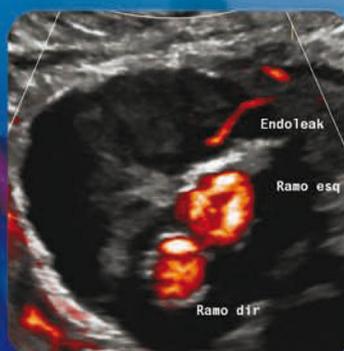
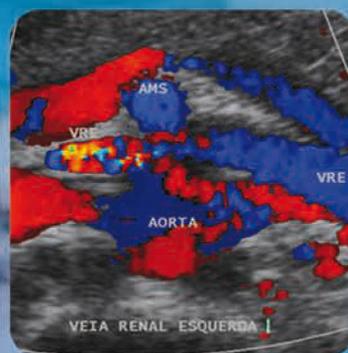
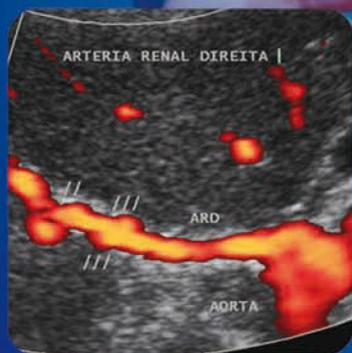


GUIA PRÁTICO DE

Ultrassonografia Vascular

QUINTA EDIÇÃO

Fanilda Souto Barros | **Carlos Alberto** Engelhorn
Ana Luiza Valiente Engelhorn | **Nostradamus** Augusto Coelho
Domingos de Moraes Filho (*in memoriam*)



CONTÉM
ACESSO A
VÍDEOS

Dilivros

GUIA PRÁTICO DE

Ultrassonografia Vascular

QUINTA EDIÇÃO

Sumário

Seção 1

Fundamentos da Ultrassonografia Vascular 1

1. Princípios Básicos de Ultrassonografia Vascular..... 3

Sérgio X. Salles-Cunha

2. Análise Morfológica das Ondas de Fluxo... 27

Ana Claudia Gomes Pereira Petisco

Simone Nascimento dos Santos

Seção 2

Carótidas e Vertebrais 45

3. Anatomia Vascular e Ultrassonográfica..... 47

Joana Storino Pereira Costa

Ronaldo Duarte Araújo Abreu

Fanilda Souto Barros

4. Ultrassonografia Vascular das Carótidas na Doença Aterosclerótica..... 55

Fanilda Souto Barros

Daniela Souto Barros

5. Doença Carotídea Não Aterosclerótica 87

Paulo Roberto Toledo de Miranda

José Aldo Ribeiro Teodoro

6. Arterite de Células Gigantes – Arterite Temporal/Arterite de Horton 99

Carmen Lucia Lascasas Porto

7. Ultrassonografia Vascular das Artérias

Vertebrais 109

Ana Cristina Lopes Albricker

Claudia Freire

Seção 3

Avaliação dos Membros Superiores 123

8. Anatomia Vascular e Ultrassonográfica... 125

Joana Storino Pereira Costa

Ronaldo Duarte Araújo Abreu

Nostradamus Augusto Coelho

9. Ultrassonografia Arterial dos Membros Superiores e Subclávias..... 137

Nostradamus Augusto Coelho

10. Ultrassonografia Vascular na Avaliação do Acesso Vascular para Hemodiálise..... 161

Fausto Miranda Jr.

Francisca Satomi Hatta

11. Trombose Venosa dos Membros Superiores 175

Amanda Hiromi Abe

Bruna Feio de Oliveira

Igor Rafael Sincos

Seção 4**Abdome183****12. Anatomia Vascular e Ultrassonográfica 185***Joana Storino Pereira Costa**Ronaldo Duarte Araújo Abreu**Ana Luiza Engelhorn***13. Avaliação do Segmento Aortoiliaco na Doença Arterial Aterosclerótica Obstrutiva195***Ana Luiza Engelhorn**Carlos Alberto Engelhorn***14. Diagnóstico e Seguimento Pós-Correção Endovascular do Aneurisma da Aorta Abdominal211***Adriano José de Souza**Guilherme de Castro Santos***15. Exame Ultrassonográfico da Doença Aterosclerótica nas Artérias Mesentéricas e Compressão do Tronco Celíaco233***Adriana Ferraz**Maria Luisa Ferraz***16. Ultrassonografia Vascular para Avaliação de Estenose da Artéria Renal247***Carlos Alberto Engelhorn**Ana Luiza Engelhorn***17. Ultrassonografia Vascular no Estudo do Transplante Renal267***Carlos Alberto Engelhorn**Ana Luiza Engelhorn***18. Ultrassonografia Vascular na Investigação da Compressão da Veia Renal Esquerda.....283***Ana Luiza Engelhorn**Carlos Alberto Engelhorn***19. Compressão Venosa Iliaca295***Isabela Rodrigues Tavares**Vitor Cervantes Gornati***Seção 5****Pelve305****20. Anatomia Vascular e Ultrassonográfica Pélvica307***Joana Storino Pereira Costa**Ronaldo Duarte Araújo Abreu**Nathalia Cardoso Oliveira***21. Distúrbios Venosos Pélvicos317***Donna Kelly RVT, RPhS, RDMS***22. Ultrassonografia Vascular na Investigação de Varizes Pélvicas.....335***Clovis Bordini Racy Filho***23. Varicocele: Protocolo de Diagnóstico ...365***Vitor Cervantes Gonarti***Seção 6****Membros Inferiores369****24. Anatomia Vascular e Ultrassonográfica dos Membros Inferiores.....371***Joana Storino Pereira Costa**Ronaldo Duarte Araújo Abreu**Carlos Alberto Engelhorn***25. Diagnóstico da Doença Arterial Periférica Aterosclerótica Oclusiva e Aneurismática dos Membros Inferiores387***Fanilda Souto Barros**Bruna Naves Vaz de Oliveira**Domingos de Moraes Filho (in memoriam)***26. Doença Arterial Oclusiva Periférica Não Aterosclerótica403***Luisa Ciucci Biagioni**Melissa Andreia de Moraes Silva***27. Pseudoaneurismas – Diagnóstico e Tratamento.....415***Robson Barbosa de Miranda***28. Vigilância Ultrassonográfica Após Reconstruções Infrainguinais427***Ali F. AbuRahma, M.D.**Zachary AbuRahma, DO*

- 29. O Papel do Acompanhamento com Ultrassonografia Duplex após a Colocação de *Stent* Periférico439**
Ali F. AbuRahma, M.D.
Shadi Abu-Halimah, M.D.
- 30. Trombose Venosa Profunda e Síndrome Pós-Trombótica dos Membros Inferiores457**
Pedro Luciano Mellucci Filho
Marcone Lima Sobreira
- 31. Ultrassonografia Vascular na Avaliação das Varizes dos Membros Inferiores475**
Carlos Alberto Engelhorn
Ana Luiza Engelhorn
- 32. Tratamento Ecoguiado das Varizes dos Membros Inferiores: Endolaser, Radiofrequência e Espuma.....503**
Charles Esteves Pereira
Alex Lazzari Dornelles
Carlos Alberto Rover
- 33. Mapeamento Venoso na Fleboestética531**
Rodrigo Kikuchi
Elias Arcenio Neto
- Seção 7**
Avaliações Específicas539
- 34. Avaliação Ultrassonográfica na Emergência: Protocolos FAST e VEXUS ...541**
Salomon Israel do Amaral
Ricardo Augusto Monteiro Penna
Mohamed Hassan Saleh
- 35. Mapeamento Venoso e Arterial para Utilização como Substituto Vascular559**
José Olímpio Dias Junior
Daniel Mendes Pinto
- 36. Lipedema: Diagnóstico Ultrassonográfico569**
Alexandre Campos Moraes Amato
Keller da Silva Santos
- 37. Ultrassonografia no Trauma Vascular ...577**
Alcides José Araújo Ribeiro
Marcone Lima Sobreira
- 38. Avaliações Específicas Ultrassonografia Vascular nas Anomalias Vasculares Congênitas.....587**
Ana Luiza Engelhorn
Ziliane Caetano Lopes Martins
- 39. Intervenções Arteriais Ecoguiadas609**
Arthur Curtarelli
André Câmara Matoso Chacon
-  **40. Uso de Contraste na Ultrassonografia Vascular621**
Ronald Luiz Gomes Flumignan
Carolina Dutra Queiroz Flumignan
Rebeca Mangabeira Correia
Luis Carlos Uta Nakano
- Índice Remissivo.....641**

GUIA PRÁTICO DE

Ultrassonografia Vascular

QUINTA EDIÇÃO



1
Seção

Fundamentos da Ultrassonografia Vascular

Princípios Básicos de Ultrassonografia Vascular

Este capítulo apresenta uma breve história da ultrassonografia Vascular (USV), abordagens técnico-instrumentais, incluindo manuseio do transdutor, utilização apropriada de controles e alguns princípios básicos para otimização da imagem ultrassonográfica.

INTRODUÇÃO

A USV engloba técnicas de imagens como o modo B (escala de cinza); modo cor que representa o movimento do sangue e o Doppler espectral para análise e medidas de velocidades (**Figura 1.1**).¹⁻³

O exame vascular não invasivo evoluiu com as técnicas ultrassonográficas de detecção do fluxo sanguíneo,^{1,4} tendo a sua expansão na década de 1970.⁵⁻¹¹ Esse ultrassom original, aplicado à prática clínica, foi chamado de Doppler, em função do efeito Doppler utilizado para avaliar alterações de frequências de ondas eletromecânicas refletidas segundo a velocidade do fluxo sanguíneo.

Equipamentos portáteis, manuais, ainda utilizados em consultórios e em laboratórios vasculares, produzem ultrassom de onda contínua no tempo, sem formar imagem. As relações entre a frequência ultrassonográfica transmitida e as frequências recebidas após reflexões causadas pelo sangue em movimento resultam em um sinal audível. As características sonoras do fluxo são analisadas pelo examinador e, na sequência eletrônica, podem ser transformadas em um traçado simplificado, representativo da onda de velocidade de fluxo.

A imagem do ultrassom (US) em modo B, puramente anatômica não serviu de pronto como meio diagnóstico não invasivo da doença vascular; um fato famoso foi o exame de uma bifurcação carotídea anatomicamente normal na avaliação em modo B, mas que, no entanto havia oclusão da artéria carótida interna.¹¹ A junção das técnicas de imagem modo B e de detecção de velocidade modo Doppler foi uma alternativa bem-sucedida.

A imagem com informação de modo duplo, *dúplex scan* ou *dúplex Doppler*, revolucionou o exame vascular não invasivo na década de 1980.¹²⁻²² Tal técnica combinou a análise anatômica de um vaso em modo B com dados fisiológicos do fluxo intravascular representativos do espectro das velocidades das partículas de sangue. Mas

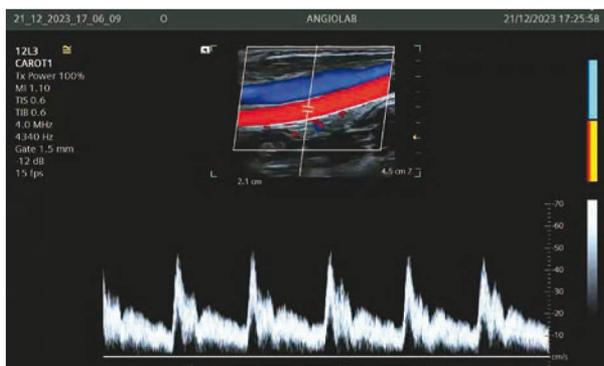


Figura 1.1. Imagem de ultrassonografia vascular representando o modo B, modo colorido e o Doppler espectral para análise do fluxo.

uma revolução ocorreu na década de 1990 com a popularização da técnica de imagem do fluxo colorido.²³⁻³⁴ A representação pictográfica intravascular, ponto a ponto, ou *pixel a pixel*, associa certa cor à velocidade do fluxo sanguíneo naquele local, caso o movimento de fluxo se aproxime ou se afaste em relação ao transdutor (**Figura 1.1**). Por conveniência do examinador/leitor, tradicionalmente se propõe que essas cores flutuem entre o vermelho e o azul. As variações de velocidade na direção de insonação são representadas desde o zero (preto), passando pelo vermelho ou azul-escuro para velocidades baixas, até o vermelho ou azul-claro para velocidades mais altas.

Evoluções da USV incluem métodos de geração e de processamento de imagens, como Power Doppler®, B-flow®, Sono TC®, Imagens compostas, expandidas ou tridimensionais. Controles para otimização da imagem são inúmeros e variados: frequências de insonação, ganhos, focos, filtros, escalas, persistência, prioridade e outros. Este capítulo segue uma sequência prática simples: imagem modo B, Doppler espectral e fluxo colorido, com os seus avanços e as suas atribuições.

ABORDAGEM INICIAL – DETALHES TÉCNICO-INSTRUMENTAIS

Ergonomia, funcionalidade e objetividade devem ser consideradas na seleção de um equipamento para a realização de exames clínicos. Mencionaremos aqui somente alguns pontos que consideramos fundamentais para o dia a dia.

A atividade diária no laboratório vascular inclui a verificação da fonte elétrica do seu equipamento ultrassonográfico: a constatação da voltagem disponível na sala, 110 ou 220 volts, circuito externo de proteção, estabilizador de voltagem, fusível de proteção interna e finalmente o botão de comando liga/desliga. A apresentação do monitor deve ser conferida periodicamente. A imagem não pode ser melhorada entre o instrumento e o monitor, mas o monitor pode degradar a imagem. A representação da imagem é melhor quanto mais linhas horizontais e verticais tiver o monitor. O monitor de aparelhos de melhor qualidade pode ser ajustado de acordo com a luminosidade da sala: brilho máximo e mínimo distinguíveis pelo examinador e o contraste preferencial podem ser selecionados.

Detalhes sobre o funcionamento de cada equipamento estão descritos nos seus respectivos manuais. O manual pode ser encontrado no teclado de funções, por exemplo, F1, na maioria dos instrumentos.

A identificação do paciente precede a seleção do transdutor e dos ajustes de processamento preestabelecidos para o exame a ser realizado. *Presets* individuais podem ser armazenados no equipamento; entretanto recomendamos que informações oriundas da fábrica sejam mantidas, ao menos como referência.

Princípios básicos de ergonomia devem ser observados e incluem posição relativa do equipamento, da tela, da maca, do paciente e da cadeira do examinador. Especialistas recomendam o posicionamento do cotovelo próximo ao corpo mantido na vertical, evitando-se as inclinações.

Recomenda-se treinamento de movimentos manual para melhor posicionamento do transdutor de forma a melhorar a destreza na realização dos exames, com movimentos de translação e rotação do transdutor. A translação, movimento que o transdutor realiza de um ponto a outro, pode ser lateral ou perpendicular ao plano da imagem, e também inclui certa pressão do transdutor contra a pele (**Figuras 1.2 a 1.4**).

Os movimentos de rotação darão uma percepção espacial do vaso (tridimensional), pode ser transverso-longitudinal, transverso-obliqua, ou por compressão unilateral de um dos lados do transdutor (**Figuras 1.5 e 1.6**). De modo a melhorar a angulação do vaso e assim obter melhor condição de medir velocidade em um vaso em longitudinal, estando este paralelo ao transdutor, pode-se fazer compressão do transdutor contra a superfície da pele de uma das extremidades (**Figura 1.7**). Movimento composto de translação e rotação é demonstrado na **Figura 1.8**.

De modo simplificado, podemos citar alguns objetivos dos padrões de translação ou rotação:

- translação lateral centraliza a imagem transversa ou percorre a imagem longitudinal à procura da estenose (**Figura 1.2**);
- translação perpendicular ao plano de imagem imita tomografia na visualização contínua de imagens transversais; tal translação na imagem de vasos longitudinais pode conduzir, entretanto, a subestimação do diâmetro do vaso (**Figura 1.3**);
- translação por compressão altera profundidades e geometria vascular (**Figura 1.4**);
- rotação transverso-longitudinal prepara a imagem para as medidas de velocidades (**Figura 1.5**);
- rotação transverso-obliqua melhora a imagem dos vasos oblíquos, facilitando as medidas dos seus diâmetros (**Figura 1.6**);
- rotação por compressão de uma das extremidades do transdutor propicia angulações adequadas do vaso para medida de velocidade (**Figura 1.7**);
- movimentos compostos, por exemplo, permitem alinhamentos verticais ao transdutor em imagem transversa (**Figura 1.8**) e, conseqüentemente, visualização de vasos paralelos em imagem longitudinal; por exemplo, alinhamento vertical das artérias carótidas interna e externa, permite pós-rotação, visualização da bifurcação em “garfo” no plano longitudinal.

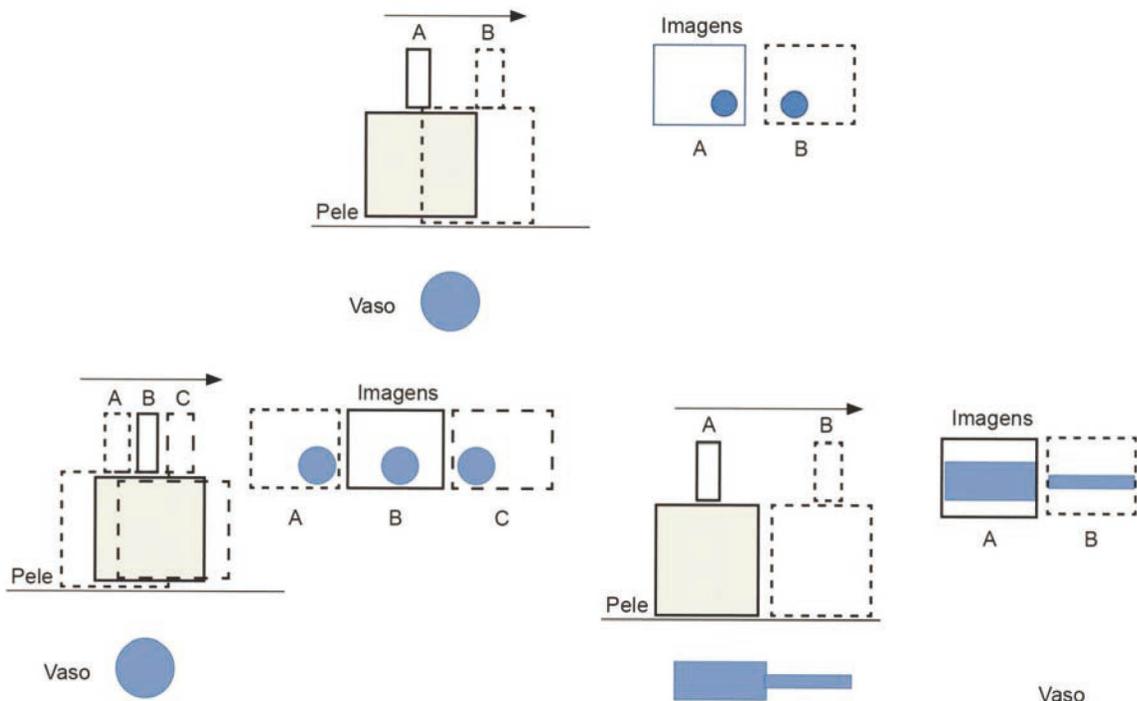


Figura 1.2. Movimentos de translação lateral do transdutor.

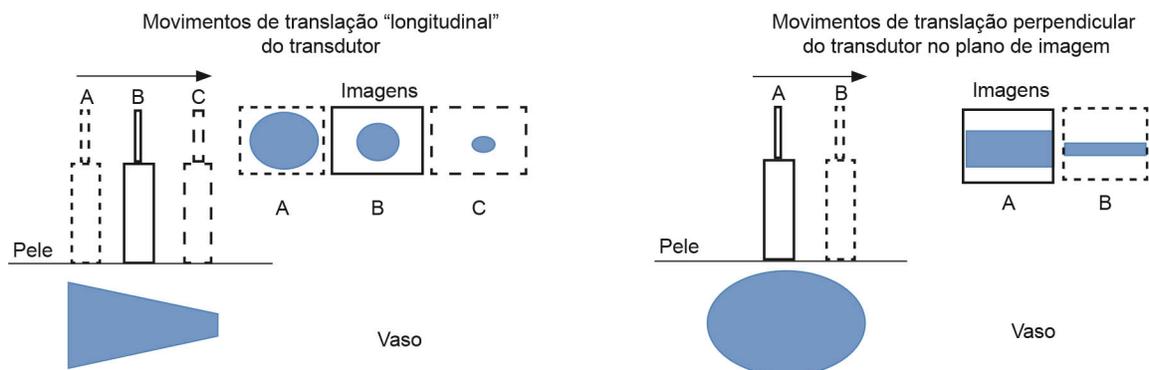


Figura 1.3. Movimentos de translação perpendicular ao plano da imagem do transdutor.

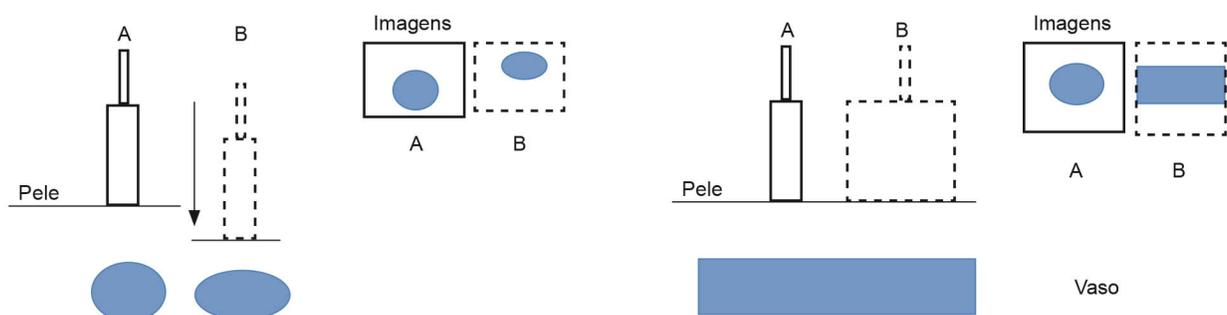


Figura 1.4. Movimento de translação com compressão do transdutor.

Figura 1.5. Movimento de rotação transverso-longitudinal do transdutor.

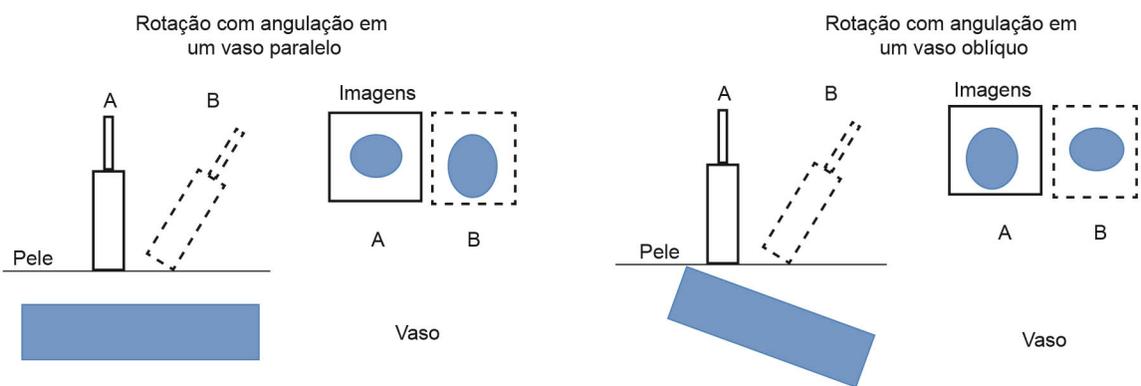


Figura 1.6. Movimentos de rotação transverso-oblÍquo do transdutor.

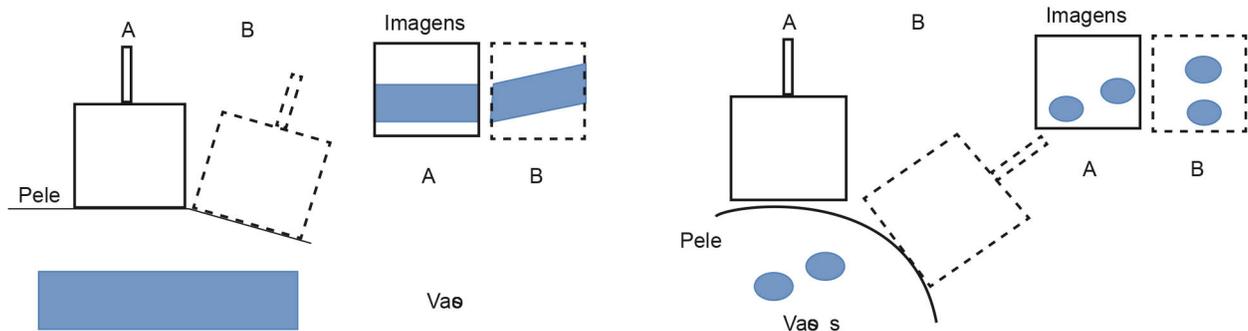


Figura 1.7. Movimentos de rotação por compressão do transdutor.

Figura 1.8. Movimento composto (translação lateral e rotação) do transdutor no plano de imagem.

As **Figuras 1.9** a **1.12** mostram algumas imagens ultrassonográficas obtidas em função dos posicionamentos e movimentos relativos do transdutor. Esse treino

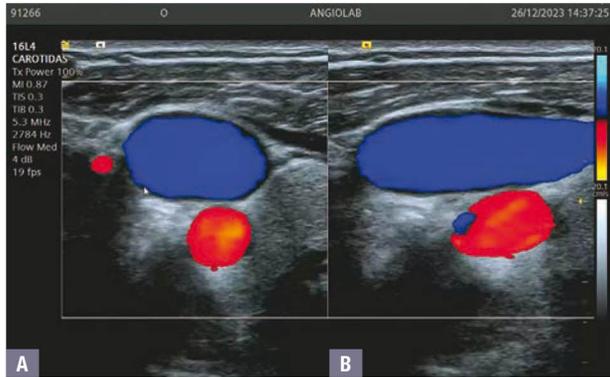


Figura 1.9. Rotações transverso-obliquas (A, B) demonstram o fluxo sanguíneo em vermelho (afastando-se do transdutor) e em azul (aproximando-se do transdutor).

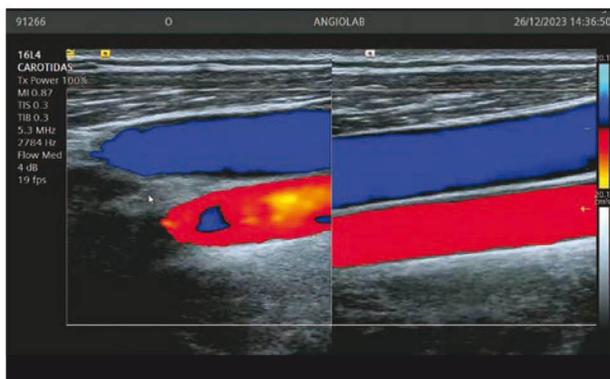


Figura 1.10. A rotação ao redor de uma das extremidades do transdutor sobre a pele alinha o lúmen do vaso (fluxo). Neste exemplo o ponto fixo do observador está à direita.

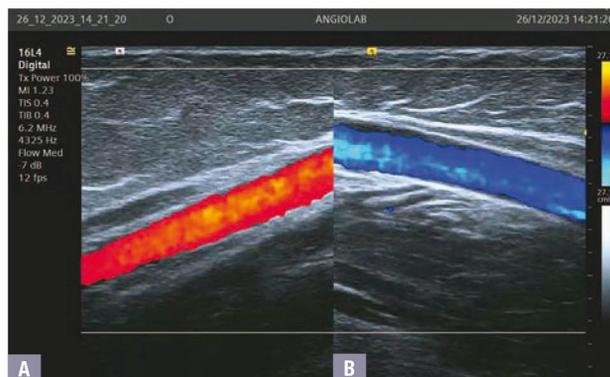


Figura 1.11. Compressões da extremidade do transdutor (à direita ou à esquerda do observador) demonstram o mesmo vaso com o fluxo se aproximando do transdutor (A - vermelho) e afastando-se do transdutor (B - azul). Tais compressões melhoram a colorização dos vasos e a angulação necessária para a análise espectral.

posicional do transdutor e sua relação com a anatomia vascular conscientiza o especialista em movimentos de otimização rápida das imagens desejadas.

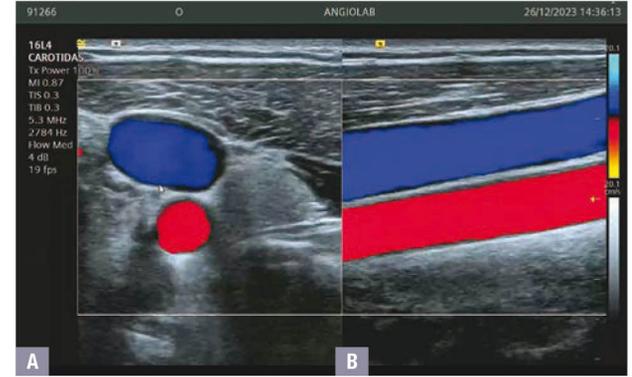


Figura 1.12. Rotação transverso-obliqua melhora a colorização dos vasos femorais em corte ultrassonográfico transverso. O alinhamento vertical da imagem em corte transverso (A) facilita a visualização uniplanar (paralelo) dos vasos em corte longitudinal (B).

USV MODO B

Os protocolos sugerem iniciar o exame vascular com a imagem bidimensional (modo B). Tecnicamente a imagem é composta de elementos individuais ou *pixels* (pontos). O modo B descreve o brilho do eco ultrassonográfico em cada *pixel*. Descreveremos a seguir alguns princípios básicos e conceitos de imagens.

PRINCÍPIOS BÁSICOS DA IMAGEM EM MODO B

O modo B (brilho) é dependente de fatores como transmissão, atenuação, reflexão, refração, difração e recepção do feixe de US.

Transmissão

A energia ultrassonográfica é gerada sob a forma de ondas oscilatórias. O som oscila com frequências de repetição menores que 20 mil ciclos por segundo. A unidade de oscilação de uma onda ou ciclo em cada segundo recebe o nome de Hertz (Hz).

O som audível tem frequências abaixo de 20.000 Hz ou 20 kHz. Oscilações acima desta faixa de frequências sonoras recebem a denominação ultrassom. A imagem ultrassonográfica é feita com frequências acima de 1 milhão de oscilações por segundo. Por exemplo, um transdutor operando com frequências de 10 milhões de ciclos por segundo é identificado como um transdutor de 10.000.000 Hz, ou seja, 10 MHz, lembrando que 1 MHz corresponde a 1 milhão de ciclos por segundo.

Um ciclo descreve a unidade básica de vibração, a oscilação fundamental sendo repetida. Em princípio essa oscilação é senoidal, e metade do ciclo sobe e a outra metade desce; ou metade do ciclo vai e metade do ciclo volta, oscilando ao redor de um ponto central.

A oscilação que sobe e desce é, em geral, perpendicular à direção de propagação da onda de energia; um exemplo é a propagação da onda na superfície da água de um rio quando uma pedra cai verticalmente nessa água. A pedra faz a água subir e descer. Esse movimento local de partículas de água atrai as partículas vizinhas para cima e para baixo. As ondas se propagam em direções radiais perpendiculares ao movimento das partículas de água, uma propagação transversa ao movimento das partículas.

Na ultrassonografia, as ondas mecânicas são criadas por partículas que empurram e são empurradas pelas partículas mais superficiais ou mais profundas. Semelhante à onda criada por um navio empurrando a água. A direção de propagação das ondas combina com a direção do movimento das partículas. Tal propagação é longitudinal ao movimento das partículas.

A onda ultrassonográfica é criada eletronicamente pelo transdutor que transforma energia elétrica em energia mecânica. Geralmente os transdutores contêm vários elementos ou cristais piezoelétricos (256 em alguns equipamentos). O cristal piezoelétrico, excitado eletronicamente, oscila e transmite a onda ao corpo humano. Em teoria, cada elemento cria um feixe ou uma linha de insonação com uma onda vibrando na frequência específica de cada transdutor. Na prática, vários elementos criam um feixe mais potente e com mais poder de penetração no tecido.

Esse feixe não é cilíndrico em três dimensões ou retangular na imagem bidimensional ultrassonográfica. O feixe se afunila, sendo menor em uma região chamada ponto focal (**Figura 1.13**). Tal feixe diverge cada vez mais à medida que se afasta do ponto focal, aprofundando-se no tecido. Tal conceito justifica uma resolução menor e melhor no foco e uma falta de informação adequada de regiões profundas além do ponto focal na



Figura 1.13. Representação bidimensional do feixe de ultrassom gerado por elementos do transdutor e transmitido ao corpo humano. A região do foco é a mais estreita. O feixe diverge em profundidades maiores que a distância focal.

imagem. A resolução é a menor distância que diferencia dois pontos adjacentes na imagem. Recomenda-se que o indicador do foco fique ligeiramente abaixo da região de interesse na imagem (**Figura 1.14**).

Ao transmitir energia ao corpo humano, a potência ou intensidade da onda mecânica pode ser deletéria a certos órgãos. Os equipamentos mencionam índices mecânicos relacionados com a transmissão de energia e seus efeitos nos tecidos. O controle da energia de transmissão não é tão importante em aplicações vasculares periféricas quanto durante a avaliação fetal ou da córnea. Cuidado deve ser tomado para seleção apropriada da energia emitida antes de exames dos vasos oculares, perioculares e fetais, reduzindo-se a energia de transmissão para aquelas propostas pelo fabricante.

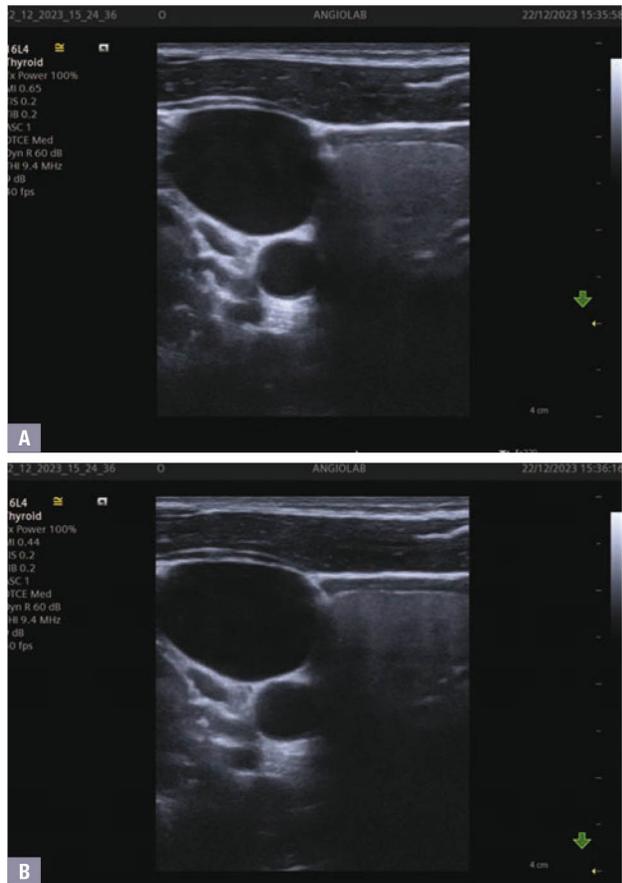


Figura 1.14. Exemplo de posicionamento da zona focal. (A) Posicionamento correto logo abaixo da estrutura de interesse (carótida). (B) Foco muito abaixo da estrutura.

Atenuação

As oscilações causam atrito entre as partículas do tecido. O atrito rouba energia da onda oscilatória, causando aumento de temperatura local. A queda de energia da

oscilação é exponencial segundo a distância percorrida, e a esse fenômeno chamamos de atenuação. Essa queda progressiva do sinal oscilatório justifica o uso de unidades e medida como o Bell ou decibel.

As velocidades das ondas ultrassonográficas são muito semelhantes nos vários tecidos moles insonados durante o exame de USV. A diminuição de sinal é exponencial tanto no espaço como no tempo. Os instrumentos corrigem esta perda com ganhos dos sinais recebidos em função da profundidade da imagem. Distorções desse modelo ocorrem em alguns casos especiais, por exemplo, alguns cistos podem causar erros na estimativa de profundidade e podem alterar a ecogenicidade de estruturas associadas.

A atenuação do sinal ultrassonográfico é dependente da frequência oscilatória. Quanto maior a frequência de oscilações, maior a atenuação. Portanto, frequências menores são necessárias para estudo de estruturas mais profundas.

Reflexão

Na reflexão especular, a direção da onda incidente tem um ângulo com a perpendicular ao plano do espelho. A onda refletida faz o mesmo ângulo com esta perpendicular, só que do outro lado da perpendicular. Por exemplo, como a perpendicular está a 90 graus em relação à parede do vaso, e a onda incide na parede do vaso a 80 graus, a onda é refletida a 100 graus em relação à parede do vaso. Uma incidência perpendicular a 90 graus da parede do vaso resulta em reflexão perpendicular a 90 graus. Essa é a melhor insonação para mostrar as paredes das artérias e veias (**Figura 1.15A**).

O eco pode não voltar ao transdutor se o ângulo de insonação se afasta de 90 graus, deteriorando a imagem das paredes do vaso (**Figura 1.15B**). Portanto, o sinal re-

fletido é otimizado quando se coloca o eixo longitudinal do vaso paralelo à parede do transdutor (**Figura 1.16**).

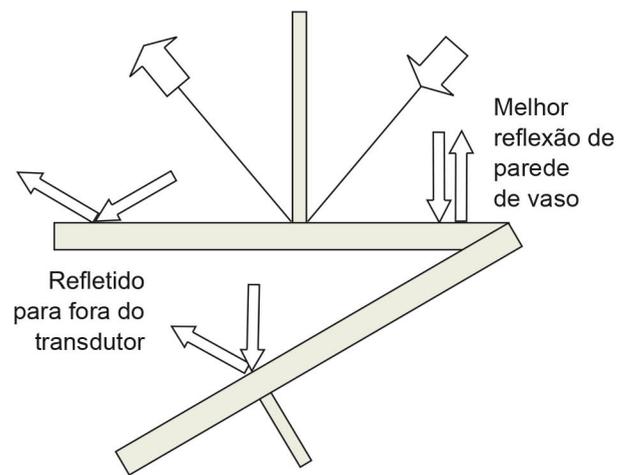


Figura 1.16. Modelo de reflexão. A direção da reflexão é dependente do ângulo de insonação com a parede refletora. Os ângulos de insonação e de reflexão perpendicular (90 graus) à superfície de reflexão são iguais. Dependendo da posição da estrutura e do ângulo de reflexão o eco pode não retornar ao transdutor.

Refração

A energia precisa ser transmitida além da parede refletora do vaso. Uma parte da energia incidente é refletida, e a outra continua penetrando no tecido.

Essa refração, ou continuação da onda ultrassonográfica, poderia ocorrer com desvio de direção do feixe, entretanto, tal desvio depende das velocidades antes e depois da interface. Quando as velocidades pré e pós-interfaces teciduais são semelhantes, a direção do feixe ultrassonográfico não é alterada significativamente (**Figura 1.17**).

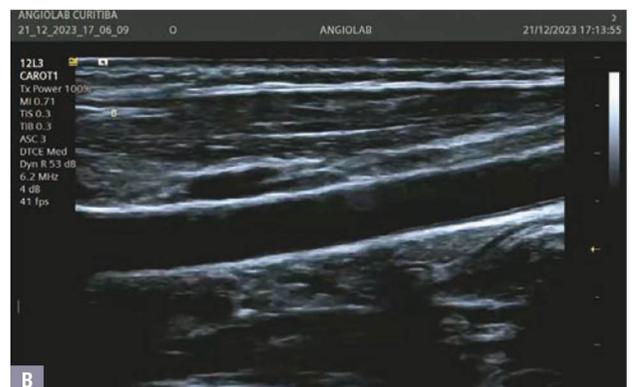


Figura 1.15. Imagem em modo B da artéria carótida comum com incidência de 90 graus. Observe a diferença da nitidez do complexo médio-intimal (**A**) em relação à incidência inferior a 90 graus (**B**).

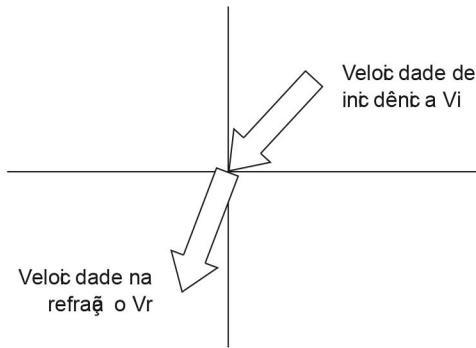


Figura 1.17. Modelo de refração. Os senos dos ângulos de incidência e de refração são proporcionais às velocidades no tecido de incidência e no tecido de refração.

Difração

Um ponto ou partícula pequena não reflete a energia incidente como uma parede de vaso. A energia pode ser refletida em direções múltiplas, até mesmo em todas as direções radiais. Difrações ligeiramente distintas podem ocorrer em tecidos diversos. Tais características, se reconhecidas, podem ser usadas para otimizar imagem de tecidos como do sangue, rins ou fígado (Figura 1.18).

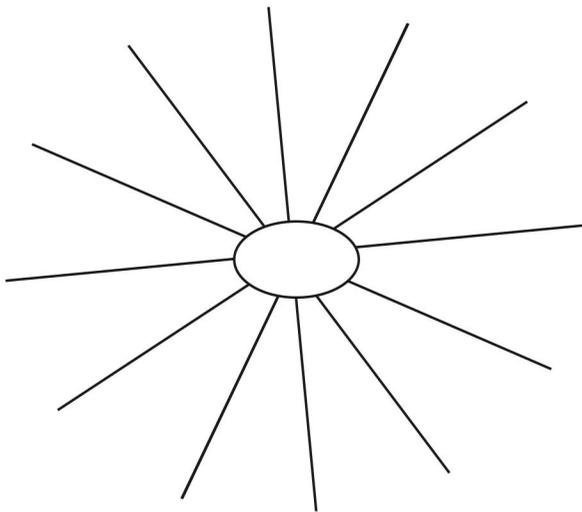


Figura 1.18. Modelo de difração. As ondas são difratadas em direções múltiplas. Tecidos específicos podem ser reconhecidos dependendo do tipo de difração.

Recepção

A energia refletida ou difratada retorna aos cristais ou elementos do transdutor. O cristal, também na recepção, comporta-se como um elemento piezoelétrico. A energia mecânica é transformada em energia elétrica.

Este sinal é processado pelos circuitos analógicos e digitais do equipamento.

Os instrumentos processam os sinais recebidos com ganho exponencial em função do tempo/profundidade para compensar pela atenuação geral. O controle de ganho geral aumenta ou diminui o brilho de todos os pixels proporcionalmente. Os comandos de TGC (*time gain control*) compensam por atenuações em função do tempo de recepção, que é relacionado com a profundidade na imagem (Figura 1.19).



Figura 1.19. Exemplo de compensação de ganho posterior pelo TGC (A). Note a compensação da atenuação da imagem (A) nas regiões mais profundas (B).

Fundamentos da formação da imagem modo B

A formatação da imagem em modo B pode ser simples ou complexa, dependendo do objetivo. Imagens complexas minimizam ruído e otimizam informação anômica; exemplos incluem imagens compostas como Sono CT. *Speckle reduction imaging* inclui técnicas de processamento para redução de ruído. Exemplos de denominações industriais incluem SRI, uScan, XRES, iClear, ApliPure etc.³⁵ Os processos de refinamento, entretanto, são lentos e criam atraso na apresentação da

imagem. Em contrapartida, procedimentos ecoguiados necessitam de imagem em tempo real; o processamento precisa ser simples e rápido.

A formação das imagens depende tanto do tipo de transdutor quanto da maneira como seus componentes são ativados. Os elementos que geram e recebem o ultrassom podem estar dispostos em geometria linear ou setorial ou em arranjo especial. O transdutor linear pode criar imagens retangulares ou trapezoidais. As sequências temporais de ativação dos elementos do transdutor definem as direções dos feixes de insonação. A **Figura 1.20** ilustra um modelo de feixes paralelos perpendiculares à face do transdutor.

Sequências complexas de excitação dos elementos do transdutor, variadas no tempo, produzem feixes de insonação oblíquos ou angulados. Imagens compostas e/ou trapezoidais são exemplos de tais processamentos.³⁵ Imagens para procedimentos ecoguiados são uma aplicação crescendo em popularidade. A angulação simples, em tempo real, melhora a reflexão de agulhas de punção. A otimização da imagem da agulha depende da perpendicularidade do feixe com a direção da agulha.

Imagens compostas são configuradas com feixes de ondas em direções diferentes. Essas imagens compostas eliminam ruídos presentes em imagens formatadas com feixe de direção única. Penetração dentro de placas calcificadas por feixes de ondas inclinados pode eliminar o sombreamento.

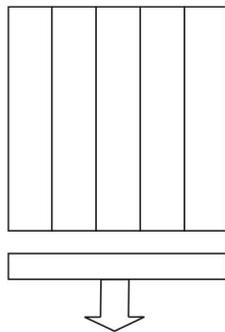


Figura 1.20. Modelo de feixes retangulares criados por insonação de grupos adjacentes de elementos do transdutor.

Resolução

A importância de se conhecer o valor da resolução de imagem é o conhecimento do erro ou da variação da medida. Resolução é a menor distância entre dois pontos distinguíveis na imagem.

A resolução na ultrassonografia em modo B tem representação tridimensional: axial, lateral e de espessura

anatômica representada na imagem. A resolução axial depende da frequência de insonação (**Figura 1.21**). A resolução lateral depende ou da largura do feixe de insonação, ou da maneira como o feixe é deslocado lateralmente para formar a imagem (**Figura 1.22**).

A resolução mais conhecida é a axial na direção do feixe de insonação. A frequência de insonação é a variá-

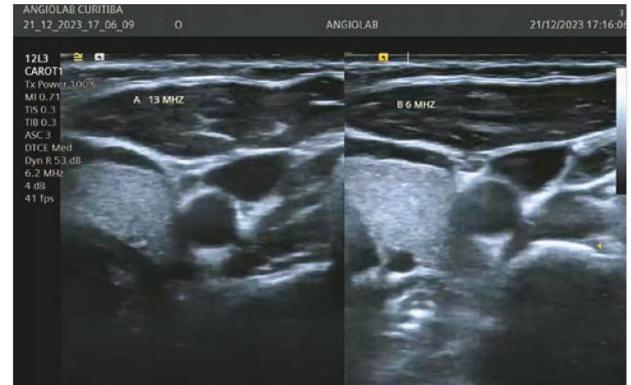


Figura 1.21. Exemplo de variação da resolução axial de acordo com a frequência utilizada. Note a melhor resolução da imagem com a maior frequência (13 MHz).



Figura 1.22. Exemplo de imagem em modo B de vasos abdominais. Melhora da resolução lateral da imagem **A** em relação a imagem **B**, com a diminuição da largura do feixe de ultrassom e com menor profundidade.

vel fundamental para definir tal resolução. Quanto maior a frequência, menor a distância entre os vales e os picos da onda ecográfica. Esse espaço, chamado comprimento de onda, determina a resolução axial da imagem.

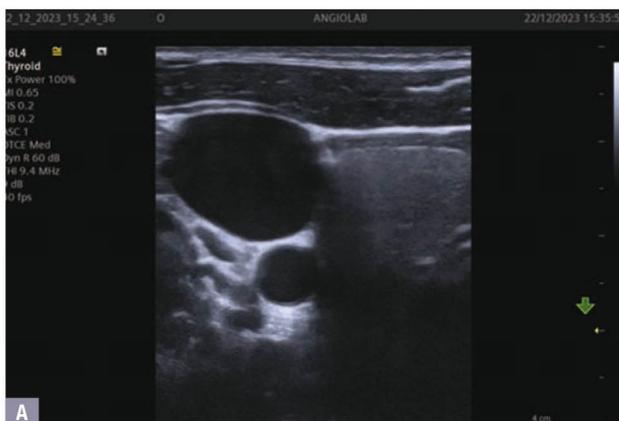
A equação da velocidade permite a interpretação da resolução axial em função da frequência ou do comprimento de onda. Velocidade é espaço dividido por tempo, m/s ou cm/s. A equação da velocidade relata o comprimento da onda λ e o período T do ciclo de oscilação da onda: $V = \lambda/T$. O período é inversamente proporcional à frequência: quanto maior a frequência, menor o período. A relação velocidade, comprimento de onda e frequência F é expressa por $V = \lambda F$, e a resolução representada pelo comprimento de onda é a razão V/F .

Para velocidades de ultrassom tecidual de $c = 1.540$ m/s e frequências de 10 MHz, o comprimento de onda é $1.540.000/10.000.000$ mm, ou seja, 0,154 mm. As estimativas das resoluções axiais seriam de 0,154 mm ou 0,308 mm para 10 MHz ou 5 MHz.

Teoricamente, a melhor resolução lateral de um transdutor linear é a distância entre os cristais. Por exemplo, a melhor resolução lateral é 0,14 mm para um transdutor de 3,6 cm com 256 elementos. No caso do transdutor setorial, a resolução lateral depende da angulação e piora com a profundidade da imagem.

Região focal

O foco influencia a resolução. Imagens podem ter várias regiões focais. O número de pontos focais aumenta o tempo de processamento. A frequência das imagens completas diminui, e a sensação de tempo real pode ser perdida. Imagem unifocal é recomendada durante procedimentos ecoguiados (Figura 1.23).



Tempo e profundidade – Time gain control (TGC)

A propagação de sinais transmitidos e recebidos é fundamentada em uma velocidade de 1.540 m/s através dos tecidos. A recepção no tempo é dependente da profundidade da imagem a ser adquirida. O pulso de transmissão é curto em relação ao tempo de recepção. O TGC correlaciona tempo e profundidade e altera amplitudes de brilho, dependendo do tempo relacionado com a profundidade (Figuras 1.19 e 1.24).

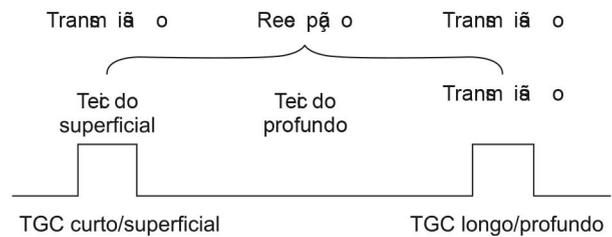


Figura 1.24. O tempo de transmissão é mínimo comparado com o tempo de recepção. O controle TGC altera o ganho de acordo com o tempo de recepção que está relacionado com a profundidade do tecido.

Sinais transmitidos

Sinais transmitidos são variados e limitados ao tempo do pulso de transmissão. Um transdutor de frequência fixa de 10 MHz deveria transmitir um sinal de frequência única. Tal feito, com a eliminação de qualquer espectro de frequências, é um desafio enorme para a engenharia. A tendência moderna, entretanto, é desenvolver transdutores de frequências em banda larga, ou de sinais específicos para imagens de certos tecidos.

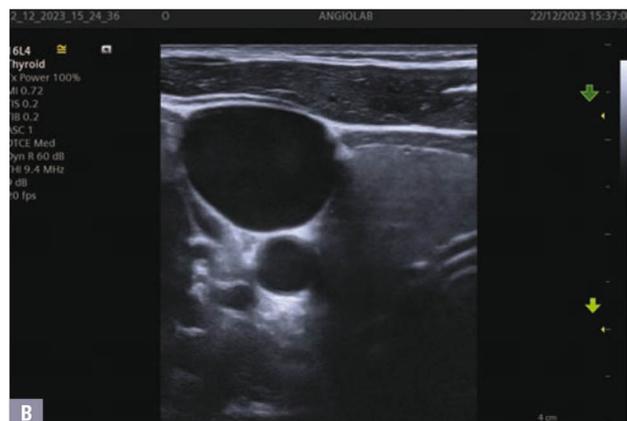


Figura 1.23. Exemplo de alteração de resolução da imagem dependente do número de regiões focais. (A) Foco único (melhor resolução). (B) Foco múltiplo.

Um transdutor com banda larga de frequências, por exemplo, de 7 MHz a 13 MHz, permite processamento de sinais refletidos em faixas de frequências específicas. Processamentos de sinais rápidos ou de pouca profundidade são feitos em alta frequência com melhor resolução de tecidos superficiais. Processamentos de sinais com atraso no tempo ou de maior profundidade são realizados em frequência mais baixa com menos atenuação; portanto detectáveis, embora com menor resolução.

Exemplos da emissão de sinais complexos incluem ondas utilizadas na imagem do sangue (*B-flow*) e ondas para formação de imagens harmônicas. A imagem *B-flow* melhora a detecção de partículas do sangue e pode criar imagens em tempo real demonstrando o fluxo sanguíneo. A forma de onda transmitida detecta sangue e não movimento. Especificamente, detecta o sangue em movimento. A imagem *B-flow* ficaria, então, restrita ao lúmen de veias e artérias.

Harmônicas

Imagem harmônica é a técnica de processamento fundamentada em: 1) penetração e profundidade da imagem com frequência mais baixa, e 2) melhora de detalhes de resolução com frequência mais alta. O sinal ultrassonográfico pode ser entendido como somatória da frequência fundamental e das harmônicas em frequências múltiplas da fundamental (transformação de Fourier).

A profundidade da imagem harmônica depende da frequência fundamental de transmissão – no caso a frequência transmitida mais baixa (F_t). A melhor resolução depende da análise dos ecos da segunda harmô-

nica – no caso a frequência mais alta, que é o dobro da frequência fundamental ($F_h = 2F_1$).

Existem duas técnicas básicas para a formação da imagem harmônica. Uma delas depende de duas transmissões de ondas na frequência fundamental, sendo a segunda invertida em relação à primeira. Ecos da onda normal e da onda invertida obtidos na frequência fundamental, ou primeira harmônica, são cancelados. O processamento de sinais na frequência dupla da segunda harmônica resulta na soma positiva de ecos da onda normal mais os ecos da onda invertida. O processamento dos sinais recebidos cancela os ecos com pior/menor resolução da frequência fundamental. Uma imagem de melhor/menor resolução é, então, criada com ecos da frequência dupla da segunda harmônica. Outra técnica de imagem harmônica é a de emitir sinais que causam vibrações teciduais com sinais de segunda harmônica detectáveis na recepção. Tal sinal refletido é comumente identificado como harmônica tecidual.

Um exemplo de aplicação prática da imagem harmônica seria a de um aneurisma de aorta. A imagem da região mais profunda depende da penetração com frequência mais baixa (p. ex., 5 MHz *versus* 10 MHz). Os detalhes são mais perceptíveis com processamento da segunda harmônica; no caso, a segunda harmônica de 5 MHz é 10 MHz.

A imagem harmônica, em geral, melhora a imagem de média profundidade (**Figura 1.25**). A imagem superficial já é formada com frequências maiores e melhor/menor resolução. A atenuação influencia a harmônica de frequência dupla e diminui o sinal dos tecidos profundos. Portanto, tal sinal profundo deixa de ser perceptível na recepção do transdutor.



Figura 1.25. Exemplo de imagem renal sem (A) e com (B) utilização de harmônica tecidual. Note a melhor definição da imagem com harmônica (B).

Sinal recebido: pós-processamento

Os sinais recebidos pelos elementos piezoelétricos são analógicos e transformados em sinais digitais. Em geral, o sistema visual humano distingue, em média, somente 16 níveis de brilho da escala cinza, enquanto equipamentos podem processar mais que 256 níveis de amplitudes de brilho. O sistema visual humano tem características individuais. A imagem recebida pode ser processada para melhorar a informação vinda do paciente quanto à percepção do examinador.

Controles de alternativas de processamento são disponíveis para o examinador. Em geral, tais processamentos são mapas de escala cinzenta, ou *graymaps*. Exemplos de curvas utilizadas para criar a imagem visualizada incluem a linha reta e a curva em forma de “S”. A curva em “S” minimiza diferenças de sinais hipoeicoicos e hipereicoicos, mas enfatiza diferenças de sinais intermediários. Na prática, a alternativa utilizada é selecionada pela interpretação do examinador. A opção de *preset* é utilizada na maioria dos casos.

A maioria dos instrumentos tem processamentos de filtragem de ruído ou de redução da granulação (*speckle reduction*). Uma maneira de se reduzir ruído é por média de imagens. A média de um ruído randômico aproxima-se do zero. A granulação pode ser reduzida por filtros de brilhos (*high pass*), onde os sinais com brilho mais fracos seriam filtrados e eliminados. Uma técnica mais complexa seria a filtragem de sinais com

certas características no domínio de frequência, e sinais em certas frequências seriam eliminados.

Tais processamentos são, em geral, parte do *preset* original. Alterações causadas por *dynamic range* ou escala dinâmica cinza, e *edge detection* que melhora a imagem de bordas de órgãos são exemplos resumidos a seguir.

Escala dinâmica – *Dynamic range*

Esse controle define a extensão da escala cinza. Um valor elevado divide os sinais apresentados na imagem em um número maior de intervalos. A aparência visual torna-se mais densa, com pontos de diferenças menores e mais semelhantes em ecogenicidade.

Em princípio, um *dynamic range* maior tem informações mais detalhadas, mas não necessariamente percebidas pelo sistema visual humano. Alguns detalhes específicos em certas situações podem ser ressaltados; por exemplo, na definição de trombo flutuante com ecogenicidade ligeiramente diferente da parede de vaso, ou das características mais específicas de um ateroma.

Um valor baixo aumenta o contraste e melhora a percepção humana para regiões de transição, como lúmen venoso ou arterial e a parede desses vasos. Escala dinâmica muito baixa causa contraste excessivo, imagem praticamente preta e branca, com perda de informação (Figura 1.26).

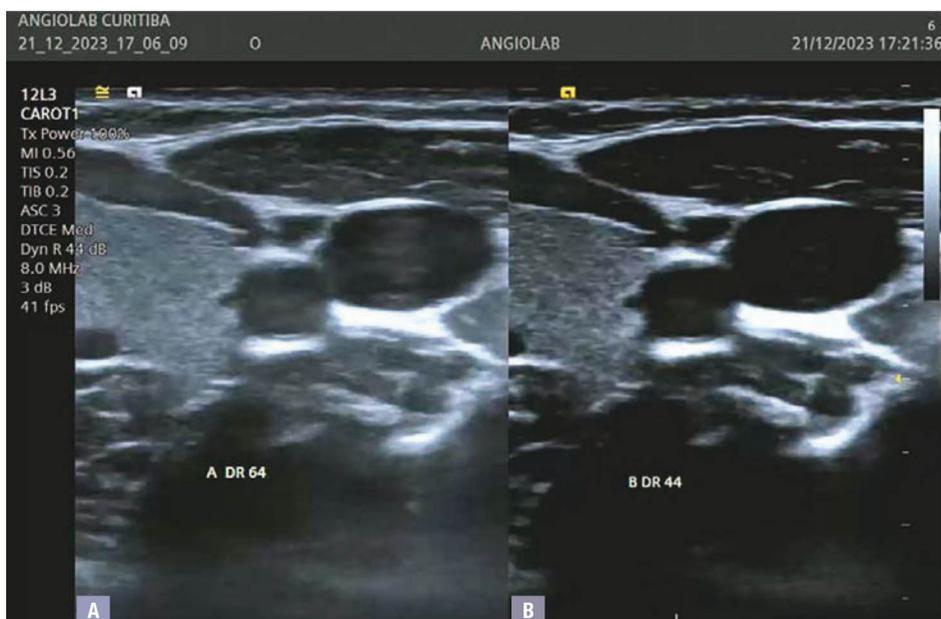


Figura 1.26. Escala dinâmica ou *dynamic range* altera a percepção de detalhes da imagem. Um valor extremamente baixo elimina informação em detalhes da imagem; (B) Um valor médio (44) aumenta a percepção humana de contraste entre as estruturas; e (A) um valor alto (64), embora com mais informação para análise automática, não melhora a percepção do sistema visual humano.

Detecção de bordas – *Edge detection*

A detecção de bordas de estruturas com superfícies delineáveis pode ser enfatizada com técnicas como o cálculo da derivada de brilho. A borda ou a superfície é enfatizada com base na alteração significativa do eco adjacente comparado com o eco da parede ou da superfície.

A aparência de tempo real é definida pela percepção do sistema visual humano. A eletrônica moderna permite o processamento rápido de uma quantidade enorme de dados, dando a impressão que a imagem é obtida em tempo real. Quanto mais antigo o instrumento, maior a probabilidade de que o olho humano perceba a formação vagarosa das imagens ou dos quadros individuais.

Vários comandos alteram o tempo de processamento da imagem. O aumento do número de focos melhora a imagem em várias profundidades. Imagens compostas afetam ainda mais o tempo de processamento e o atraso da visualização da imagem. A persistência é um comando que mantém dados em imagens obtidas posteriormente e, portanto, a informação persiste. Outras técnicas como *edge enhancement* aumentam o tempo de processamento com *softwares* especiais. O inconveniente desses aprimoramentos é o aumento do tempo de processamento e o atraso da formação da imagem em tempo real.

A imagem US é processada para ser arquivada digitalmente ou apresentada no monitor. A qualidade destas imagens também depende da densidade de *pixels* e da quantidade de intervalos de brilho; estas variáveis alteram o tempo de processamento do quadro e influenciam a frequência de apresentação de imagens.

O sistema visual humano pode distinguir até aproximadamente 16 imagens por segundo. A percepção de tempo real depende, então, de uma frequência de

apresentação de imagens superior a 16 imagens por segundo ou uma imagem a cada 62 milissegundos. Esse intervalo de tempo seria suficiente para o processamento sequencial de feixes de insonação usados na formação de imagens de 15 cm de profundidade na maioria dos transdutores disponíveis atualmente.

Na prática vascular existem objetivos contraditórios. Processamentos, como imagem multifocal, melhoram a qualidade, mas atrasam o “tempo real” da imagem. Procedimentos ecoguiados, em contraste, necessitam de imagens em tempo real verdadeiro; valores como persistência zero e imagem unifocal são recomendados.

Detalhes práticos

Visibilização da imagem

A colorização da imagem em modo B explora a variabilidade dos receptores de cor do examinador dos estudos vasculares. Detalhes da imagem podem ser detectados mais apropriadamente quando o modo B é colorizado. Cada examinador deve investigar qual a colorização que mais influencia a sua própria percepção (**Figura 1.27**).

Movimento

O examinador move constantemente o transdutor para criar uma percepção espacial das estruturas. Tais movimentos apresentam ângulos de informações distintas, cada qual produzindo cortes diferentes que no final ajudam na formação final da imagem. O movimento das imagens apresentadas de um local para o outro influencia a percepção do examinador.

O movimento do transdutor, entretanto, deve ser controlado em função das dimensões da anatomia vascular. Vasos de 5 mm de diâmetro são otimamente visibilizados com movimentos milimétricos. Recomendamos

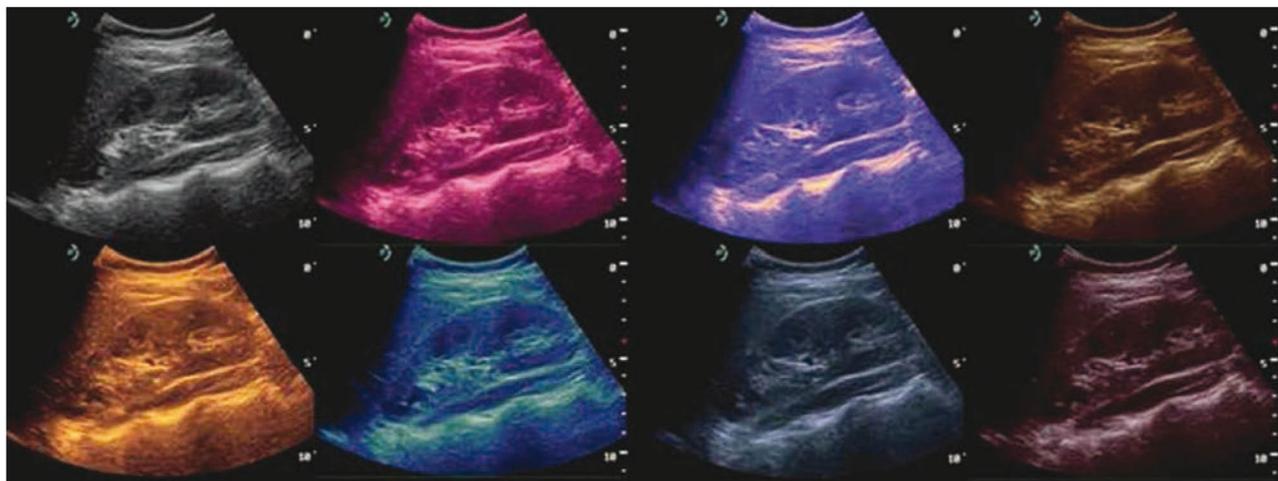


Figura 1.27. Colorização variada da escala de cinza, cada examinador seleciona a colorização mais apropriada para cada aplicação.