A reflexão gerada não assume única direção, mas em ondas esféricas, gerando o chamado espelhamento.
- **Espelhamento:** uma imagem espelhada torna-se um artefato de propagação, gerado por uma suposição incorreta de que um eco retorna ao transdutor após uma única reflexão. É observado com frequência no diafragma.

Efeito Doppler

Descrito pela primeira vez pelo físico austríaco Christian Doppler, em 1842, o *shift* Doppler é a mudança na frequência ou comprimento da onda detectada em um ponto de observação em movimento em relação a uma fonte fixa de ondas sonoras. A partir disso, é possível associar a imagem a uma estrutura anatômica específica e a sua função.

O efeito Doppler permite a avaliação de imagens do fluxo sanguíneo dentro do coração, do sistema fluxo venoso e arterial e em diversas outras situações em que se pretende avaliar o fluxo, como por exemplo o fluxo urinário pelos ureteres.

O processo do Doppler colorido é conduzido a partir da detecção de desvios Doppler, ou seja, a frequência enviada pelo transdutor diferiu da frequência que retorna ao transdutor após ser refletida pelo sangue em movimento e os converteu em sinais coloridos na janela de exibição do ultrassom. Esse desvio tem uma relação proporcional com a velocidade do fluxo sanguíneo e é matematicamente expresso pela equação Doppler.

MATERIAL PROTEGIDO POR DIREITOS AUTORAIS – Distribuição Proibida

O deslocamento Doppler é influenciado pela frequência do transdutor, velocidade do refletor e ângulo Doppler.

- Ondas no sentido do movimento se comprimem, uma vez que o próprio movimento do sujeito diminui a distância entre duas ondas. Como resultado, a sonoridade dessa porção comprimida é mais aguda que o habitual.
- Ondas em sentido contrário ao do movimento se dilatam, uma vez que o próprio movimento do sujeito afasta a distância entre as ondas sonoras, que se dirigem na direção contrária. Como resultado, a sonoridade dessa porção dilatada das ondas é mais grave que o habitual.

O azul indica o movimento para longe do transdutor e o vermelho indica um movimento em direção ao transdutor.

Artefatos

Artefatos são achados na ultrassonografia que não correspondem à realidade anatômica, geralmente resultantes da interação de um obstáculo específico com o ultrassom. Alguns exemplos de artefatos são:

- **Reverberação:** ocorre quando vários pulsos são gerados por um mesmo eco, resultando em uma imagem com diversas repetições do objeto (**Figura 1.7**).
- **Sombra acústica:** estruturas muito reflexivas ou com uma alta impedância acústica, que acabam bloqueando a transmissão livre do feixe sonoro, impedindo a observação da região posterior a esses achados, pois na imagem ultrassonográfica essa região aparece como um sombreado de representação preta (anecoico) (**Figura 1.7**).



Figura 1.7. Exemplo de reverberação e sombra acústica.
Fonte: Acervo dos autores.

MATERIAL PROTEGIDO POR DIREITOS AUTORAIS – Distribuição Proibida –

- **Reforço acústico posterior:** este artefato ocorre em estruturas com baixa atenuação ou com menor velocidade de propagação do som em relação aos tecidos moles, se manifestando como uma faixa mais clara, posterior à estrutura líquida, como por exemplo a imagem do cólon abaixo da bexiga contendo urina (**Figura 1.8**).

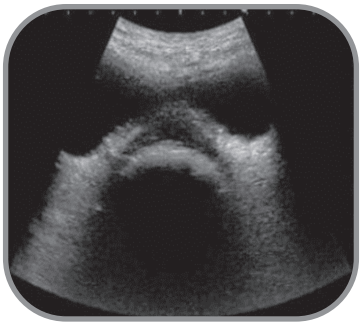


Figura 1.8. Exemplo de reforço acústico posterior.
Fonte: Matsumoto M, et al. Expert Consensus Document: Diagnosis for Chronic Constipation with Faecal Retention in the Rectum Using Ultrasonography. Diagnostics (Basel). 2022 Jan 25;12(2):300. doi: 10.3390/diagnostics12020300.

Princípios Básicos da Ultrassonografia

As ondas sonoras, ao encontrarem uma estrutura, são refletidas (eco) de maneira distinta, dependendo das propriedades do tecido atingido. Os diferentes ecos captados pelo cristal piezoelétrico são interpretados pelo equipamento, resultando na formação das imagens ultrassonográficas.

Transdutores

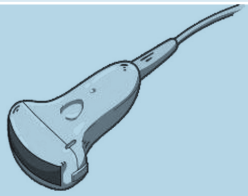
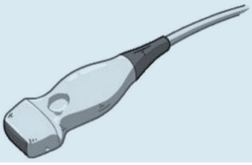
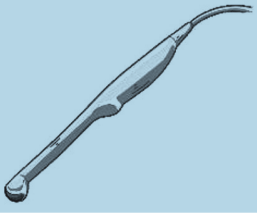
A escolha do transdutor (também conhecido por sonda ou probe) ideal varia de acordo com o tipo de exame, a estrutura a ser analisada e o biotipo do paciente, para garantir a penetrabilidade do ultrassom pelo tecido adiposo, a fim de atingir os tecidos alvo.

Tipos de transdutor

Os transdutores variam em tipo de acordo com o tamanho, formato e formato de imagem gerada, sendo eles os lineares, convexos, setoriais e endocavitários.

O quadro a seguir ilustra os diferentes tipos de transdutores e frequências trabalhadas por eles.

MATERIAL PROTEGIDO POR DIREITOS AUTORAIS – Distribuição Proibida –

Tipos	Características	Aplicabilidade	Imagem do transdutor
Transdutores lineares	Produzem imagens em forma de retângulo (varredura linear) com uma frequência que varia de 5 a 7,5 MHz (alta frequência, quando comparado a outros transdutores).	Ultrassonografias de estruturas superficiais. Utilizado para punção venosa periférica e passagem de PICC (cateter central de inserção periférica)	
Transdutor convexo	Tem uma varredura setorial (formato de leque, com ângulo aproximado de 60°) e frequência aproximada de 3-6 MHz (baixa frequência)	Ultrassonografias profundas, principalmente de estruturas abdominais	
Transdutores setoriais (*phased array*)	Utilizam uma frequência em torno de 1-5 MHz.	São comumente utilizados em ultrassons cardiológicos	
Transdutores endocavitários	Possuem base alongada com uma pequena área de contato, e geram imagens em leque de 120º de baixa frequência (5-11 MHz).	Utilizados em exames ginecológicos e em alguns exames de próstata	

Fonte das imagens: Acervo dos autores.

Na **Figura 1.9**, destaca-se a frequência utilizada em cada transdutor e a profundidade:

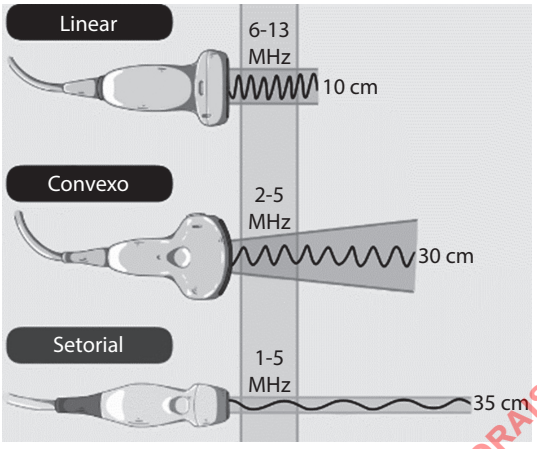


Figura 1.9. Tipos de transdutores, frequência e profundidade.
Fonte: Acervo dos autores.

MATERIAL PROTEGIDO POR DIREITOS AUTORAIS – Distribuição Proibida

Indicador do transdutor

Todo transdutor possui um marcador (saliência, reentrância ou um sinal luminoso) que estará demarcado na tela do aparelho de ultrassonografia (direita ou esquerda). O indicador do transdutor ou *index* do transdutor serve de referência para a posição do transdutor no paciente com a imagem na tela (**Figura 1.10**).

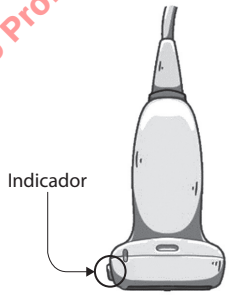


Figura 1.10. Exemplo do indicador/index do transdutor.
Fonte: Acervo dos autores.

Gel para ultrassom

Para manusear o transdutor com eficiência, se faz necessário o uso do gel para o ultrassom, que atua como meio de condução para as ondas sonoras. Para a correta utilização do gel, atente-se a quantidade utilizada, pois o uso excessivo de gel para ultrassom e o "arraste" de gel antigo pode prejudicar o funcionamento do transdutor.

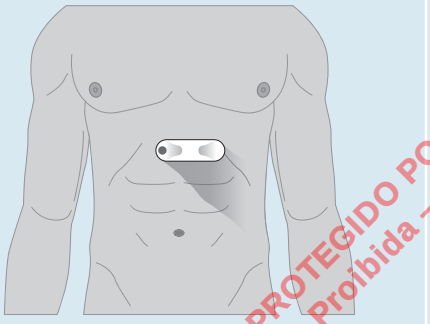
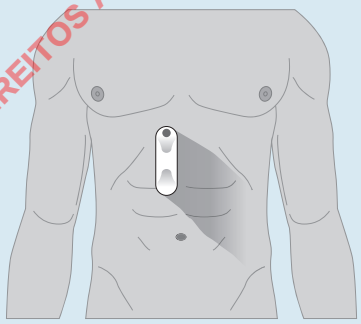
Vale ressaltar a importância de notificar o paciente sobre o uso do gel, uma vez que ele pode causar algum desconforto, principalmente entre o público pediátrico.

Quais os benefícios do gel para ultrassom?

- Elimina a perda de energia no vácuo de ar existente entre o transdutor e o paciente; auxilia no manuseio do transdutor, evitando deslizamento por ser de uma textura pegajosa.

Posição do transdutor

Durante a realização da ultrassonografia o transdutor pode ser posicionado de forma:

Transversal Marcador do transdutor direcionado para o lado direito ou esquerdo do paciente	**Longitudinal** Marcador do transdutor direcionado para a região cranial do paciente
	

MATERIAL PROTEGIDO POR DIREITOS AUTORAIS – Distribuição Proibida –

Manuseio do transdutor

Na realização da ultrassonografia, certas técnicas manuais ajudam o operador a obter as imagens de forma nítida. Dentre esses movimentos básicos, temos:

- **Pressão:** consiste no aprofundamento do transdutor contra a superfície em análise, realizada normalmente em um ângulo de 90°.
- **Rotação:** movimento giratório do transdutor em seu próprio eixo.
- **Deslizamento:** movimento realizado ao longo da superfície em análise, com o transdutor em posição perpendicular à mesma. Pode ser realizada em qualquer direção.
- **Báscula:** movimento realizado inclinando o transdutor, mudando sua angulação em relação ao plano estudado.

Os movimentos podem ser combinados entre si, de acordo com a necessidade e a estrutura que se pretende atingir.

Profundidade

A profundidade em uma imagem ultrassonográfica define o quão superficial ou profundo a estrutura anatômica está sendo exibida, ou seja, a que distância do corpo o sistema de ultrassom tenta detectar a anatomia.

> A profundidade é medida em unidades de comprimento (em centímetros ou milímetros) e deve ser selecionada para otimizar o alcance do órgão alvo.

Modos de captura

Existem diferentes formas do equipamento de ultrassom processar os ecos recebidos pelo transdutor para a formação de imagem, dentre eles:

- **Modo B:** captura de imagens bidimensionais formadas pela representação da intensidade dos ecos em brilho. Assim, quanto maior a reflexão de ondas sonoras de um objeto, mais ecogênico ele será representado na imagem gerada. Considerando que um meio sólido (como, por exemplo, os ossos) tem uma reflexão sonora comparativamente maior, essa será representada na imagem ultrassonográfica como uma estrutura mais clara, de modo geral em tons de branco (hiperecoica). Enquanto isso, um meio gasoso como, por exemplo, o ar presente em alguma estrutura, será representado em preto (anecoica), pois não há retorno de eco.

> O Modo B foca principalmente na obtenção de imagens para a avaliação, com ênfase na dimensão espacial (tamanho e diâmetro).

MATERIAL PROTEGIDO POR DIREITOS AUTORAIS
– Distribuição Proibida –

A **Figura 1.11** representa um exemplo de aquisição de imagem no modo B para avaliação pulmonar.

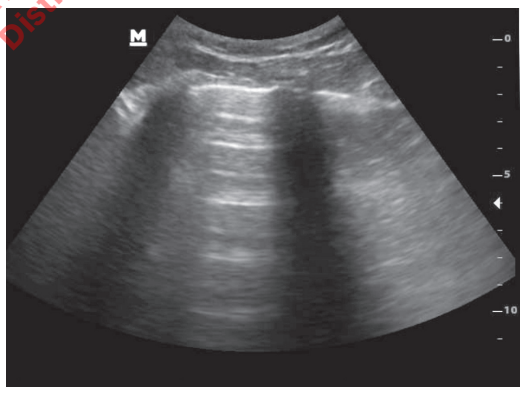


Figura 1.11. Exemplo de captura no modo B.
Fonte: Acervo dos autores.

Modo M: os ecos coletados são processados em gráficos temporais, com a intenção de mapear o movimento das estruturas. Associa-se a uma imagem em MODO B uma linha, que representa o sentido do feixe sonoro, perpassando a região de interesse. Isso pode ser útil na avaliação, por exemplo, do movimento das válvulas cardíacas para medir incompetência ou estenose, ou para medir a função do ventrículo esquerdo. No tórax, pode ser usado para observar o movimento e a função do diafragma.

> A imagem gerada pelo modo M é representada pelo movimento das estruturas analisadas dentro da linha do feixe.

Na **Figura 1.12**, temos um exemplo de aquisição no modo M: nota-se a linha do feixe e a representação gráfica abaixo representando a onda sonora perpassando o feixe para avaliação do diâmetro da veia cava inferior.



MATERIAL PROTEGIDO POR DIREITOS AUTORAIS – Distribuição Proibida –

Figura 1.12. Exemplo de captura no modo M.
Fonte: Acervo dos autores.

- **Modo Doppler colorido:** o Doppler é a mudança na frequência ou comprimento de uma onda sonora detectada em um ponto de observação em movimento em relação a uma fonte fixa de onda sonora. No contexto clínico, o efeito Doppler é frequentemente utilizado na ultrassonografia vascular ou cardíaca. Quando ondas sonoras são emitidas por um transdutor e refletidas por estruturas em movimento, como o sangue dentro dos vasos sanguíneos, a mudança na frequência das ondas refletidas é detectada. Isso permite aos profissionais de saúde avaliar a direção, a velocidade e o padrão do fluxo sanguíneo, fornecendo informações valiosas sobre a circulação e a função vascular do paciente.

Foco

Isso pode ser útil para melhorar a resolução lateral, ou seja, discriminar entre duas estruturas na mesma profundidade, e deve ser ajustado para a área de interesse.

Ganho

Para otimização das imagens pode-se alterar o ganho (brilho) de duas formas: ganho e compensação de ganho de tempo (TGC), portanto o ganho ideal é aquele que permite diferenciar as estruturas vizinhas.

> Mudanças no brilho das imagens aumenta o contraste entre estruturas de diferentes ecogenicidades.

O **controle de ganho geral** controla a intensidade dos sinais elétricos recebidos pelo transdutor oriundo dos tecidos, devendo ser ajustado para diferenciar os tecidos, ou seja, o ganho geral altera o brilho de toda a imagem.

Os controles de **compensação de ganho de tempo** (TGC) se apresentam como uma série de botões dispostos verticalmente e podem ser ajustados para amplificar uma parte específica da imagem, ou seja, é possível aumentar o ganho em uma determinada região da imagem ultrassonográfica.

Presets

Muitos equipamentos apresentam *presets* (configurações) pré-definidas em relação ao ganho, potência e taxa de quadros com o intuito de obter melhores imagens. As predefinições do exame variam dependendo do transdutor utilizado.

Os *presets* mais comuns existentes são para exames abdominais, cardíacos, vasculares, obstétricos, musculoesqueléticos e nervos.

> Atenção: selecionar o *preset* de exame mais apropriado para o objetivo da ultrassonografia à beira leito e, em seguida, fazer ajustes finos manualmente para otimizar a imagem.

MATERIAL PROTEGIDO POR DIREITOS AUTORAIS
Distribuição Proibida –

Bibliografias Consultadas

- Acuson Confidential. Module 2 Basic Ultrasound Physics. P/N 58212 Rev. 2.
- Edelman SK. Understanding Ultrasound Physics. China. 4. ed. ESP, Inc., 2012.
- Kremkau FW. Princípios e instrumentos de ultrassonografia. 9. ed. St. Louis, MO: Saunders, 2016.
- Levitiv AB, Dallas AP, Slonim AD. Ultrassonografia à Beira do Leito na Medicina Clínica. 1 ed. Artmed, 2013.

- Levitov A. Critical Care Ultrasonography. Nova Iorque: McGraw-Hill, 2009.
- McCaffery J, Forsyth JM. Point of Care Ultrasound Made Easy. 1. ed. New York: CRC Press, 2020.
- Matsumoto M, Misawa N, Tsuda M, Manabe N, Kessoku T, et al. Expert Consensus Document: Diagnosis for Chronic Constipation with Faecal Retention in the Rectum Using Ultrasonography. Diagnostics (Basel). 2022 Jan 25;12(2):300. doi: 10.3390/diagnostics12020300.
- Moore CL, Copel JA. Point-of-care ultrasonography. The New England journal of medicine.2011, 364(8): 749-57. https://doi.org/10.1056/NEJMra0909487.
- Otto CM. Ecocardiografia Doppler. In: Livro didático de ecocardiografia clínica. 5. ed. Filadélfia: Saunders, 2013. p. 18.
- Soni NJ, Arntfiled R, Kory P. Poin of Care Ultrasound. 2. ed.; Philadelphia: Elsevier, 2020.
- Velasco IT, de Alencar JCG, Petrini CA. Procedimentos com Ultrassom no pronto-socorro. 1. ed. Barueri: Manole, 2021.

MATERIAL PROTEGIDO POR DIREITOS AUTORAIS
– Distribuição Proibida –