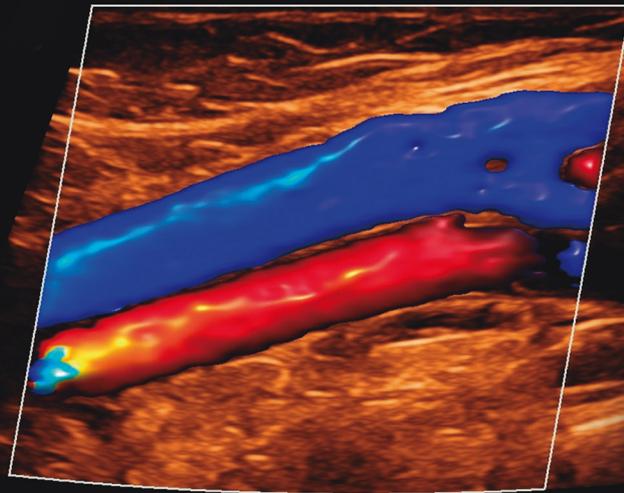


EDITOR

Robson Barbosa de Miranda

Coeditores

Viviane Augusto Pereira Couto
Carine Marianne M. A. de Mendonça
Rafael Couto Melo
Allison Roxo Fernandes



Doppler Venoso

Do **Diagnóstico** à **Intervenção**

Diivros

Parte 1

Anatomia, Fisiologia e Princípios Básicos da Ecografia Venosa

Capítulo 1	Fundamentos de Ultrassom e Doppler ao Exame Venoso	3
	Robson Barbosa de Miranda	
Capítulo 2	Anatomia Sonográfica Venosa dos Membros Inferiores	25
	Renata Lúcia Barreto de Andrade Lima Netto ■ Thaís Menezes de Andrade Honorato ■ Carine Marianne Melo Araújo de Mendonça ■ Robson Barbosa de Miranda	
Capítulo 3	Anatomia Venosa dos Membros Superiores	63
	Isabela Yones Nogara ■ Isabela Santas Miranda ■ Robson Barbosa de Miranda	
Capítulo 4	Anatomia do Sistema Venoso Abdominal	79
	Carine Marianne Melo Araújo de Mendonça	
Capítulo 5	Anatomia Sonográfica Venosa Cervical	91
	Camila Aloise Cruz ■ Robson Barbosa de Miranda	
Capítulo 6	Fisiologia Venosa Aplicada ao Doppler	101
	Rafael Couto Melo	
Capítulo 7	Maximização do Potencial do Equipamento de Ultrassom	113
	Marcelo Melzer Teruchkin	
Capítulo 8	Configurações e Ajustes do Aparelho de Ultrassom para Exame Venoso	133
	Robson Barbosa de Miranda	
Capítulo 9	Princípios de Ergonomia Aplicados ao Exame de Doppler Venoso	151
	Fabia Cristina Alegrance ■ Ana Tereza Coelho	

Parte 2

Insuficiência Venosa

Capítulo 10	Técnica do Exame	163
	Robson Barbosa de Miranda ■ Allison Roxo Fernandes	
Capítulo 11	A Sutil Arte do Manuseio do Transdutor	187
	Robson Barbosa de Miranda ■ Gabriela Alencar Falcão Farias	
Capítulo 12	Padrões de Refluxo nas Veias Safenas	199
	Allison Roxo Fernandes ■ Robson Barbosa de Miranda	

Capítulo 13	Aspectos Ultrassonográficos das Recidivas das Varizes	223
	Robson Barbosa de Miranda	
Capítulo 14	Estudo das Veias Perfurantes	243
	Fabrcio Rodrigues Santiago	
Capítulo 15	Avaliação da Localização dos Nervos no Contexto da Intervenção Venosa	253
	Robson Barbosa de Miranda	
Capítulo 16	A Cartografia Vasculr no Laudo da Insuficiência Venosa	269
	Marcondes Figueiredo	
Capítulo 17	A Cartografia Venosa e a Cirurgia de Varizes	277
	Augusto Cezar Antunes de Sampaio Filho ■ Alejandro Boroda ■ Franco D. Arias ■ Oscar Hugo Bottini	

Parte 3

Doença Tromboembólica

Capítulo 18	Aspectos Ecográficos na Trombose Venosa Aguda	299
	Adriana Ferraz ■ Mariana Ferraz Corrêa de Araújo	
Capítulo 19	Aspectos Ecográficos na Retrombose	343
	Alexandre Cesar Fioretti	
Capítulo 20	Aspectos Ecográficos na Trombose Venosa Crônica	347
	Alexandre Cesar Fioretti	

Parte 4

Avaliação das Veias Abdominais

Capítulo 21	Veia Cava Inferior e Veias Ilíacas	365
	Anderson Nadiak Bueno	
Capítulo 22	Veias Renais	379
	Ronaldo Dávila ■ Bruna Campos Oliveira	
Capítulo 23	Varizes Pélvicas – Abordagem Transabdominal	387
	Clovis Bordini Racy Filho	
Capítulo 24	Varizes Pélvicas – Abordagem Endocavitária	439
	Fanilda Barros ■ Joana Storino	
Capítulo 25	Sistema Porta	453
	Nathália Kitamoto Cardoso ■ Alessandro Borges Alla ■ Carine Marianne Melo Araújo de Mendonça	

Parte 5

Avaliação das Veias dos Membros Superiores

Capítulo 26	Alterações Venosas da Cintura Escapular e Cervical	471
	Danilo Argollo Pirutti Silva ■ Robson Barbosa de Miranda	

Parte 6

Mapeamento Venoso para Revascularização e Fístula Arteriovenosa

Capítulo 27	Mapeamento das Veias dos Membros Inferiores	485
	Thabata Carlesso Pimenta ■ Robson Barbosa de Miranda	

Capítulo 28	Mapeamento das Veias dos Membros Superiores	495
	Arnaldo Cavalcanti Barreto Filho	

Parte 7

Intervenções Venosas EcoGuiadas

Capítulo 29	Técnicas de Visualização de Agulha	513
	Robson Barbosa de Miranda	
Capítulo 30	Acesso Venoso Central EcoGuiado	529
	Viviane Augusto Pereira Couto	
Capítulo 31	Acesso Venoso Periférico	541
	Ana Beatriz Paviotti	
Capítulo 32	Termoablação a Laser de Veias Tributárias	549
	Charles Esteves Pereira	
Capítulo 33	Termoablação de Safenas e Perfurantes	567
	Robson Barbosa de Miranda ■ Viviane Augusto Pereira Couto	
Capítulo 34	Quimioablação Venosa com Espuma	591
	Maria Carolina Cozzi Pires de Oliveira Dias ■ Robson Barbosa de Miranda	
Capítulo 35	Mecanoquimioablação Venosa (MOCA)	601
	Rodrigo Kikuchi	
Capítulo 36	Seguimento Pós-Intervenção na Insuficiência Venosa	613
	Alcides José Araújo Ribeiro ■ Robson Barbosa de Miranda	
Capítulo 37	Acesso Venoso para Fibrinólise	629
	Matheus Rocha Araújo ■ Thaís Menezes de Andrade Honorato ■ Rafael Noronha Cavalcante ■ sKenji Nishinari	

Parte 8

Ultrassom Doppler Venoso Pediátrico

Capítulo 38	Pesquisa e Implante de Acesso Venoso em Pediatria	635
	Priscila Cardoso Braz Ascar ■ Bárbara Peres Lapetina Gonçalves Saraiva	
Capítulo 39	Anomalias Vasculares: Hemangiomas e Malformações	647
	Maysa Heineck Cury	

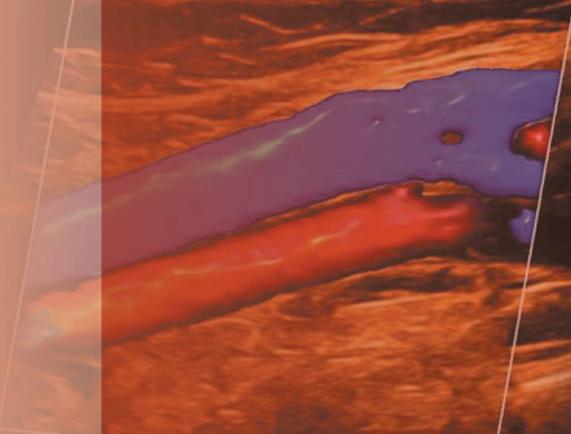
Parte 9

Outras Técnicas

Capítulo 40	Mapeamento Venoso da Face para Procedimentos Vasculares e Dermatológicos	671
	Flávia Magella	
Capítulo 41	Uso do Ultrassom no Tratamento de Varizes com Laser Transdérmico	687
	Robson Barbosa de Miranda	
Índice Remissivo		697

Doppler Venoso

Do **Diagnóstico** à **Intervenção**



PARTE 1

Anatomia, Fisiologia e Princípios Básicos da Ecografia Venosa

- Capítulo 1 Fundamentos de Ultrassom e Doppler ao Exame Venoso, 3
- Capítulo 2 Anatomia Sonográfica Venosa dos Membros Inferiores, 25
- Capítulo 3 Anatomia Venosa dos Membros Superiores, 63
- Capítulo 4 Anatomia do Sistema Venoso Abdominal, 79
- Capítulo 5 Anatomia Sonográfica Venosa Cervical, 91
- Capítulo 6 Fisiologia Venosa Aplicada ao Doppler, 101
- Capítulo 7 Maximização do Potencial do Equipamento de Ultrassom, 113
- Capítulo 8 Configurações e Ajustes do Aparelho de Ultrassom para Exame Venoso, 133
- Capítulo 9 Princípios de Ergonomia Aplicados ao Exame de Doppler Venoso, 151

Fundamentos de Ultrassom e Doppler ao Exame Venoso

Robson Barbosa de Miranda

INTRODUÇÃO

Para realizar exames ultrassonográficos Doppler venosos com precisão, é fundamental compreender os princípios da imagem por ultrassom e do Doppler. Embora sejam complexos, esses conceitos são essenciais para uma interpretação adequada dos fenômenos físicos, contribuindo para a formação de imagens anatômicas, a detecção do fluxo sanguíneo e a identificação de artefatos. Muitas vezes, a correta interpretação do conjunto de dados obtidos em um estudo ultrassonográfico vascular depende do entendimento correto dos fenômenos físicos relacionados com essas informações. Este capítulo tem como objetivo esclarecer esses princípios, apresentando exemplos práticos de suas aplicações no contexto ecográfico vascular venoso.

CARACTERÍSTICAS FUNDAMENTAIS DO SOM

O som, uma onda mecânica que se propaga por um meio, tem características diferentes que afetam sua propagação e interação (Figura 1.1):

- Frequência: representa o número de oscilações por segundo, medida em Hertz (Hz), e determina o tom do som. As frequências acima do limite de 20 Hz a 20 kHz são classificadas como ultrassônicas pelo espectro audível humano.
- Comprimento de onda: a distância entre dois picos sucessivos da onda, inversamente proporcional à frequência, indica a faixa em que o som pode efetivamente se propagar para fins diagnósticos.

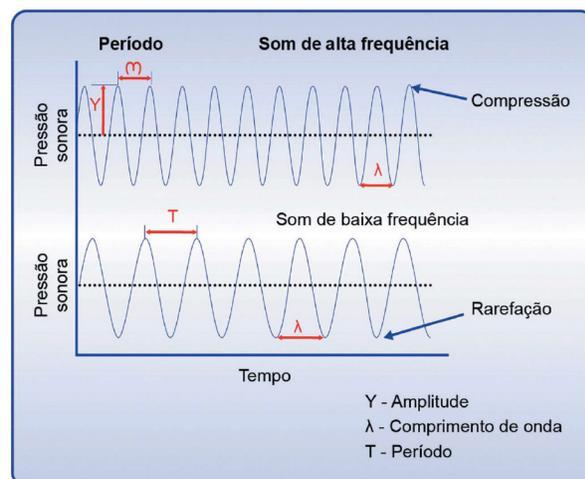


Figura 1.1 Características fundamentais das ondas sonoras.

- Período: o tempo para que um ciclo da onda se complete em um ponto fixo, inversamente relacionado com o comprimento de onda, afeta diretamente a qualidade da imagem ultrassonográfica.
- Amplitude: é a intensidade ou força da vibração das partículas que transmitem o som. A intensidade da onda sonora é essencial para a determinar da magnitude do sinal sonoro.

FREQUÊNCIAS E APLICAÇÕES CLÍNICAS

A seleção da frequência de ultrassom é adaptada à aplicação específica, buscando otimizar a resolução da imagem e a penetração tecidual. A seguir, alguns exemplos genéricos de aplicações clínicas e suas frequências de operação:

1. Ecocardiografia ($\approx 2-4$ MHz): avalia a estrutura e função cardíaca, equilibrando resolução e penetração.
2. Abdome ($\approx 2-5$ MHz): imagens de órgãos abdominais, necessitando de penetração profunda com boa resolução.
3. Obstetrícia ($\approx 3-5$ MHz): monitoramento fetal, requerendo um equilíbrio entre penetração e resolução.
4. Musculoesquelético ($\approx 10-22$ MHz): alta resolução para estruturas superficiais como músculos e ligamentos.
5. Vascular periférico ($\approx 5-12$ MHz): detalhamento de vasos sanguíneos periféricos com foco em resolução.
6. Pequenas partes ($\approx 7-15$ MHz): avaliação detalhada de estruturas menores, como a tireoide e os testículos.
7. Transvaginal ($\approx 3-8$ MHz): imagens detalhadas do útero, dos e ovários e dos vasos sanguíneos com alta resolução.
8. Intravascular ($\approx 20-45$ MHz): visualização intravascular detalhada para procedimentos cardíacos e vasculares.

A utilização minuciosa das frequências ultrassônicas, ajustadas de acordo com a necessidade diagnóstica, demonstra a versatilidade e a habilidade do ultrassom em fornecer imagens em diversas áreas da medicina.

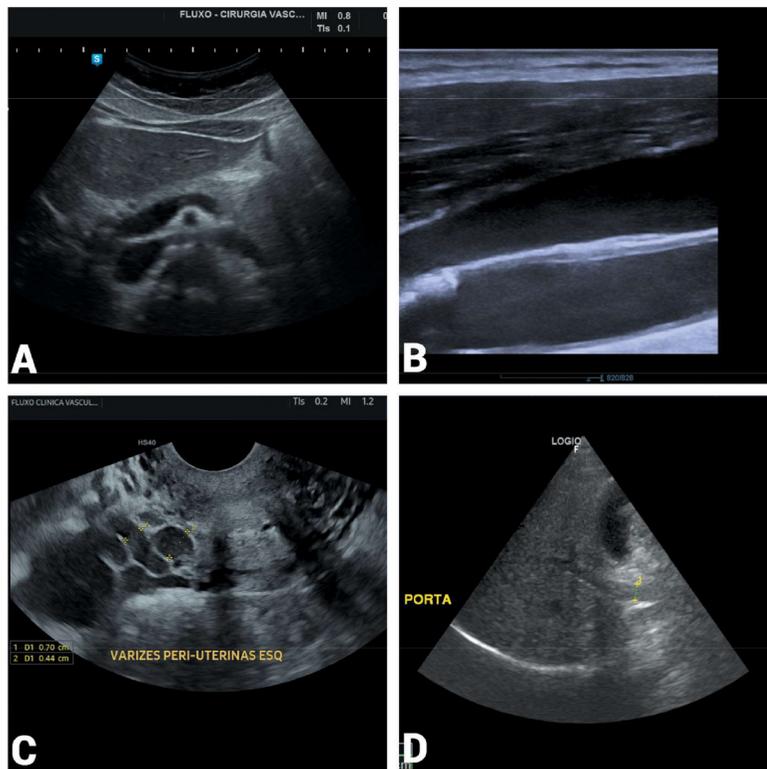


Figura 1.2 (A) Transdutor convexo de baixa frequência e aplicação abdominal (veias porta, renal e cava inferior); (B) Transdutor linear de alta frequência para aplicações vasculares periféricas (veia jugular interna); (C) Transdutor endocavitário de alta frequência para aplicações pélvicas (transvaginal na investigação de varizes pélvicas); (D) Transdutor setorial de baixa frequência e pequena área de contato para aplicação abdominal (insonação do fígado entre costelas conteúdo anecoico (sem reflexão, preto) no interior da veia cava inferior).

FORMAÇÃO DA IMAGEM ULTRASSONOGRÁFICA

O ultrassom cria imagens interpretáveis ao captar o eco de pulsos sonoros refletidos, emitidos por um transdutor. Esses pulsos percorrem o corpo e interagem com diversos tecidos e suas interfaces. As variações nas densidades dos tecidos resultam em diferentes níveis de reflexão sonora que, ao serem captados de volta pelo transdutor, geram ecos de intensidades variadas. O aparelho de ultrassom processa esses ecos e os transforma em pontos luminosos na tela, que refletem a intensidade do eco recebido. A união desses pontos forma a imagem anatômica ultrassonográfica visualizada pelo operador do equipamento.

Exemplos ilustrativos extremos de formação de imagem:

- Visualização de vasos sanguíneos: os vasos sanguíneos apresentam características ultrassonográficas distintas entre a parede (mais branca, ecogênica) e o sangue, que reflete pulsos sonoros de maneira uniforme, resultando em uma imagem clara e consistente na ultrassonografia. As alterações patológicas nas paredes e no conteúdo luminal dos vasos sanguíneos é possível devido às variações sutis na intensidade dos ecos refletidos (Figura 1.3).
- Detecção de calcificações nas paredes vasculares: as calcificações parietais, por serem mais densas do que o tecido circundante, refletem uma grande quantidade de energia sonora para o transdutor. Isso se manifesta em áreas brilhosas marcantes na imagem ultrassonográfica (Figura 1.4).



Figura 1.3 Imagem em modo B da veia cava inferior no abdome superior. A diferença de ecogenicidade do sangue (anecoico) e da parede (hiperecoico) caracteriza bem a estrutura vascular. As diversas ecogenicidades dos órgãos vizinhos completa o quadro anatômico ultrassonográfico.



Figura 1.4 Calcificação parietal na veia safena parva esquerda por fleboesclerose.

PROPAGAÇÃO DO SOM NO CORPO HUMANO E SUAS INTERFERÊNCIAS NA ULTRASSONOGRAFIA

Velocidade e Impedância do Som nos Tecidos

No corpo humano, a velocidade de propagação do som varia significativamente entre diferentes tecidos, sendo mais rápida em estruturas mais densas como os ossos e mais lenta em tecidos menos densos como gordura e músculo. Utiliza-se um valor padrão de 1540 m/s para representar a velocidade do som em partes moles, visando uniformizar a interpretação dos dados ultrassonográficos. A impedância acústica é a resistência que um meio oferece à propagação das ondas sonoras; determina a quantidade de energia acústica refletida nas interfaces teciduais e é o produto da velocidade do som pela densidade do meio. Com a exceção de meios como ar, pulmões e ossos, os tecidos humanos têm velocidades e impedâncias acústicas relativamente similares.

Dinâmica da interação sonora com o meio

- **Reflexão:** essencial para a obtenção de imagens ultrassonográficas, a reflexão ocorre na interface entre tecidos de diferentes impedâncias acústicas. A magnitude da reflexão aumenta com a diferença de impedância, fornecendo a base para a diferenciação entre os tecidos (Figura 1.5a e 1.5b).
- **Dispersão ou espalhamento (*scattering*):** reflexões aleatórias de ondas sonoras, sobretudo quando o comprimento de onda é maior que as partículas do meio, contribuem para a ecotextura dos tecidos na imagem ultrassonográfica (Figura 1.5a).
- **Refração:** a mudança na direção da onda sonora, que acontece ao passar de um meio a outro com incidência oblíqua, é um fenômeno que pode afetar a precisão da imagem. A ausência de refração em incidências perpendiculares é crucial para a integridade da representação tecidual (Figura 1.6).
- **Atenuação:** a diminuição na amplitude do som com a distância percorrida é influenciada por reflexão, absorção e espalhamento, sendo mais acentuada em frequências mais altas do transdutor.
- **Salpico (*Speckle*):** esse fenômeno resulta da interação do feixe ultrassônico com pequenos dispersores no tecido, criando uma textura granulada na imagem, que pode ser reduzida com tecnologias de redução de *speckle*.

Exemplos na ultrassonografia venosa

1. **Identificação de trombose venosa profunda (TVP):** a reflexão intensa causada por uma sinéquia ou trave fibrótica endoluminal por sequela de trombose venosa prévia dentro de uma veia facilita sua identificação contra o fluxo sanguíneo, que apresenta menor impedância acústica (Figura 1.7).

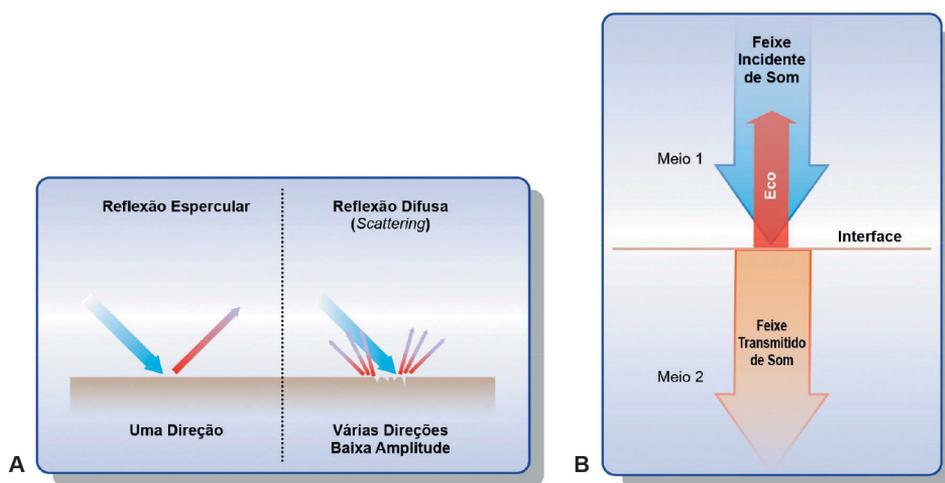


Figura 1.5a e 1.5b Representação esquemática da reflexão e do espalhamento (*scattering*). A reflexão ocorre quando as ondas ultrassônicas encontram uma interface entre dois meios com impedâncias acústicas diferentes. Parte da energia sonora é refletida no transdutor, enquanto outra parte é transmitida pela interface. As reflexões fortes são geradas por interfaces com grandes diferenças de impedância acústica, como entre ossos e tecidos moles.

2. **Estase sanguínea nas varizes:** o espalhamento e a reflexão diferenciada permitem a visualização das veias varicosas como estruturas tubulares dilatadas com “contraste espontâneo” causado pela estase, no seu interior (QR Code 1.1).



QR Code 1.1 Vídeo demonstrando a mudança da ecogenicidade de uma veia gastrocnêmica com o paciente parado em posição ortostática e após contração da musculatura da panturrilha.

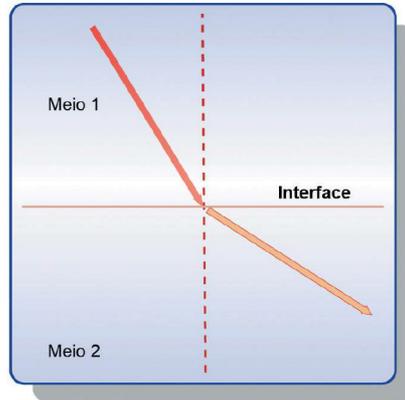


Figura 1.6 Representação esquemática da refração. A refração acústica é um fenômeno que ocorre quando uma onda sonora passa obliquamente de um meio para outro com diferentes velocidades de propagação do som (diferentes impedâncias acústicas). Nesse processo, a onda sonora muda de direção ao cruzar a interface entre os dois meios.

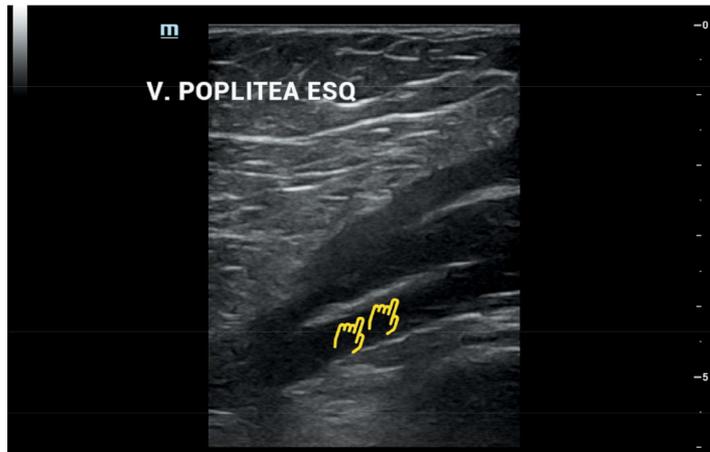


Figura 1.7 Imagem ecográfica de uma veia poplítea com uma trave fibrótica ecogênica longitudinal (setas) por sequelas de processo trombótico prévio recanalizado.

TRANSDUTORES DE ULTRASSOM – TECNOLOGIA E TIPOLOGIA

Funcionamento dos Transdutores Ultrassônicos

Os transdutores de ultrassom têm um papel fundamental no processo de aquisição de imagens diagnósticas, atuando na geração e captação de ondas sonoras. A chave para o funcionamento desses componentes está na propriedade piezoelétrica, que permite que determinados materiais deformem quando submetidos a estímulos elétricos ou mecânicos. Por meio dessa habilidade, os cristais presentes nos transdutores são capazes de converter impulsos elétricos em ondas sonoras e, inversamente, converter ondas sonoras recebidas de volta em sinais elétricos. O processo começa com a aplicação de um estímulo elétrico nos cristais piezoelétricos presentes nos transdutores, o que os faz vibrar e, conseqüentemente, emitir ondas sonoras. A frequência das ondas, especialmente aquelas com maior amplitude, é o que determina a frequência de operação do transdutor. Ao se aproximarem dos tecidos, esses pulsos sonoros produzem ecos e dispersões que são captados

pelo transdutor. As ondas mecânicas, ao serem captadas pelos cristais piezoelétricos, são transformadas em sinais elétricos. Após serem amplificados e processados, esses sinais elétricos são convertidos em imagens que são exibidas no monitor do aparelho, permitindo a visualização diagnóstica.

Mecanismos de Ativação

Arranjo de ativação linear sequencial: a ativação sequencial dos cristais cria um efeito de varredura linear, adequado para transdutores planos e adaptado para convexos e endocavitários, ajustando a forma como a imagem é gerada.

Arranjo faseado: este método permite direcionar e focar o feixe sonoro por meio da ativação quase simultânea dos cristais com pequenas variações de tempo. Isso é crucial para transdutores setoriais e *phased array*, onde a flexibilidade no direcionamento do feixe é necessária para uma boa visualização.

Categorias de transdutores de ultrassom

Transdutores lineares

Características: os transdutores lineares possuem uma disposição paralela de cristais piezoelétricos, formando uma linha reta. O processo de ativação é linear sequencial. Este arranjo produz um feixe de ultrassom paralelo que oferece imagens de alta resolução (Figura 1.8).

Aplicações: ideal para exames de estruturas superficiais do corpo, como pele, vasos sanguíneos superficiais, glândulas (tireoide, mama), e musculoesqueléticos. Sua capacidade de fornecer detalhes precisos os torna indispensáveis em avaliações dermatológicas, avaliações vasculares superficiais e exames musculoesqueléticos.

Transdutores convexos ou curvilineares

Características: estes transdutores têm seus cristais dispostos em um formato curvo, o que aumenta o campo de visão gerado pelo ultrassom. Produzem feixes sonoros que diferem em forma de leque, no entanto o mecanismo de ativação é linear sequencial (Figura 1.9).

Aplicações: são mais comuns em exames abdominais, obstétricos e ginecológicos, onde uma visão mais ampla é necessária para ver órgãos maiores ou para avaliar áreas mais extensas do corpo, mas também podem ser usados no contexto de um exame venoso dos membros inferiores em pacientes obesos ou edemaciados.

Transdutores endocavitários

Características: projetados com um formato que permite sua introdução em cavidades corporais, esses transdutores têm um pequeno arranjo curvo de cristais na extremidade. Há também um mecanismo de ativação linear sequencial. Apresentam imagens de alta resolução das estruturas internas próximas ao transdutor (Figura 1.10).

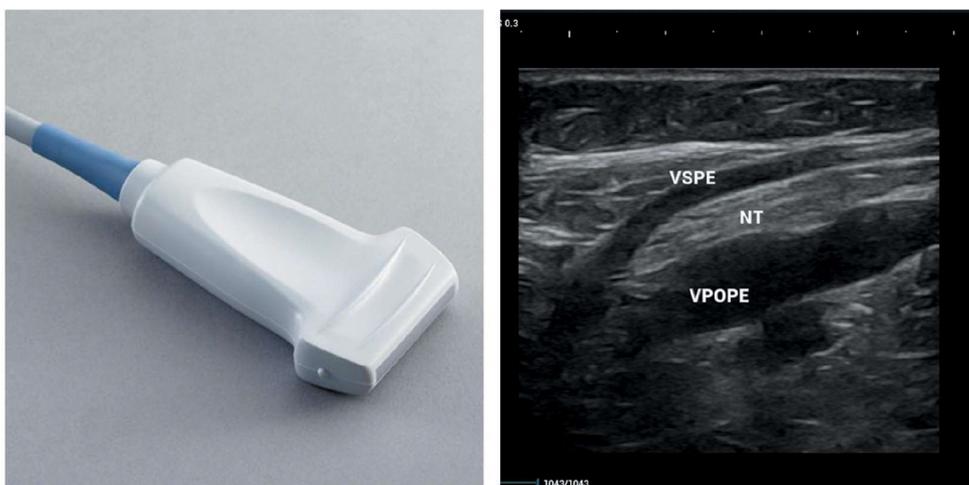


Figura 1.8 Transdutor linear e imagem correspondente onde o feixe de ultrassom emitido forma uma imagem retangular da área de interesse. Apresenta maior resolução, mas baixa penetração, sendo usado para estruturas mais superficiais.

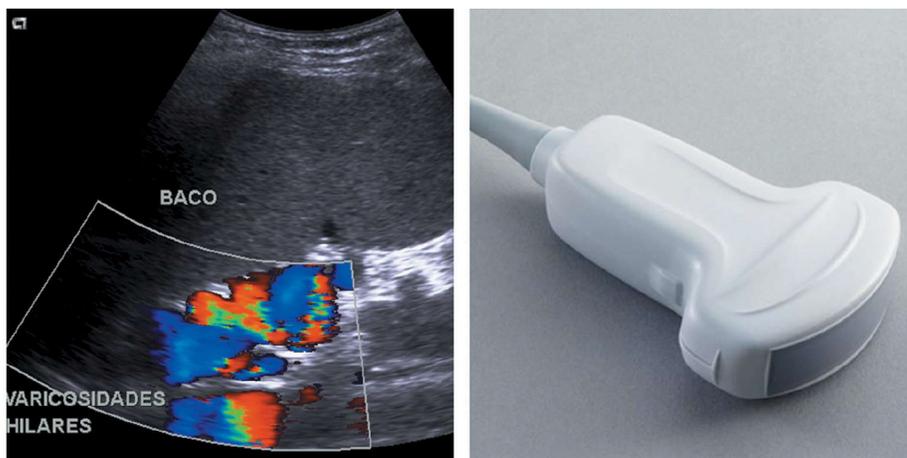


Figura 1.9 Transdutor convexo ou curvilinear com imagem correspondente que cobre uma área maior, proporcionando uma visão mais ampla da região de interesse. Por ter frequências mais baixas, é usado para estudar de estruturas mais profundas.

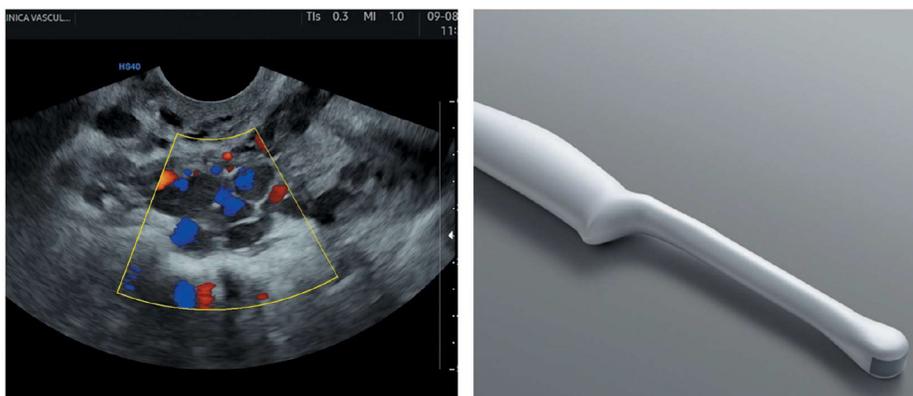


Figura 1.10 Transdutor endocavitário e imagem correspondente. Originalmente concebido para ser usado em cavidades corporais como vagina e reto, também pode ser usado para estudar vasos superficiais com anatomia complexa, como vasos da cintura escapular. Tem alta resolução e proporciona um amplo campo lateral.

Aplicações: São usados em ultrassonografias transretais, transvaginais e transefágicas, essenciais para exames detalhados da próstata, útero, ovários e avaliações cardíacas detalhadas através do esôfago. Exames venosos das veias da cintura escapular podem se beneficiar com esse tipo de transdutor.

Transdutores Setoriais

Características: os transdutores setoriais geram um feixe sonoro que se expande em forma de setor ou leque a partir de um ponto focal estreito. O mecanismo de ativação é faseado. Esse design permite a obtenção de imagens em diferentes profundidades a partir de um ponto de inserção limitado (Figura 1.11).

Aplicações: são particularmente úteis em situações com acesso anatômico restrito, como em ecocardiogramas através das costelas, ou em neurosonologia, em que é necessário um feixe estreito para atravessar entre as janelas ósseas do crânio.

Resolução em ultrassonografia: componentes essenciais e influências

A resolução em ultrassonografia é fundamental para a eficiência diagnóstica do exame. É definida pela capacidade de distinguir claramente entre dois objetos próximos no espaço de visualização. Este conceito dividido em três aspectos principais: resolução axial, lateral e temporal, cada qual com sua respectiva relevância e técnicas específicas de otimização.

Resolução axial: é a capacidade de distinguir dois ao longo do eixo vertical da imagem ultrassonográfica.

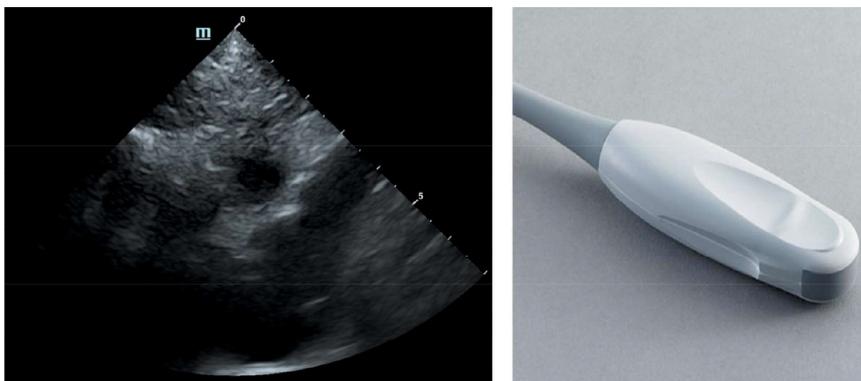


Figura 1.11 Transdutor setorial e imagem correspondente. Forma-se uma imagem no formato de leque. Usualmente de baixa frequência, tem grande capacidade de penetração, mas com o custo de perda de resolução. Apresenta uma área de contato reduzida, o que facilita o uso em áreas de pequena extensão, como o espaço intercostal e supraclavicular.

Influências

Frequência de insonação: aumentar a frequência do ultrassom melhora a resolução axial devido à diminuição do comprimento de onda, permitindo uma diferenciação mais precisa entre pontos próximos verticalmente. A título de ilustração, de uma forma bem simplificada, a resolução axial de um transdutor operando a 10 MHz é de aproximadamente 0,077 mm; enquanto a resolução axial de um transdutor operando a 7 MHz é de aproximadamente 0,11 mm. (Figura 1.12).

Resolução lateral: a capacidade de distinguir dois refletores próximos, mas na direção perpendicular ao eixo do feixe de ultrassom.

Influências

Largura do feixe sonoro: a resolução lateral é diretamente proporcional à espessura do feixe emitido. Transdutores capazes de emitir um feixe mais estreito proporcionam uma melhor resolução lateral, facilitando a distinção entre dois objetos próximos no plano horizontal. Transdutores com maior densidade de elementos têm uma resolução lateral mais elevada. Quanto maior for a densidade de elementos, mais cristais estão disponíveis para emitir e receber as ondas sonoras. Isso resulta em uma maior quantidade de dados capturados e uma melhor resolução lateral da imagem formada.

Resolução temporal: embora não relacionada com a qualidade espacial da imagem, a resolução temporal é crucial para a visualização de movimentos, pois reflete a habilidade de captar mudanças dinâmicas no tempo. Seu ajuste pode oferecer a impressão de “tempo real” das imagens ultrassonográficas.

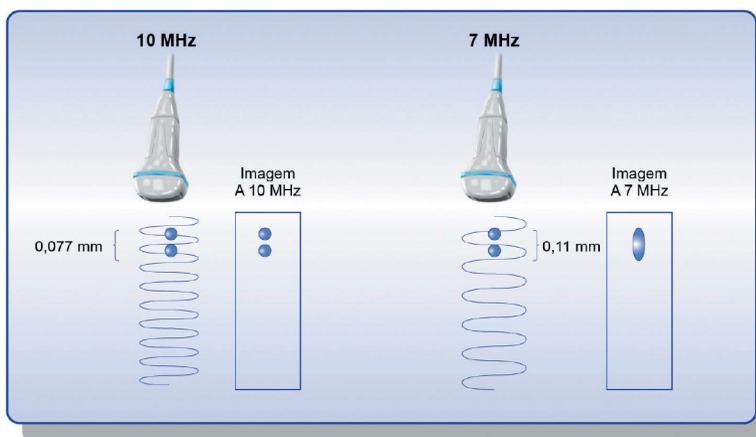


Figura 1.12 Representação esquemática da resolução axial de dois transdutores lineares, um de 10 MHz e outro de 7 MHz.

Influências

Taxa de atualização de quadros: equipamentos modernos podem ter altas taxas de atualização, como 100 quadros por segundo ou mais, o que melhora a percepção de movimento e a qualidade da visualização de estruturas que estão se movendo durante o exame.

Profundidade da imagem e recursos de software: a profundidade de visualização, juntamente com funcionalidades avançadas de software, como o aprimoramento de imagem, os ajustes na área de visualização e o número de áreas focais, podem influenciar a resolução temporal. Ajustes na configuração do Doppler e o tamanho da janela de visualização do Doppler colorido também são importantes para a na resolução temporal (Figura 1.13).

MODALIDADES DE APRESENTAÇÃO EM ULTRASSOM

Sistemas de imagem em ultrassom

O ultrassom utiliza diversas modalidades de apresentação para atender a diferentes necessidades diagnósticas, cada uma oferecendo uma visão única das estruturas internas do corpo.

Modo A (modulação de amplitude): neste modo, o sinal é representado por um gráfico em que a altura das espículas varia de acordo com a amplitude do eco recebido, que está ligada à profundidade da estrutura examinada. Apesar de ter aplicações limitadas na medicina atual, sua importância é reconhecida em especialidades como a oftalmologia para medir o comprimento axial do olho, essencial na determinação de lentes intraoculares em cirurgias de catarata (Figura 1.14).



Figura 1.13 Uma imagem em modo B cuja resolução temporal é alta porque a taxa de quadros é de 116 fps (*frames per second* = quadros por segundo).

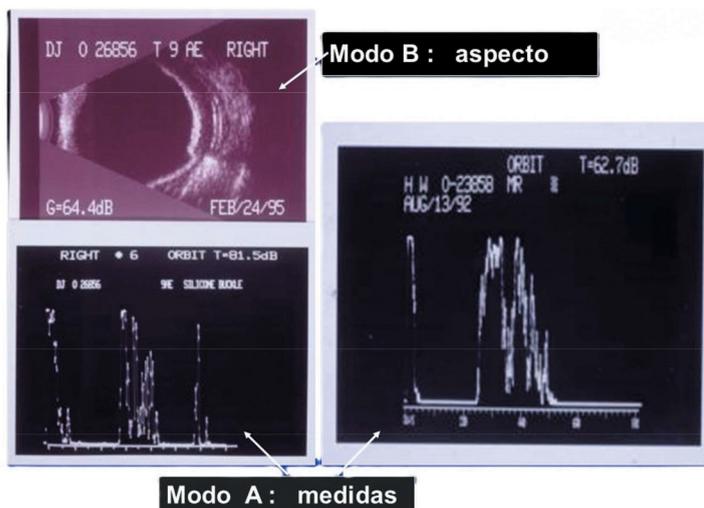


Figura 1.14 Imagem de exame ecográfico em modo A e modo B em oftalmologia. O modo B define a área anatômica a ser estudada, enquanto o modo A fornece informações qualitativas não padronizadas (variações de amplitude) e quantitativas para medidas. Agradecimentos à Dra. Ana Regina Cruz Vlainich por fornecer as imagens e ao Dr. Samir El Faro pela ajuda em obtê-las.

Modo B (modulação de brilho): os ecos são transformados em pontos de diferentes intensidades de brilho na tela, com a luminosidade de cada ponto correspondendo à intensidade do eco. Este modo é amplamente empregado para a maioria dos exames ultrassonográficos, incluindo avaliações abdominais, obstétricas e de partes moles, fornecendo imagens detalhadas das estruturas internas (Figura 1.15).

Modo M (modulação de movimento): é caracterizado pela apresentação unidimensional dos ecos ao longo do tempo, com o feixe sonográfico permanecendo estacionário. Essencial em ecocardiografia, pois permite a avaliação dinâmica do movimento cardíaco, válvulas e fluxo sanguíneo (Figura 1.16).

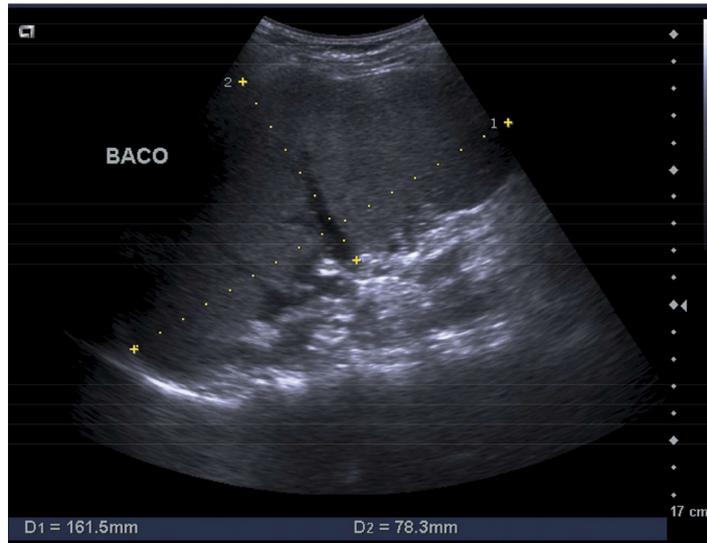


Figura 1.15 Imagem em modo B (brilho) de um baço para medida do índice esplênico. Observe que as texturas dos tecidos são moduladas pelas diversas ecogenicidades dos tecidos pelos quais o som é refletido ou transmitido. Estruturas de maior reflexão tendem ao branco (diafragma e vértebras ao fundo da imagem) e estruturas de menor reflexão sonora tendem ao preto (sangue).

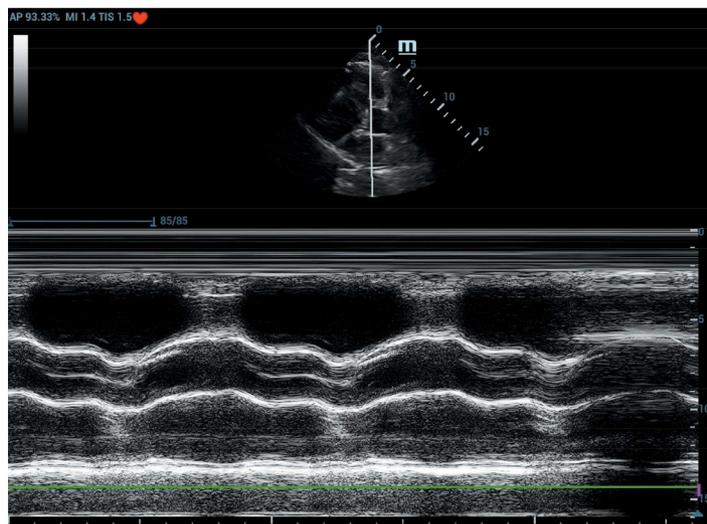


Figura 1.16 A imagem no modo M (modo de movimento) do ultrassom possibilita a visualização de estruturas em movimento em tempo real, exibindo um gráfico que ilustra o movimento das estruturas ao longo do tempo. A representação gráfica da amplitude do sinal ultrassônico é realizada ao longo do eixo vertical em relação ao tempo, enquanto a profundidade é representada ao longo do eixo horizontal. Essa técnica é bastante utilizada na ecocardiografia, sendo indispensável para a avaliação do movimento das estruturas cardíacas, como as válvulas, paredes e músculos do coração. Geralmente, é associada a uma imagem no modo B, estática para orientação anatômica. Em doenças venosas, pode ser usado para medir o diâmetro de um vaso ao longo das diversas fases do ciclo cardíaco.

EFEITO DOPPLER NA ULTRASSONOGRRAFIA VASCULAR

O princípio do efeito Doppler, essencial na ultrassonografia Doppler, é uma ferramenta diagnóstica inestimável na detecção do fluxo sanguíneo e de suas anormalidades. Combinando os dados de fluxo com imagens ultrassonográficas convencionais do modo B, a ultrassonografia Doppler enriquece a compreensão da anatomia vascular e da hemodinâmica associada.

$$V = \frac{C \Delta f}{2f_1 V \cos\theta}$$

Fundamento do efeito Doppler na medicina

No contexto vascular, o efeito Doppler se manifesta na interação entre as ondas sonoras emitidas por um transdutor estático e as células sanguíneas em movimento. Esse encontro resulta em um eco cuja frequência é distinta da frequência original emitida, devido ao movimento relativo entre o transdutor e as células sanguíneas. Aplicando a equação Doppler e considerando a diferença entre as frequências emitida e recebida (Δf ou desvio Doppler), a velocidade média do som no corpo (c), a frequência do som emitido (f_1) e o cosseno do ângulo entre o feixe sonoro e a direção do fluxo sanguíneo ($\cos\theta$), obtém-se a velocidade do fluxo no vaso no ponto de análise.

Direção e velocidade do fluxo sanguíneo

A direção do fluxo pode ser inferida pelo sinal do desvio Doppler: valores positivos indicam movimento em direção ao transdutor, enquanto valores negativos indicam movimento no sentido oposto. A magnitude do desvio Doppler está diretamente ligada à velocidade das células sanguíneas, fornecendo uma medida exata da velocidade do fluxo em um determinado ponto.

Curiosamente, a diferença de frequência resultante está dentro do espectro auditivo humano (20 a 20 kHz), permitindo que o som do fluxo sanguíneo seja captado durante o exame, apesar de as frequências emitidas pelo equipamento serem ultrassônicas.

A ultrassonografia Doppler, portanto, proporciona uma visão aprofundada da estrutura vascular, além de fornecer informações relevantes sobre o funcionamento hemodinâmico, o que auxilia no diagnóstico e monitoramento de uma grande variedade de condições vasculares.

Modalidades de Doppler

A ultrassonografia Doppler é uma tecnologia indispensável na medicina moderna, permitindo análises detalhadas do fluxo sanguíneo. Existem duas modalidades principais de Doppler, cada uma com características e aplicações específicas: Doppler de ondas contínuas (CW Doppler) e Doppler pulsado (PW Doppler).

Doppler de ondas contínuas (CW Doppler)

Funcionamento: o CW Doppler utiliza um transdutor composto por duas unidades de cristais, uma para a emissão contínua de ondas sonoras e outra para a recepção de ecos. Esta técnica permite uma monitoração contínua do fluxo, mas não é capaz de determinar a localização exata de onde os ecos estão sendo gerados dentro do vaso sanguíneo.

Limitações: a principal limitação do CW Doppler é a impossibilidade de detectar de forma acurada e absoluta a velocidade do fluxo no vaso em questão.

Aplicações: no ambiente vascular usamos essa técnica com aparelhos portáteis “cegos”. É excelente para avaliar a presença de fluxo e permite uma abordagem mais simplificada na pesquisa de refluxo (Figura 1.17). Na cardiologia, é usado para avaliar fluxos de alta velocidade através de valvas cardíacas estenóticas, permitindo estimar gradientes de pressão valvar sem a necessidade de localizar o fluxo.

Doppler pulsado (PW Doppler)

Funcionamento: o PW Doppler opera com o mesmo conjunto de cristais piezoelétricos alternando entre emissão e recepção de pulsos sonoros. Esta alternância permite estimar a profundidade e a velocidade do fluxo sanguíneo de forma precisa, usando o tempo de retorno do eco para determinar a localização exata do fluxo.

Limitações e características

Frequência de repetição de pulsos (FRP): a capacidade do Doppler pulsado de medir velocidades de fluxo está relacionada com a FRP. As velocidades de fluxo elevadas podem exceder o limite de Nyquist, causando o fenômeno de *aliasing*, onde a interpretação da direção e velocidade do fluxo se torna ambígua.

Amostra de volume: permite a coleta seletiva de dados de fluxo de uma área específica, permitindo um mapeamento preciso do fluxo sanguíneo em relação à anatomia vascular visualizada no modo B.

Aplicações: é indispensável para avaliar o fluxo sanguíneo em vasos específicos, identificando turbulências, velocidades anormais e analisando os padrões de fluxo em condições patológicas, como estenoses arteriais e insuficiência venosa.

A análise espectral do Doppler pulsado tem um papel significativo na avaliação detalhada do fluxo sanguíneo, fornecendo dados mais precisos sobre as características hemodinâmicas dos vasos estudados. A análise, fundamentada na transformada rápida de Fourier (FFT), converte os sinais de Doppler coletados da amostra de fluxo em um espectro de ondas que pode ser visualizado e interpretado em uma escala gráfica ao longo do tempo. Apesar de o termo Doppler pulsado ser usado no contexto usual para designar o espectro do Doppler, o Doppler colorido também é uma apresentação do Doppler pulsado (Figura 1.18).

Principais componentes da análise espectral

Diferencial de frequências (Δf): a variação de frequência entre o sinal emitido e o eco recebido é diretamente proporcional à velocidade do fluxo sanguíneo. O Δf é variável de acordo com a fase do ciclo cardíaco ou respiratório e entre os leitos vasculares, sejam arteriais ou venosos.

Direção do fluxo: é definida pela relação entre a frequência emitida e a recebida. Um Δf positivo indica fluxo próximo do transdutor, enquanto um Δf negativo indica o seu afastamento.



Figura 1.17 Uso do CW Doppler portátil para investigação inicial de refluxo em paciente com suspeita de insuficiência de insuficiência de safena magna.

Informações obtidas pela análise espectral (exames venosos)

Fases do ciclo cardíaco e respiratórias: identificação da espontaneidade do fluxo, das diferentes fases do ciclo cardíaco (Figura 1.19) e da respiração levando a inferências sobre o escoamento do fluxo venoso em direção ao coração (Figura 1.20).

Manobras de aumento do fluxo e competência valvular: durante o exame venoso usamos manobras para avaliar o incremento do fluxo venoso (Figura 1.21), o aporte de fluxo e manobras provocativas para testar a competência valvular (Figura 1.22).

Velocidades absolutas, índices e razões: medição de parâmetros como a velocidade máxima (VM) nas veias são essenciais para avaliar a função vascular. O cálculo de um índice velocimétrico, permite realizar avaliações quantitativas do comportamento do fluxo sanguíneo em estenoses (Figura 1.23).

Padrões de fluxo venosos característicos

Veias periféricas: o fluxo é espontâneo e varia com a respiração, podendo variar de acordo com a posição do paciente e a distância ao tórax (Figura 1.20).

Veias centrais: apresentam um padrão pulsátil devido à transmissão das ondas de pulso atrial, com uma variação respiratória marcante (Figura 1.19).

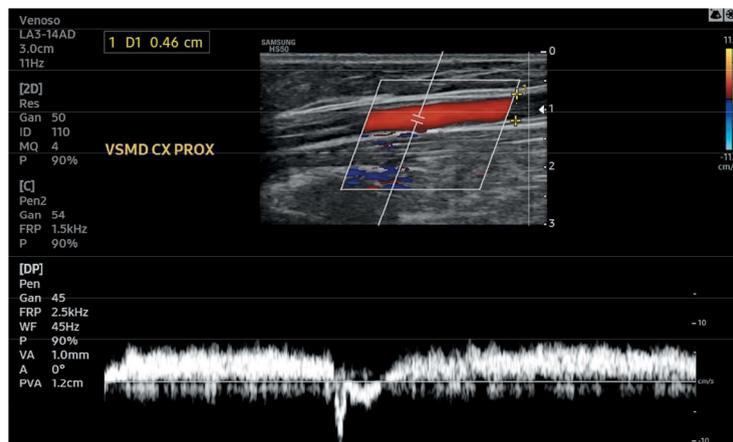


Figura 1.18 Imagem representativa de duas apresentações do Doppler pulsado. Na parte superior, observa-se a imagem colorida e no segmento inferior, o traçado da análise espectral.



Figura 1.19 Fluxo pulsátil normal na veia subclávia direita proximal. Observe as variações da onda representativas da pulsatilidade atrial.



Figura 1.20 Veia femoral comum direita com variação respiratória normal.



Figura 1.21 Veia femoral com documentação do incremento do fluxo (seta azul), à manobra de compressão distal na panturrilha.

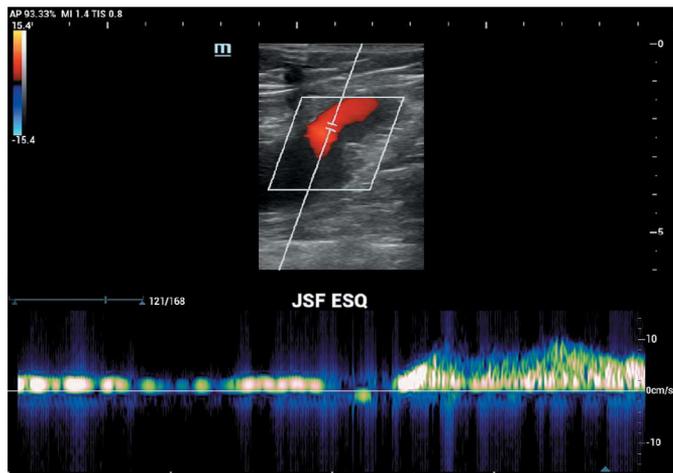


Figura 1.22 Manobra de Valsalva provocativa para testar a competência valvular na junção safenofemoral esquerda evidenciando refluxo da válvula ostial.