

PRINCÍPIOS BÁSICOS DA ULTRASSONOGRAFIA A BEIRA LEITO NA EMERGÊNCIA

INTRODUÇÃO

Vivenciamos nos últimos anos um processo em que a aplicação da ultrassonografia evoluiu – não somente no ambiente da radiologia, agora é possível usá-la, através de equipamentos portáteis, na cardiologia, ginecologia, obstetrícia, anestesiologia, emergência e terapia intensiva, por exemplo. O que torna essa tecnologia atraente para esses cenários são sobretudo o fato de ser um exame rápido, sem necessidade de transporte do paciente e sem uso de contraste. Atualmente é possível encontrar modelos de tamanho reduzido (imagem 1), portáteis, facilmente transportados, presentes nos departamentos de emergência, incluindo unidades de pronto atendimento.

Todavia, para que usemos de forma correta, é preciso conhecer alguns aspectos básicos sobre o funcionamento da ultrassonografia. Nesse arquivo iremos resumir de forma didática e prática os princípios físicos da ultrassonografia e doppler, a escolha correta de transdutores e *presets*, o processo de formação e interpretação de imagem e o fenômeno doppler.



Imagem 1 – Modelo portátil de ultrassonografia (Adobe Stock, ID [248790991](#)).

TEMA 1 – PRINCÍPIOS FÍSICOS DA ULTRASSONOGRAFIA

A ultrassonografia diagnóstica consiste num método em que somos dependentes de energia acústica ou som – no caso, ultrassom. Podemos definir aqui o som como sendo uma forma de energia mecânica resultante da vibração de moléculas em um meio físico, ao passo que ultrassom seria o som com frequências superiores a 20.000 Htz. Na ultrassonografia diagnóstica, usamos frequências superiores a um milhão (mega) Htz. A imagem 2 diferencia graficamente essas frequências.

Contudo, para que esse processo ocorra é preciso uma fonte sonora, em geral representada pelos cristais piezoelétricos. O efeito piezoelétrico é uma propriedade de certos cristais de converter distorções mecânicas em pulsos elétricos – no chamado efeito piezoelétrico direto – e os pulsos elétricos em distorções mecânicas de ultrassom, no chamado efeito indireto. A ultrassonografia utiliza ambos os efeitos piezoelétricos para a produção de ultrassom e o processamento de imagem.

Os elementos piezoelétricos citados estão no centro do transdutor de ultrassom. Esses transdutores – os quais serão abordados com mais detalhes no tema 3 – podem ser de imagem, os quais são usados para identificar estruturas anatômicas, ou transdutores de doppler, os quais são usados para calcular velocidade de superfície refletora em movimento, apresentando este em forma de cor, gráfico, som, ou combinação desses fatores.

Aplicando o mencionado no início desta seção para os transdutores de ultrassom, note que estes apresentam uma dupla função: ao mesmo tempo que atuam como transmissores de ondas ultrassônicas, convertendo impulsos elétricos em ondas acústicas, também atuam como receptores, convertendo a onda de ultrassom em um impulso elétrico. É desta forma que a imagem será formada.



Imagem 2 – Frequências das ondas sonoras. Os sons com frequência superior a 20.000 Htz não são audíveis aos ouvidos humanos, sendo denominados de ultrassons. (Levitov, Alexander, B. et al. *Ultrassonografia à Beira do Leito na Medicina Clínica*. Disponível em: Minha Biblioteca, Grupo A, 2013. Página 22).

TEMA 2 – CARACTERÍSTICAS DAS ONDAS SONORAS

O som é uma forma de energia mecânica que requer um meio físico para sua propagação – o que significa que não pode ser propagado no vácuo e que as propriedades do meio irão influenciar nas características das ondas sonoras. Para entender como funciona o equipamento de ultrassom, será preciso antes entender alguns termos importantes no que diz respeito as características das ondas acústicas. Embora existam inúmeras outras propriedades, as dispostas abaixo são as mais relevantes para a compreensão do processo de formação de imagem e a correta instrumentalização do seu exame.

2.1 Período e frequência

O tempo necessário para que uma onda sonora complete um ciclo é chamado de período, o qual é medido em microssegundos. Já a frequência é a quantidade de ciclos por segundo, sendo o inverso do período e medida em Htz. Um Hertz significa 1 ciclo por segundo, 1 Kiloherz 1000 ciclos por segundo e 1 Megahertz 1 milhão de ciclos por segundo.

Aplicação prática: no treinamento prático você terá contato com diferentes transdutores, cada qual operando com diferentes intervalos de **frequência**.

2.2 Velocidade de propagação

Velocidade de propagação não deve ser interpretada como velocidade do som. Como vimos, o som depende de um meio físico para se propagar (não se propaga no vácuo) e por isso varia entre os diferentes meios conforme a densidade e elasticidade destes. Para exemplificar, o som se propaga mais rápido nos sólidos do que nos líquidos, e mais rápido nos líquidos do que nos gases (tabela 1).

Tecido	Velocidade (m/s)
Ar	300
Tecido adiposo	1450
Água	1430
Sangue	1570
Fígado	1550
Músculo	1585
Osso	4080

Tabela 1 – Velocidade de propagação do som em diferentes tecidos (adaptada de FREITAS, P; GARCIA J; MARUM F. *Ultrassonografia vascular: Sistematização de exames*. São Paulo: Fatesa/Eurp, 2018).

Assim, quanto maior a densidade, maior será a velocidade de propagação. Foi padronizado a velocidade de 1540 metros por segundo (m/s) como a velocidade média de propagação nos tecidos moles em humanos.

2.3 Comprimento da onda

Corresponde a extensão de um ciclo de onda medida em unidades de distância. Ou seja, é a distância entre dois picos consecutivos de onda expressa em centímetros ou milímetros, por exemplo.

Apresenta uma relação inversamente proporcional a frequência e direta com a velocidade – aumentando a frequência e mantendo a velocidade (a qual depende do meio) o comprimento da onda diminui.

Aplicação prática: compreender a relação inversamente proporcional entre comprimento de onda e frequência, quando não mudamos o meio de transmissão, é muito importante para que você tenha sucesso na instrumentalização básica do aparelho. Por exemplo, imagine uma situação prática na emergência em que você precisa visualizar uma estrutura mais profunda no seu paciente – você está realizando a insonação do espaço hepatorenal em busca de líquido livre (tópico que será detalhado em E-FAST). Nesse caso, ao escolher um transdutor de **alta frequência (linear)** as ondas sonoras emitidas terão um **comprimento reduzido**, o que fará que você não tenha um “alcance” suficiente para identificar líquido livre. Por outro lado, ao trocar por um transdutor **curvilíneo (baixa frequência)**, o **comprimento de onda será maior** e por consequência será possível identificar líquido livre abdominal, se presente.

2.4 Intensidade, potência e amplitude

Amplitude é a magnitude do som – é a altura do sinal sonoro, medida em decibéis (dB). Potência é a energia gerada no transdutor e aplicada ao paciente. Maiores potências levam a maiores penetrações e ecos mais fortes – aumento na amplitude do eco. Essa variável é expressa em watts/cm². Já a intensidade se refere a potência de uma onda dividida pela área sobre a qual a potência é aplicada.

2.5 Atenuação

Uma onda de ultrassom se propagando por um meio biológico libera parte de sua energia em forma de calor e vibração tecidual. O resultado disso é a diminuição de amplitude, ou seja, a perda de intensidade de um feixe acústico ao passar por um meio. Quanto mais alta a frequência da onda, mais energia será liberada e maior será o coeficiente de atenuação.

Aplicação prática: assim como a intensidade do som é reduzida à medida que penetra mais profundamente nos tecidos, o mesmo fenômeno ocorre com os ecos ao retornar ao transdutor. Por isso existe um mecanismo que veremos adiante – sob o subtítulo de configurações do aparelho e instrumentação – que serve para

compensar a atenuação, ou seja, um amplificador diferencial chamado TGC (compensação do ganho de tempo), sendo este o grande responsável pelo aspecto homogêneo da imagem no ultrassom.

2.6 Reflexão e Refração

Todo som reflete nos objetos e volta na forma de eco. Uma maneira de calcular a “refletividade” de uma interface é através de um parâmetro chamado impedância acústica. Quanto maior a diferença entre impedância acústica entre as interfaces, maior será a reflexão da interface.

Podemos dizer que a reflexão de um feixe sonoro depende da diferença de impedância acústica entre dois meios e do ângulo em que este atinge a interface. Analisando o primeiro componente, considerando que os tecidos biológicos em sua maioria apresentam pequenas diferenças na impedância acústica (com exceção de ar e ossos), um pequeno componente do feixe será refletido em cada interface. Por outro lado, quando o som atravessa grandes variações de impedância acústica, grande parte dele será refletido, havendo grande atenuação do feixe e perda da imagem que se encontra posterior a zona em que ocorreu essa transição – isso explica o fenômeno que veremos adiante de “sombra acústica posterior” (imagem 3).

Aplicação prática: sabendo que a otimização da imagem obtida depende do processo de reflexão supracitado e que este, por sua vez, depende do ângulo de insonação, um cuidado deve ser tomado – ao detalhar uma estrutura em especial, como a veia jugular durante a passagem de um dispositivo central guiado, por exemplo, o seu transdutor deve estar orientado o mais próximo possível de 90 graus para esta estrutura. Caso contrário, o processo de reflexão estará comprometido e a visão anatômica da estrutura através do ultrassom também.

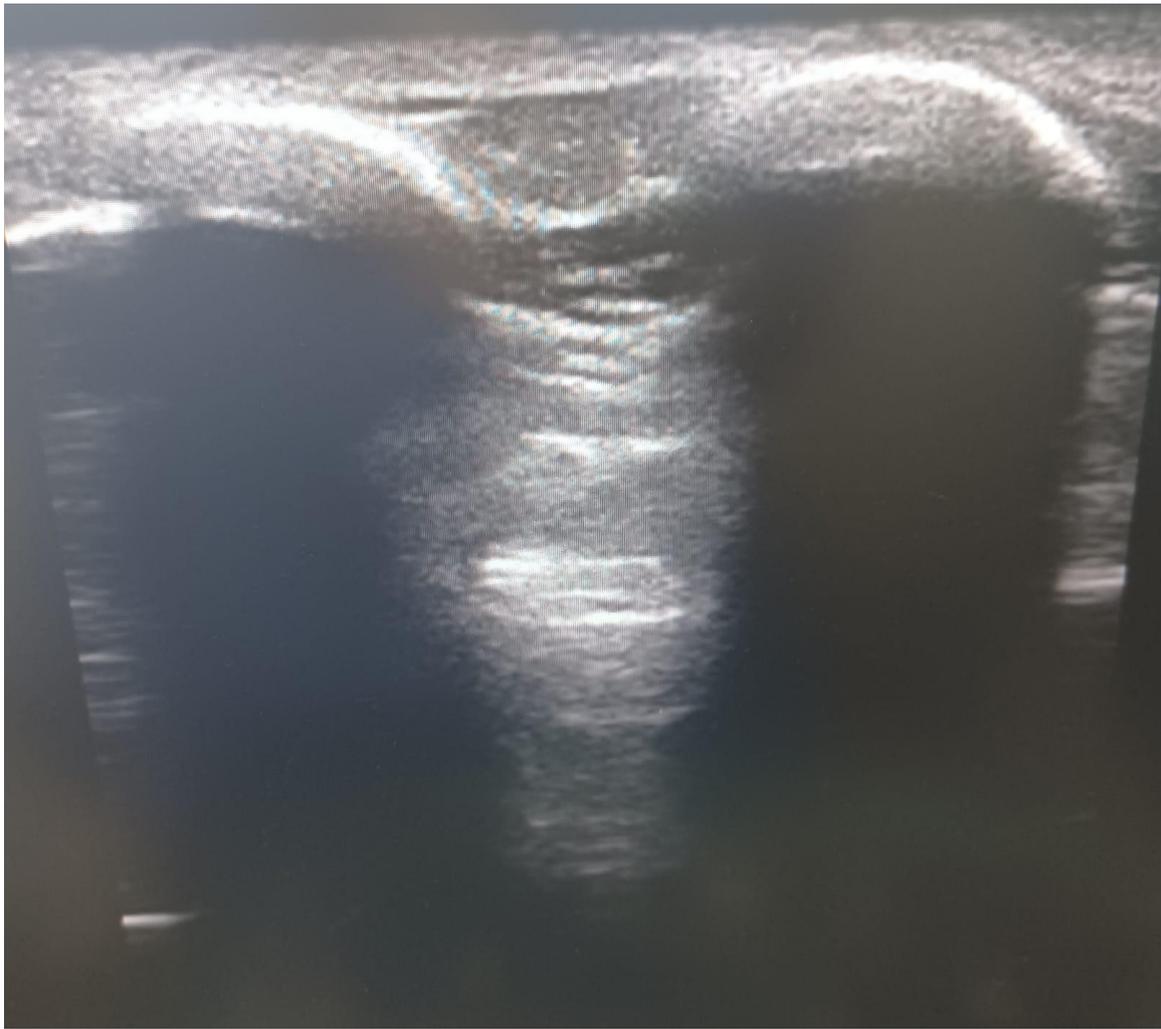


Imagem 3 – Ultrasonografia de tórax realizada com uma sonda de arranjo linear, onde há perda da imagem posterior as costelas, devido à alta impedância acústica óssea, gerando a sombra acústica posterior. (acervo pessoal do autor).

Já a mudança na direção do som quando passa de um meio elástico para o outro é chamado de refração. Isso ocorre sobretudo quando o som atinge a interface em ângulos diferentes de 90 graus.

2.7 Interação entre ondas

As duas principais interações a serem abordadas são as interferências destrutivas e construtivas. Quando duas ondas se encontram em concordância de fases, haverá um aumento de amplitude (reforço) e quando em discordância, ou sentidos opostos, poderemos ter anulação do som.

TEMA 3 – PROCESSO DE GERAÇÃO DE IMAGEM

A imagem formada depende de vários processamentos baseados nos princípios físicos do ultrassom citados no tema anterior. As informações presentes nos ecos pós processados são convertidas em sinais digitais – pixel – que por sua vez são os elementos básicos na formação das imagens. Pixel é, portanto, o elemento básico da imagem digital. No monitor do ultrassom a imagem aparecerá como múltiplas linhas verticais e horizontais.

Como visto previamente, a maneira com a qual a imagem se apresenta vai depender do conjunto de ondas produzidas pelo transdutor, chamado de feixe de ultrassom. No que diz respeito a esse feixe, 3 zonas devem ser ressaltadas:

- 1) Zona proximal: porção do feixe acústico que vai do transdutor até a divergência do feixe. O feixe costuma ser focalizado nessa zona, melhorando a resolução lateral.
- 2) Zona distal: porção do feixe acústico a partir do qual o feixe começa a divergir. O ângulo de divergência é inversamente proporcional à frequência da onda e ao diâmetro do cristal do transdutor.
- 3) Zona focal: é a região do feixe focalizado, onde a resolução lateral é melhor. Transdutores de múltiplos elementos, como o *phased array* e *linear array* essa zona pode ser selecionada no painel do equipamento.

Aplicação prática: ondas de alta frequência apresentam foco mais estreitos, sendo associada a resolução lateral mais alta e por isso melhor qualidade da imagem. Por exemplo, se você irá realizar uma punção venosa guiada, seu objetivo será a melhor resolução possível de uma estrutura superficial e por isso a escolha será por um transdutor de **alta frequência**.

3.1 Formação de imagem

As formas mais comuns na prática clínica para formação de imagens são os modos A, B, M e, mais recentemente, os modos 3D e 4D. atualmente o modo A está em desuso em relação aos demais.

O modo B é o mais comum na prática clínica. Nesse tipo de processamento, todos os ecos são mostrados de forma simultânea, sendo representados por diferentes escalas de cinzas conforme a amplitude dos ecos, como na imagem 4.

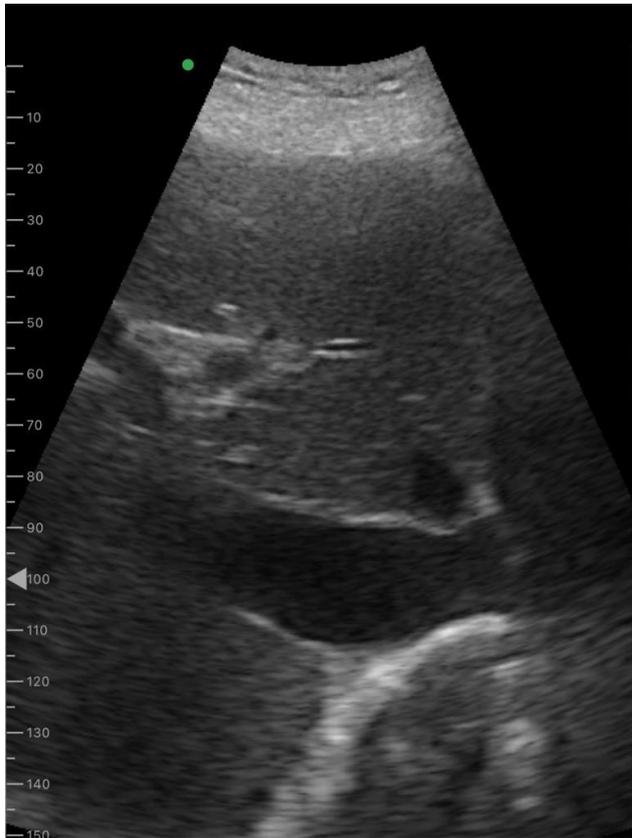


Imagem 4 – Imagem em modo B realizada com um transdutor curvilíneo para visualização da veia cava inferior, a qual aparece como uma estrutura anecoica desembocando na junção cavoatrial. (acervo pessoal do autor).

Outro tipo comum de formação de imagem é o modo M. Nesse modo a representação é unidimensional, de forma que os ecos imóveis aparecem como linhas retas, e os ecos móveis como linhas sinuosas, o que permite mensurar a quantidade de movimento registrado. Alguns usos comuns na emergência do modo M incluem: deslizamento pleural frente a suspeita de pneumotórax (sinal da areia da praia e sinal do código de barras), avaliação de variação da veia cava inferior e avaliação de função ventricular direita através do TAPSE (imagem 5).

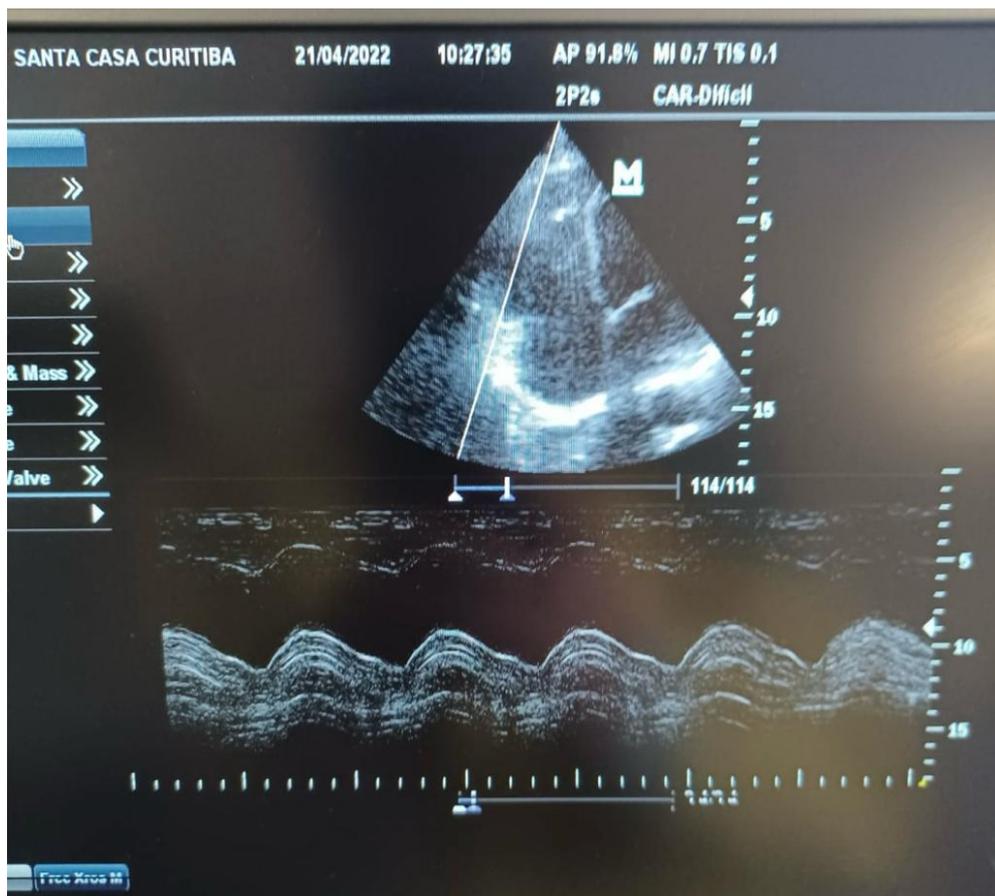


Imagem 5 – Exemplo de aplicação do modo M no cenário de emergência – selecionado “M mode” no aparelho, uma linha vertical irá aparecer para ser posicionada na estrutura a ser avaliada. Na imagem, posicionando no ponto de inserção da valva tricúspide na parede livre do ventrículo direito, será possível avaliar a movimentação dessa válvula ao longo do tempo, conforme aparece na parte abaixo da imagem. Essa avaliação é chamada TAPSE - tricuspid annular plane systolic excursion – sendo muito útil na emergência frente a suspeita de tromboembolismo pulmonar. (acervo pessoal do autor).

TEMA 4 – TIPOS DE TRANSDUTORES, VARREDURAS E INSTRUMENTAÇÃO

Como visto anteriormente, os transdutores são dispositivos que transformam uma forma de energia em outra – transformam tanto energia elétrica em ultrassom como a energia mecânica (ultrassom) em sinais elétricos. Todavia, existem vários tipos de transdutores, os quais podem ser divididos de acordo com o formato,

forma e frequência de emissão, por exemplo. Aqui abordaremos as diferenças dos transdutores conforme o formato destes.

4.1 Formato dos transdutores

A maioria dos transdutores atuais são multifrequenciais, apresentando múltiplos cristais piezoelétricos funcionando em uníssono. Podemos classificar esses arranjos em convexos, lineares e setoriais, principalmente, por serem os mais disponíveis nos setores de pronto atendimento.

Linear:

- Os elementos ativos são posicionados em uma linha reta, de forma que a imagem gerada terá formato quadrado.
- São transdutores com vantagem de boa visualização de estruturas mais superficiais., apresentado ótima qualidade de imagem para estas.
- A imagem gerada em formato retangular implica que toda a superfície de contato é vista desde o início da imagem – essa característica é uma grande vantagem para procedimentos guiados, já que será possível visualizar a trajetória da agulha desde o momento de introdução desta sob a pele.
- As desvantagens incluem a incapacidade de correta avaliação de estruturas mais profundas (inadequado para visualizar toda a extensão de um líquido livre em abdômen, por exemplo), e a grande superfície de contato (inadequado para visualizar coração, onde tanto a profundidade quanto a interposição das costelas na imagem serão limitantes).
- **Exemplos de uso prático na emergência:** punção venosa central guiada e avaliação detalhada da pleura na suspeita de pneumotórax.

Convexo:

- Aqui temos uma ativação realizada nos cristais de maneira individual, sendo de uma extremidade do arranjo a outra.
- Embora tenham uma qualidade de imagem inferior em comparação ao arranjo linear, há aqui um alcance mais profundo.
- Assim como no linear, a superfície de contato maior pode torná-lo inadequado para visualizar o coração, devido a interposição com as costelas.

- **Exemplos de uso prático na emergência:** identificação de líquido livre abdominal em politraumatizados, avaliação de derrame pleural, mensuração de volume vesical, avaliação de edema agudo de pulmão e síndromes intersticiais em geral.

Setorial:

- Tipo de varredura que produz imagens triangulares, com característica de apresentar fácil acesso pelas costelas e alças intestinais por esse motivo.

- Essa mesma vantagem citada é uma desvantagem no que diz respeito ao estudo de estruturas superficiais.

- **Exemplos de uso prático na emergência:** avaliação volêmica através da veia cava inferior, avaliação cardíaca focada, estimativa de débito cardíaco.



Imagem 6 – principais tipos de transdutores, da esquerda para direita: convexo, linear a setorial (Adobe Stock, 362356763).

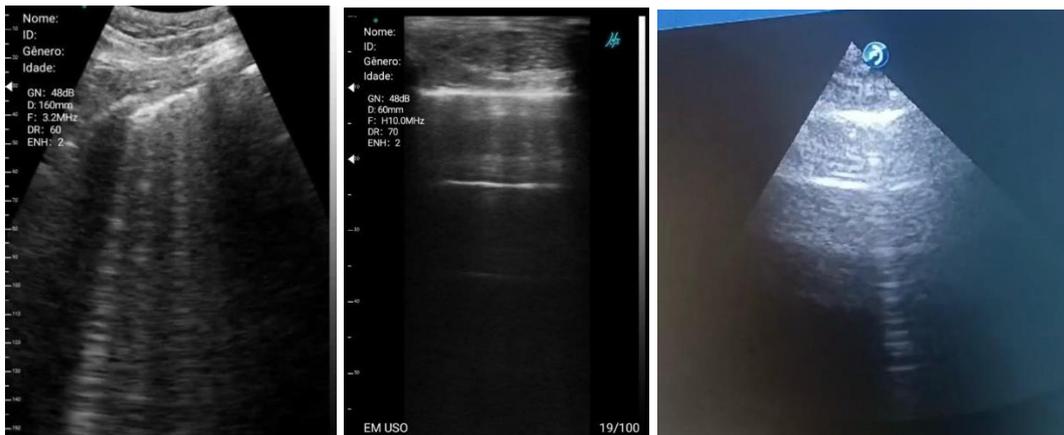


Imagem 7 – Comparação entre formato das imagens produzidas por cada transdutor, realizadas em região anterior torácica em pacientes diferentes. Da esquerda para direita: A – imagem torácica produzida com um transdutor curvilíneo, gerando um formato em trapézio. B – imagem torácica com um transdutor linear, gerando um formato retangular e melhor resolução da estrutura pleural. C – imagem torácica gerada por um transdutor setorial, com formato triangular e definição pleural limitada. (Acervo pessoal do autor).

4.2 Instrumentação

Neste tópico abordaremos alguns “botões” ou configurações importantes para a que você obtenha uma correta imagem.

Ganho:

- O ajuste do ganho é realizado através do “controle geral do ganho” e o TGC (*time gain compensation*).

Congelamento da imagem:

- Controle essencial para documentar imagens e evitar fatores confundidores no exame dinâmico, tais como respiração, batimentos cardíacos etc.
- Pode aparecer sob o nome de “freeze”.

Calipers:

- São marcadores que permitem uma medida acurada entre as interfaces.

-
- Geralmente exprimem distâncias em centímetros ou milímetros, mas podem também calcular circunferências e áreas em certos aparelhos.

Focalização:

- Pode-se focalizar o feixe acústico em diferentes profundidades, melhorando a resolução da imagem nessas áreas.

TEMA 5 – FENÔMENO DOPPLER

Se a fonte sonora está em movimento em relação ao observador, a frequência da onda sonora passa por uma mudança. Esse mesmo princípio pode ser aplicado para o eco se a interface refletora estiver em movimento. Se o objeto refletor estiver se movendo em direção a fonte sonora, a frequência do som refletido será mais alta, no chamado desvio doppler positivo. Por outro lado, se o refletor se mover em direção oposta à fonte sonora, a frequência do eco será menor que a frequência da onda emitida, ao que chamamos de efeito doppler negativo.

Por isso podemos dizer que o desvio doppler é a diferença entre a onda ultrassônica emitida e a refletida, geralmente aparecendo numa frequência audível, apesar dos sons emitidos e refletidos serem de frequência ultrassônica. Esse fenômeno doppler permite estimar a velocidade de objetos refletores em movimento. Para que o cálculo dessa velocidade seja preciso, o ângulo de incidência deve ser o mais perto possível de 0, não sendo possível realizar o cálculo da velocidade caso o ângulo de incidência seja de 90 graus.

As informações obtidas pelo doppler podem ser representadas de várias formas. Na forma audível, por exemplo, quanto mais alto o som, maior o volume de fluxo. Já na forma gráfica, há um referencial, sendo que o que estiver acima deste referencial está se movimentando em direção ao transdutor, e estando abaixo deste, movimenta-se em direção oposta ao transdutor. A representação disso em cor seria através das cores vermelhas (refletor se movendo em direção ao transdutor) ou azul (se afastando do transdutor).

Os formatos de doppler usados na prática clínica incluem o doppler pulsado, doppler contínuo e doppler tecidual.

5.1 Doppler pulsado (PW)

No doppler pulsado, pulsos curtos e intermitentes de ultrassom são emitidos e o equipamento “ouve” os ecos de um ponto pré-determinado pelo examinador. Um aspecto limitante nesse formato é a velocidade máxima do fluxo a ser avaliado: velocidade muito altas geram o fenômeno de ambiguidade, o qual torna impossível avaliação precisa da velocidade.

Exemplo prático na emergência: modalidade que pode ser usada para diferenciar um vaso arterial de um venoso em casos em que outros parâmetros anatômicos sejam inconclusivos (imagem 8). Também é comum seu uso na terapia intensiva para estimativa de débito cardíaco.

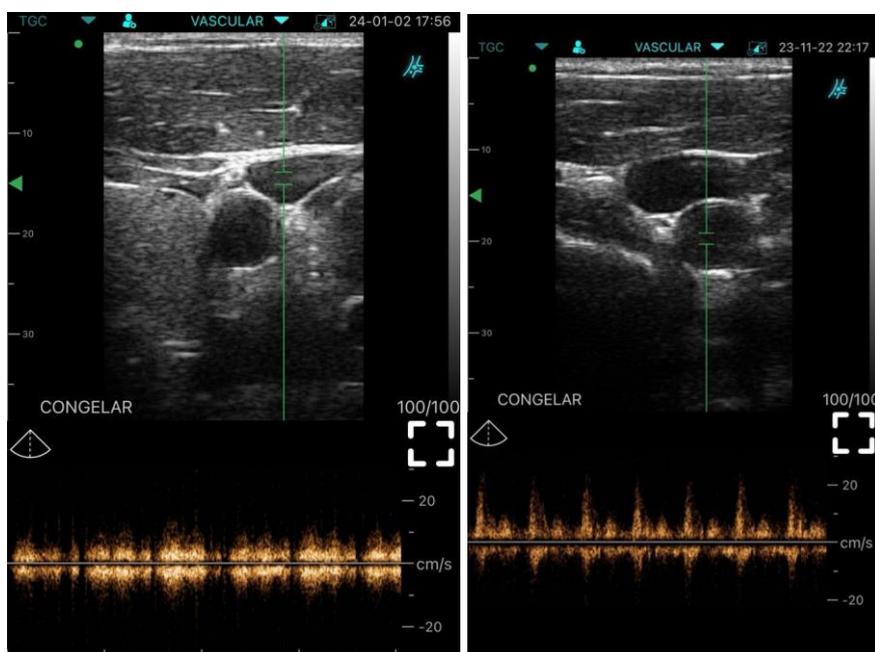


Imagem 8 – Uso do doppler pulsado (PW) para diferenciação de fluxo venoso (imagem a esquerda, fluxo monofásico) de arterial - à direita, fluxo pulsátil. (Acervo pessoal do autor).

5.2 Doppler contínuo (CW)

No doppler contínuo, o equipamento (transdutor) transmite e recebe sinais ultrassônicos de maneira contínua e simultânea. Nesse modo, os sinais refletidos ao longo de todos os pontos dos feixes ultrassônicos serão registrados de forma simultânea. Aqui é impossível saber a origem exata de onde o fluxo está sendo registrado, porém esse modo é capaz de registrar velocidades muito elevadas.

Exemplo prático na emergência: apesar de menos utilizada em relação às outras modalidades, para operadores mais experientes pode ser útil na avaliação de pacientes com valvopatias descompensadas e sobrecarga de câmaras direitas (imagem 9)

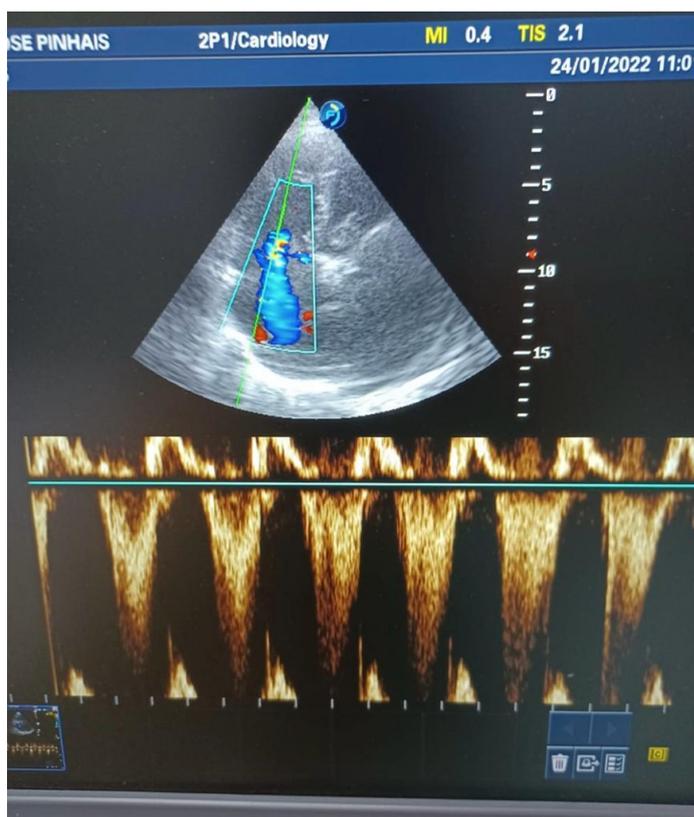


Imagem 9 – Uso do doppler contínuo (CW) para avaliação de refluxo tricúspide e estimativa de pressão sistólica da artéria pulmonar. (Acervo pessoal do autor).

5.3 Doppler colorido

O doppler colorido usa a emissão de ondas pulsadas sobrepostas a imagens em modo M ou imagens bidimensionais. Nesse modo teremos um padrão que fornecerá informações sobre a direção do fluxo: fluxos se aproximando do transdutor aparecem em vermelho, se afastando em azul e fluxos turbulentos em um "mosaico de cores" (imagem 10).

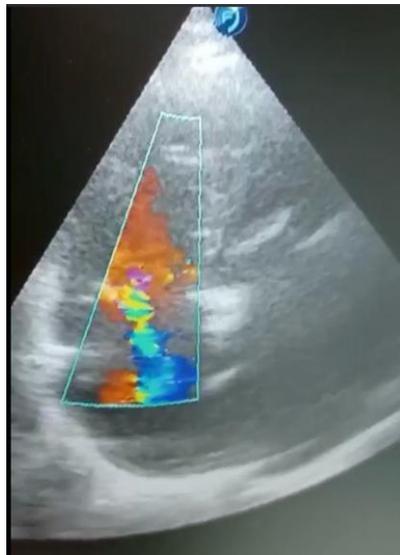


Imagem 10 – Doppler colorido aplicado em câmaras direitas – note a coloração em vermelho acima, mosaico de cores ao meio e azul abaixo, as quais informam acerca de direcionamento do fluxo sanguíneo. (Acervo pessoal do autor).

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1) CAMANO, L.; MORON, A. F.; NARDOZZA, L. M. M. **Ultrassonografia 3D em obstetrícia**. Barueri, SP: Manole, 2012.
- 2) CAMPOS, A. P. D.; CAMARGO, R. **Ultrassonografia, mamografia e densitometria óssea**. 1 ed. São Paulo: Érica, 2015.
- 3) FREITAS, P; GARCIA J; MARUM F. **Ultrassonografia vascular: Sistematização de exames**. São Paulo: Fatesa/Eurp, 2018.
- 4) LEVITOV, A. B.; DALLAS, A. P.; SLONIM, A. D. **Ultrassonografia à beira do leito na medicina clínica**. Porto Alegre: AMGH, 2013.