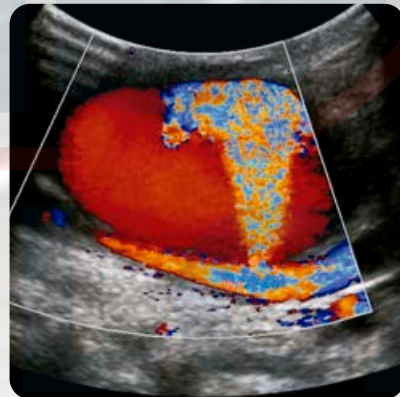


DIAGNÓSTICO POR ULTRASONIDO

Quinta edición

TOMO 1



CAROL M.
RUMACK

DEBORAH
LEVINE

DIAGNÓSTICO POR ULTRASONIDO

QUINTA EDICIÓN

CAROL M. RUMACK, MD, FACR

Vicepresidenta de Educación y Desarrollo Profesional
Profesora de Radiología y Pediatría
Decana Asociada para GME
University of Colorado School of Medicine
Denver, Colorado

DEBORAH LEVINE, MD, FACR

Codirectora de Ultrasonido
Directora de OB/Ultrasonido Ginecológico
Vicepresidenta de Asuntos Académicos
Departamento de Radiología
Beth Israel Deaconess Medical Center
Profesora de Radiología
Harvard Medical School
Boston, Massachusetts

AMOLCA



TOMO I

PARTE I Física

1 Física del ultrasonido, 1

Christopher R.B. Merritt

2 Efectos biológicos y seguridad, 34

J. Brian Fowlkes y Christy K. Holland

3 Agentes de contraste en ultrasonido, 53

Peter N. Burns

PARTE II Ecografía abdominal y pélvica

4 El hígado, 74

Stephanie R. Wilson y Cynthia E. Withers

5 El bazo, 139

Patrick M. Vos, John R. Mathieson y Peter L. Cooperberg

6 El árbol biliar y la vesícula biliar, 165

Korosh Khalili y Stephanie R. Wilson

7 El páncreas, 210

Thomas Winter y Maryellen R.M. Sun

8 El tracto gastrointestinal, 256

Stephanie R. Wilson

9 El riñón y el tracto urinario, 310

Mitchell Tublin, Deborah Levine, Wendy Thurston y Stephanie R. Wilson

10 Ecografía transrectal y de próstata 381

Ants Toi

11 Las glándulas suprarrenales, 416

Christina Marie Chingko, Olga R. Brook y Deborah Levine

12 El retroperitoneo, 432

Raymond E. Bertino y Elton Mustafaraj

13 Ecografía dinámica de hernias inguinales y de la pared abdominal anterior, 470

Deborah Levine, Lisa Napolitano y A. Thomas Stavros

14 El peritoneo, 504

Anthony E. Hanbidge, Korosh Khalili y Stephanie R. Wilson

15 El útero, 528

Douglas Brown y Deborah Levine

16 Los anexos, 564

Rochelle Filker Andreotti y Lori A. Deitte

17 Biopsia de tórax, abdomen y pelvis guiada por ecografía, 597

Theodora A. Potretzke, Thomas D. Atwell, J. William Charboneau, y Carl Reading

18 Trasplante de órganos, 623

Derek Muradali y Tanya Punita Chawla

PARTE III Ecografía de partes pequeñas, arteria carótida y vasos periféricos

19 La glándula tiroides, 691

Luigi Solbiati, J. William Charboneau, Vito Cantisani, Carl Reading y Giovanni Mauri

20 Las glándulas paratiroides, 732

Bonnie J. Huppert y Carl Reading

21 La mama, 759

Jordana Phillips, Rashmi J. Mehta y A. Thomas Stavros

22 El escroto, 818

Daniel Sommers y Thomas Winter

23 Revisión general de técnicas y aplicaciones del ultrasonido musculoesquelético, 856

Colm McMahon y Corrie Yablon

24 El hombro, 877

Colm McMahon y Corrie Yablon

25 Intervenciones musculoesqueléticas, 898

Ronald S. Adler

26 Los vasos cerebrales extracraneales, 915

Edward I. Bluth, Stephen I. Johnson y Laurie Troxclair

27 Vasos periféricos, 964

Mark E. Lockhart, Heidi R. Umphrey, Therese M. Weber y Michelle L. Robbin

TOMO II

PARTE IV Ecografía obstétrica y fetal

- 28 Descripción general de las imágenes obstétricas, 1015**
Deborah Levine
- 29 Bioefectos y seguridad del ultrasonido en obstetricia, 1034**
Jacques S. Abramowicz
- 30 El primer trimestre, 1048**
Elizabeth Lazarus y Deborah Levine
- 31 Anomalías cromosómicas, 1088**
Bryann Bromley y Beryl Benacerraf
- 32 Gestación multifetal, 1115**
Mary C. Frates
- 33 La cara y el cuello fetal, 1133**
Ana P. Lourenco y Judy A. Estroff
- 34 El cerebro fetal, 1166**
Ants Toi y Deborah Levine
- 35 La columna vertebral fetal, 1216**
Elizabeth Asch y Eric Sauerbrei
- 36 El tórax fetal, 1243**
Dorothy Bulas
- 37 El corazón fetal, 1270**
Elizabeth R. Stamm y Julia A. Drose
- 38 El tracto gastrointestinal fetal y la pared abdominal, 1304**
Nir Melamed, Anne Kennedy y Phyllis Glanc
- 39 El tracto urogenital fetal, 1336**
Katherine W. Fong, Julia Eva Kfoury y Kirsten L. Weind Matthews
- 40 El sistema músculo-esquelético fetal, 1376**
Phyllis Glanc, David Chitayat y Sheila Unger
- 41 Hidropesía fetal, 1412**
Deborah Levine
- 42 Mediciones fetales: crecimiento fetal normal y anormal, y evaluación del bienestar fetal, 1443**
Carol B. Benson y Peter M. Doubilet
- 43 Evaluación ecográfica de la placenta, 1465**
Thomas D. Shipp
- 44 Ultrasonido cervical y parto pretérmino, 1495**
Hournaz Ghandehari y Phyllis Glanc

PARTE V Ecografía pediátrica

- 45 Imágenes cerebrales neonatales e infantiles, 1511**
Carol M. Rumack y Amanda K. Auckland
- 46 Ecografía dúplex cerebral del neonato y lactante, 1573**
Thierry A.G.M. Huisman y Andrea Poretti
- 47 Ecografía Doppler cerebral en niños, 1591**
Dorothy Bulas y Alexia Egloff
- 48 Cabeza y cuello pediátrico, 1628**
Rupa Radhakrishnan y Beth M. Kline-Fath
- 49 Canal medular del paciente pediátrico, 1672**
Ilse Castro-Aragon, Deborah Levine, y Carol M. Rumack
- 50 El tórax pediátrico, 1701**
Chetan Chandulal Shah y S. Bruce Greenberg
- 51 El hígado y el bazo en pediatría, 1730**
Sara M. O'Hara
- 52 El tracto urinario y las glándulas suprarrenales en el paciente pediátrico, 1775**
Harriet J. Paltiel y Diane S. Babcock
- 53 El tracto gastrointestinal pediátrico, 1833**
Susan D. John y Martha Mappus Munden
- 54 Ecografía pélvica pediátrica, 1870**
William L. Simpson, Jr., Humaira Chaudhry y Henrietta Kotlus Rosenberg
- 55 La cadera pediátrica y otras aplicaciones del ultrasonido musculoesquelético, 1920**
Leslie E. Grissom y H. Theodore Harcke
- 56 Ecografía intervencionista en pediatría, 1942**
Neil Johnson y Allison Aguado

Apéndice: Artefactos del ultrasonido: un capítulo virtual 
Korosh Khalili, Hojun Yu, Alexander Jesurum y Deborah Levine

Índice, I-1

4 El hígado

Stephanie R. Wilson y Cynthia E. Withers

- Video 4.1 **Hígado normal, barrido sagital**
- Video 4.2 **Hígado normal, barrido subcostal**
- Video 4.3 **Grasa focal en el hígado**
- Video 4.4 **Infiltración geográfica de grasa en el hígado**
- Video 4.5 **CEUS de FNH con las características clásicas de mejora**
- Video 4.6 **CEUS del hemangioma de llenado súbito mostrado en la Fig. 4.47**
- Video 4.7 **CEUS de hiperplasia nodular focal**
- Video 4.8 **CEUS de hiperplasia nodular focal**
- Video 4.9 **CEUS de adenoma hepático en una mujer joven**
- Video 4.10 **CEUS de carcinoma hepatocelular pequeño**
- Video 4.11 **CEUS de carcinoma hepatocelular**
- Video 4.12 **Metástasis colorrectal clásica**
- Video 4.13 **CEUS de metástasis hepática**
- Video 4.14 **CEUS de metástasis hepática**

5 El bazo

Patrick M. Vos, John R. Mathieson y Peter L. Cooperberg

- Video 5.1 **Bazo normal en el plano sagital**
- Video 5.2 **Bazo normal en el plano transversal**
- Video 5.3 **Estudio de contraste de linfoma que se manifiesta como una lesión esplénica solitaria hipoeoica**

6 El árbol biliar y la vesícula biliar

Korosh Khalili y Stephanie R. Wilson

- Video 6.1 **Conducto biliar común distal y ampolla de Vater**
- Video 6.2 **Cálculos en las vías biliares intrahepáticas**
- Video 6.3 **Cálculo del conducto biliar común distal**
- Video 6.4 **Fistula de coledocoduodenal**
- Video 6.5 **Colangitis esclerosante primaria**
- Video 6.6 **Colangitis esclerosante primaria**
- Video 6.7 **Colangiocarcinoma complicando la colangitis esclerosante primaria**
- Video 6.8 **Colangiocarcinoma complicando la colangitis esclerosante primaria**
- Video 6.9 **Colelitiasis**
- Video 6.10 **Colecistitis aguda**
- Video 6.11 **Colecistitis perforada con absceso hepático**

7 El páncreas

Thomas Winter y Maryellen R.M. Sun

- Video 7.1 **Páncreas normal**
- Video 7.2 **Pancreatitis aguda**
- Video 7.3 **Pancreatitis aguda**
- Video 7.4 **Pancreatitis crónica**
- Video 7.5 **Pancreatitis crónica**
- Video 7.6 **Pseudoquistes pancreáticos**
- Video 7.7 **Carcinoma pancreático**
- Video 7.8 **Carcinoma pancreático**
- Video 7.9 **Neoplasia mucinosa papilar intraductal**
- Video 7.10 **Neoplasia quística mucinosa**

8 El tracto gastrointestinal

Stephanie R. Wilson

- Video 8.1 **Un tumor neuroendocrino (carcinoide) del intestino delgado detectado incidentalmente**
- Video 8.2 **Características clásicas de la enfermedad de Crohn en un barrido a través del íleon terminal**
- Video 8.3 **Pérdida de la estratificación de las capas de la pared intestinal en inflamación subaguda severa del colon sigmoide en un paciente con enfermedad de Crohn**
- Video 8.4 **Estenosis en la enfermedad de Crohn**
- Video 8.5 **El Doppler a color muestra hiperemia en una pared intestinal engrosada en la enfermedad de Crohn**
- Video 8.6 **Imagen longitudinal mejorada con contraste de la enfermedad de Crohn**
- Video 8.7 **Imagen transversal mejorada por contraste de la enfermedad de Crohn**
- Video 8.8 **Fijación severa y angulación aguda del íleon con estenosis y fistula enterotérica**
- Video 8.9 **Obstrucción incompleta del intestino delgado en paciente con enfermedad de Crohn**
- Video 8.10 **Peristaltismo disfuncional y excesivo**
- Video 8.11 **Perforación localizada con una masa inflamatoria flemosa**
- Video 8.12 **Fístula enteroentérica**
- Video 8.13 **Apéndice normal**
- Video 8.14 **Apéndice perforado**
- Video 8.15 **Diverticulitis aguda en el segundo trimestre del embarazo**
- Video 8.16 **Íleo paralítico**
- Video 8.17 **Obstrucción intestinal incompleta debido a una estenosis inflamatoria por enfermedad de Crohn vista solo en una exploración endovaginal**

9 El riñón y el tracto urinario

Mitchell Tublin, Deborah Levine, Wendy Thurston y Stephanie R. Wilson

- Video 9.1 **Chorro Doppler**
- Video 9.2 **Carcinoma de células renales**
- Video 9.3 **Carcinoma de células transicionales de la vejiga**
- Video 9.4 **Divertículos de la vejiga**

11 Las glándulas suprarrenales

Christina Marie Chingko, Olga R. Brook y Deborah Levine

- Video 11.1 **Glándula suprarrenal normal**
- Video 11.2 **Adenoma suprarrenal**
- Video 11.3 **Adenoma suprarrenal**
- Video 11.4 **Glándula suprarrenal con calcificación**

12 El retroperitoneo

Raymond E. Bertino y Elton Mustafaraj

- Video 12.1 **Fuga interna de tipo 2 de la arteria mesentérica inferior-aorta**
- Video 12.2 **Fuga interna de tipo 2 en exploración de tomografía computarizada mejorada**
- Video 12.3 **Fuga interna tipo 3, imagen transversal**
- Video 12.4 **Fuga interna tipo 3, imagen longitudinal**
- Video 12.5 **Pseudoaneurisma aórtico (ruptura contenida), imagen longitudinal**

- Video 12.6 **Reestenosis de la arteria renal izquierda accesoria con *stent***
- Video 12.7 **Angiograma de reestenosis de la arteria renal izquierda accesoria con *stent***
- Video 12.8 **Angiograma de reestenosis en la arteria renal izquierda accesoria con *stent* después de la colocación de nuevo del *stent***
- Video 12.9 **Arteria renal derecha normal**
- Video 12.10 **Estenosis de la arteria renal izquierda con soplo a color y solapamiento a lo largo del ciclo cardiaco**
- Video 12.11 **Síndrome del cascanueces**
- Video 12.12 **Síndrome del cascanueces después de la colocación del *stent***
- Video 12.13 **Venas arqueadas prominentes**
- Video 12.14 **Venas arqueadas ligeramente prominentes**
- Video 12.15 **Angiograma de la vena ovárica izquierda durante la colocación del espiral**

13 Ecografía dinámica de hernias inguinales y de la pared abdominal anterior

Deborah Levine, Lisa Napolitano y A. Thomas Stavros

- Video 13.1 **Hernia inguinal indirecta que contiene grasa**
- Video 13.2 **Hernia inguinal directa con grasa intraperitoneal y preperitoneal**
- Video 13.3 **Observar la peristalsis intestinal en esta hernia inguinal**
- Video 13.4 **Hernia inguinal directa que contiene mucha grasa**
- Video 13.5 **Cambio en el contenido de la hernia durante la maniobra de Valsalva**
- Video 13.6 **Hernia ventral que contiene grasa y de cuello ancho reducible por completo**
- Video 13.7 **Hernia inguinal indirecta reducible de forma parcial que contiene grasa e intestino**
- Video 13.8 **Hernia epigástrica de la línea alba que contiene grasa no reducible**
- Video 13.9 **Intestino grueso que contiene una hernia inguinal indirecta que se extiende hacia el escroto**
- Video 13.10 **Hernia femoral que contiene grasa**
- Video 13.11 **Hernia spigeliana izquierda que contiene grasa no reducible de tamaño moderado**
- Video 13.12 **Hernia spigeliana grande que contiene grasa e intestino no reducible por completo**
- Video 13.13 **Diástasis de los rectos**
- Video 13.14 **Hernia ventral que contiene grasa**
- Video 13.15 **Hernia de línea alba epigástrica pequeña que contiene grasa no reducible**
- Video 13.16 **Dos hernias epigástricas de línea alba adyacentes de tamaño moderado que contienen grasa reducibles de forma incompleta**
- Video 13.17 **La malla con sombra fuerte hace difícil la evaluación para la hernia recurrente**
- Video 13.18 **Dos hernias incisionales adyacentes de tamaño moderado que contienen grasa en el paciente después de la reconstrucción mamaria con colgajo miocutáneo del recto abdominal transversal (TRAM)**
- Video 13.19 **Hernia incisional que contiene grasa**
- Video 13.20 **Hernia incisional reducible de tamaño moderado que contiene grasa**
- Video 13.21 **Hernia inguinal recurrente reducible de tamaño moderado que contiene grasa en el borde de la malla**
- Video 13.22 **Hernias mixtas "en pantalón"**
- Video 13.23 **Hernia femoral derecha estrangulada**
- Video 13.24 **Ligamento redondo y canal inguinal (canal de Nuck) en una mujer con hidrocele**

14 El peritoneo

Anthony E. Hanbidge, Korosh Khalili y Stephanie R. Wilson

- Video 14.1 **Infiltración de tumor del omento**
- Video 14.2 **Implante tumoral en la bolsa de Douglas**
- Video 14.3 **Implante tumoral en la bolsa de Douglas**
- Video 14.4 **Carcinomatosis peritoneal - peritoneo parietal**
- Video 14.5 **Carcinomatosis peritoneal - peritoneo visceral**
- Video 14.6 **Carcinomatosis peritoneal - peritoneo visceral**
- Video 14.7 **Mesotelioma peritoneal**
- Video 14.8 **Endometrioma en la bolsa de Douglas**
- Video 14.9 **Placa endometriósica**
- Video 14.10 **Placa endometriósica**

15 El útero

Douglas Brown y Deborah Levine

- Video 15.1 **Útero unicornado**
- Video 15.2 **Útero bicornado**
- Video 15.3 **Fibroide con cambio necrótico quístico**
- Video 15.4 **Adenomiosis**
- Video 15.5 **Pólipo prolapsante**
- Video 15.6 **Pólipo endometrial**
- Video 15.7 **Pólipo endometrial**
- Video 15.8 **Carcinoma endometrial**
- Video 15.9 **Carcinoma endometrial con hematómetra**
- Video 15.10 **Sinequia**
- Video 15.11 **Posición baja del dispositivo intrauterino (IUD)**
- Video 15.12 **Productos vascularizados retenidos de la concepción**
- Video 15.13 **Hematoma de colgajo de la vejiga y las suturas después de una cesárea**

16 Los anexos

Rochelle Filker Andreotti y Lori A. Deitte

- Video 16.1 **Peristaltismo intestinal**
- Video 16.2 **Quiste hemorrágico**
- Video 16.3 **Endometrioma**
- Video 16.4 **Endometrioma atípico**
- Video 16.5 **Endometriosis de infiltración profunda**
- Video 16.6 **Torsión ovárica**
- Video 16.7 **Carcinoma de células claras en endometrioma**
- Video 16.8 **Tumor del saco vitelino**
- Video 16.9 **Hidrosalpinx en una mujer de 70 años con quiste anexial**
- Video 16.10 **Hidrosalpinx en paciente de 35 años con quiste anexial complejo izquierdo**
- Video 16.11 **Enfermedad inflamatoria pélvica causada por *Neisseria Gonorrea***

17 Biopsia de tórax, abdomen y pelvis guiada por ecografía

Theodora A. Potretzke, Thomas D. Atwell, J. William Charboneau y Carl Reading

- Video 17.1 **Biopsia de núcleo omental guiada por el ultrasonido**
- Video 17.2 **Biopsia de núcleo hepática guiada por el ultrasonido**
- Video 17.3 **Biopsia de masa hepática guiada por el ultrasonido usando la técnica de "mano alzada"**
- Video 17.4 **Biopsia de masa hepática guiada por el ultrasonido usando la técnica de "mano alzada"**
- Video 17.5 **Imagenología Doppler puede mejorar la visibilidad del drenaje**
- Video 17.6 **Anestesia local de quiste anexial transvaginal**
- Video 17.7 **Aspiración de quiste anexial transvaginal**

18 Trasplante de órganos

Derek Muradali y Tanya Punita Chawla

- Video 18.1 **Trasplante renal normal, sagital**
- Video 18.2 **Trasplante renal normal, transversal**
- Video 18.3 **Trasplante renal de malformación arteriovenosa**
- Video 18.4 **Pseudoaneurisma parcialmente trombosado en el hilo del trasplante renal**
- Video 18.5 **Trasplante de páncreas normal, sagital**
- Video 18.6 **Trasplante de páncreas normal, transversal**

19 La glándula tiroidea

Luigi Solbiati, J. William Charboneau, Vito Cantisani, Carl Reading y Giovanni Mauri

- Video 19.1 **Quistes coloidales**
- Video 19.2 **Patrón de colmena de nódulo benigno**
- Video 19.3 **Adenoma**
- Video 19.4 **Carcinoma papilar: calcificaciones finas**
- Video 19.5 **Carcinoma papilar: calcificaciones gruesas y finas**
- Video 19.6 **Aspiración con aguja fina (FNA)**
- Video 19.7 **Tiroiditis de Hashimoto**

20 Las glándulas paratiroides

Bonnie J. Huppert y Carl Reading

- Video 20.1 **Adenoma paratiroides quístico y sólido**
- Video 20.2 **Adenoma paratiroides pequeño**
- Video 20.3 **Hiperplasia paratiroides de múltiples glándulas**
- Video 20.4 **Hiperplasia paratiroides de múltiples glándulas**
- Video 20.5 **Adenoma paratiroides superior**
- Video 20.6 **Adenoma paratiroides superior**
- Video 20.7 **Adenoma paratiroides inferior**
- Video 20.8 **Adenoma paratiroides inferior**
- Video 20.9 **Adenoma paratiroides superior ectópico**
- Video 20.10 **Adenoma paratiroides intratiroides**
- Video 20.11 **Adenoma paratiroides intratiroides**
- Video 20.12 **Adenoma paratiroides ectópico**
- Video 20.13 **Paratiromatosis en el cuello posoperatorio**
- Video 20.14 **Adenoma paratiroides**
- Video 20.15 **Adenoma paratiroides inferior pequeño y bocio multinodular**
- Video 20.16 **Adenoma paratiroides inferior pequeño y tiroides multinodular**
- Video 20.17 **Biopsia de adenoma paratiroides intratiroides ectópico**
- Video 20.18 **Biopsia de adenoma paratiroides ectópico**
- Video 20.19 **Ablación con etanol de hiperparatiroidismo recurrente dependiente del injerto**

21 La mama

Jordana Phillips, Rashmi J. Mehta y A. Thomas Stavros

- Video 21.1 **Importancia de la presión ligera para el examen Doppler color**
- Video 21.2 **Importancia de la presión ligera para el examen Doppler color**
- Video 21.3 **Quiste normal**
- Video 21.4 **Papiloma intraductal**
- Video 21.5 **Biopsia percutánea usando dispositivo de biopsia cargado con resorte**

22 El escroto

Daniel Sommers y Thomas Winter

- Video 22.1 **Testículos atróficos con seminoma**

- Video 22.2 **Quiste epidermoide**

- Video 22.3 **Variocoele en el paciente realizando una maniobra de**

- Video 22.4 **Aspecto posvasectomía del epidídimo y conductos**

- Video 22.5 **Imagen posvasectomía del escroto de “espermatozoides danzantes”**

- Video 22.6 **Orquitis aguda**

- Video 22.7 **Rotura de túnica albugínea traumática inferior,**

- Video 22.8 **hematoma en testículos y extrusión de túbulos seminíferos**

23 Revisión general de técnicas y aplicaciones del ultrasonido musculoesquelético

Colm McMahon y Corrie Yablon

- Video 23.1 **Músculo bíceps y tendón distal normales**

- Video 23.2 **Tendón de Aquiles normal**

- Video 23.3 **Imagenología dinámica de los tendones de dedos normales**

- Video 23.4 **Subluxación dinámica del nervio cubital**

- Video 23.5 **Imagen de eje corto de un quiste de Baker**

24 El hombro

Colm McMahon y Corrie Yablon

- Video 24.1 **Evaluación dinámica para el pinzamiento subcoracoide**

- Video 24.2 **Ilustración de la imagen del supraespinoso en el eje largo y la transición posterior al infraespinoso**

- Video 24.3 **Evaluación dinámica para el pinzamiento subacromial**

- Video 24.4 **Imagenología dinámica que muestra un aumento de la prominencia del derrame glenohumeral en la rotación externa**

- Video 24.5 **Imagen de eje corto del tendón supraespinoso**

25 Intervenciones musculoesqueléticas

Ronald S. Adler

- Video 25.1 **Inyección intrarticular de una cadera bajo guía del ultrasonido**

- Video 25.2 **Inyección de la vaina del tendón del bíceps usando un abordaje de intervalo rotador**

- Video 25.3 **Aspiración de un quiste con muesca espinoglenoide**

- Video 25.4 **Inyección de tendinosis calcificada**

- Video 25.5 **Inyección de sangre autóloga de una mujer de 50 años con epicondilitis lateral**

- Video 25.6 **Representación del procedimiento Tenex**

- Video 25.7 **Poshidrodissección del nervio sural en una paciente de 59 años**

26 Los vasos cerebrales extracraneales

Edward I. Bluth, Stephen I. Johnson y Laurie Troxclair

- Video 26.1 **Placa homogénea mínima en el bulbo carotídeo (escala de grises)**

- Video 26.2 **Placa homogénea considerable en la ICA (escala de grises)**

- Video 26.3 **Placa homogénea tipo 3 con menos del 50% de sonolucencia (escala de grises)**

- Video 26.4 **Placa homogénea tipo 3 con estenosis de bajo grado de la ICA (escala de grises)**

- Video 26.5 **Placa calcificada en la CCA (escala de grises)**

- Video 26.6 **Placa heterogénea en la ICA izquierda (tipo 1) (escala de grises)**

- Video 26.7 **Placa heterogénea (tipo 1) con más del 50% de sonolucencia dentro de la placa de la ICA izquierda (escala de grises)**

- Video 26.8 **Placa heterogénea (tipo 2) en la ICA (escala de grises)**
 Video 26.9 **Estenosis de alto grado en la ICA derecha proximal (Doppler color)**
 Video 26.10 **Placa heterogénea en la ICA (Doppler color)**
 Video 26.11 **Placa heterogénea en la ICA izquierda (Doppler poder)**
 Video 26.12 **Estenosis de alto grado en la ICA (Doppler poder)**
 Video 26.13 **Estenosis de alto grado de la ICA (Doppler poder)**
 Video 26.14 **Estenosis de bajo grado en la ICA (Doppler color)**
 Video 26.15 **Onda espectral normal de la ICA proximal**
 Video 26.16 **Onda espectral normal de la ICA media**
 Video 26.17 **Onda espectral normal de la ICA distal**
 Video 26.18 **Onda espectral normal de la CCA distal derecha**
 Video 26.19 **Estenosis de alto grado en la ICA (Doppler poder)**
 Video 26.20 **Estenosis de alto grado en la ICA (Doppler color)**
 Video 26.21 **Estenosis de alto grado con ensanchamiento espectral (Doppler color y espectral)**
 Video 26.22 **Doppler color y espectral de estenosis de bajo grado en la ICA**

27 Vasos periféricos

Mark E. Lockhart, Heidi R. Umphrey, Therese M. Weber y Michelle L. Robbin

- Video 27.1 **Trombo agudo en la arteria femoral superficial**
 Video 27.2 **Oclusión de la arteria femoral superficial con una colateral grande que sale proximal a la oclusión**
 Video 27.3 **La calcificación severa de la arteria femoral superficial limita la capacidad de ver dentro del lumen de la arteria con la imagenología en escala de grises**
 Video 27.4 **Pseudoaneurisma de la arteria femoral común**
 Video 27.5 **Arteria femoral común a la fístula arteriovenosa de la vena femoral común (AVF)**
 Video 27.6 **Estenosis del injerto de *bypass* arterial en escala de grises y Doppler color**
 Video 27.7 **Pseudoaneurisma grande de la arteria radial con desgarre en la pared arterial**
 Video 27.8 **Pseudoaneurisma grande de la arteria radial**
 Video 27.9 **Robo de la subclavia**
 Video 27.10 **Compresión de la vena femoral normal durante el estudio para evaluar la trombosis venosa profunda**
 Video 27.11 **Trombo agudo de la vena femoral común (CFV)**
 Video 27.12 **Trombo no oclusivo ligeramente móvil dentro de la vena safena grande (GSV) con extensión en la vena femoral común (CFV)**
 Video 27.13 **Trombosis venosa profunda aguda en la extremidad inferior derecha**
 Video 27.14 **Oclusión venosa crónica con colaterales**
 Video 27.15 **Oclusión crónica de la vena femoral común (CFV) con flujo anterógrado normal en la vena femoral y reversión del flujo en la vena femoral profunda**
 Video 27.16 **Flujo lento en la vena patente, compresible sin trombosis venosa profunda, en el clip de cine longitudinal**
 Video 27.17 **Flujo lento en vena patente, compresible sin trombosis venosa profunda, en el clip de cine transversal**
 Video 27.18 **Trombo en una de las venas femorales emparejadas**
 Video 27.19 **Válvula de vena femoral normal**
 Video 27.20 **Vena yugular interna normal (IJV) en el clip de cine de compresión en escala de grises**
 Video 27.21 **Trombo yugular interno agudo**
 Video 27.22 **Trombo no oclusivo en una vena braquial en las venas braquiales emparejadas**
 Video 27.23 **Trombo agudo alrededor del catéter central insertado de forma periférica (PICC) en la vena basilíca**

- Video 27.24 **Trombo agudo alrededor del catéter central insertado de forma periférica (PICC) en la vena basilíca**
 Video 27.25 **Vena cefálica de pared gruesa con trombo crónico**
 Video 27.26 **Hematoma grande adyacente a fístula arteriovenosa (AVF)**
 Video 27.27 **Pseudoaneurisma de la vena basilíca de AVF pequeña**
 Video 27.28 **Irregularidad y degeneración de la pared del injerto por pinchazos repetidos**
 Video 27.29 **Estenosis de la anastomosis venosa del injerto con velocidad sistólica pico de 6,1 m/s en la parte del chorro de máxima velocidad**

28 Descripción general de las imágenes obstétricas

Deborah Levine

- Video 28.1 **Embrión normal de 6 semanas con actividad cardiaca**
 Video 28.2 **Embrión normal del primer trimestre con rombencefalía que aparece como una colección de líquido en la región de la cabeza**
 Video 28.3 **Vista sagital del útero con feto en edad gestacional de 17 semanas en presentación cefálica y placenta anterior**
 Video 28.4 **Anatomía intracraneal normal a las 19 semanas de gestación**
 Video 28.5 **Vista de cuatro cámaras del latido del corazón fetal**
 Video 28.6 **Escaneo a través del corazón**
 Video 28.7 **Riñones normales y columna lumbosacra**
 Video 28.8 **Columna vertebral fetal transversal**
 Video 28.9 **Vejiga y arterias umbilical**

30 El primer trimestre

Elizabeth Lazarus y Deborah Levine

- Video 30.1 **Actividad cardiaca embrionaria temprana**
 Video 30.2 **Fallo precoz del embarazo a las 7 semanas**
 Video 30.3 **Amnios expandido en un embarazo no viable**
 Video 30.4 **Desaparición de diez semanas con saco vitelino calcificado**
 Video 30.5 **Hemorragia subcoriónica pequeña**
 Video 30.6 **Embarazo ectópico derecho con masa anexial separándose del ovario con presión manual**
 Video 30.7 **Ruptura del embarazo ectópico**
 Video 30.8 **Implantación de una cesárea en útero retroflexionado**
 Video 30.9 **Rombencefalía normal**
 Video 30.10 **Neoplasia trofoblástica persistente**
 Video 30.11 **Coriocarcinoma**

31 Anomalías cromosómicas

Bryann Bromley y Beryl Benacerraf

- Video 31.1 **Translucidez nucal**
 Video 31.2 **Higroma quístico**
 Video 31.3 **Hueso nasal en el primer trimestre**
 Video 31.4 **Intestino ecogénico**
 Video 31.5 **Extracción de la aguja de amniocentesis de la cavidad de líquido amniótico**

32 Gestación multifetal

Mary C. Frates

- Video 32.1 **Quintillizos, 9 semanas de edad gestacional**
 Video 32.2 **Embriones siameses, 7 semanas de edad gestacional**
 Video 32.3 **Gemelos monoamnióticos monocoriónicos, 26 semanas de edad gestacional**

- Video 32.4 **Tres placentas separadas en un embarazo triple tricoriónico a 13 semanas de edad gestacional**
- Video 32.5 **Inserción de cordón velamentoso en un gemelo, 34 semanas de edad gestacional**
- Video 32.6 **Discrepancias de crecimiento y fluido en gemelos dicoriónicos, 24 semanas de edad gestacional**
- Video 32.7 **Síndrome de transfusión gemelo a gemelo, 22 semanas de edad gestacional**
- Video 32.8 **Secuencia de perfusión arterial inversa doble, 16 semanas de edad gestacional**
- Video 32.9 **Gemelos monoamnióticos monocoriónicos, 12 semanas de edad gestacional**
- Video 32.10 **Gemelos monoamnióticos monocoriónicos, 28 semanas de edad gestacional**
- Video 32.11 **Gemelos siameses monoamnióticos monocoriales, 35 semanas de edad gestacional**

33 La cara y el cuello fetal

Ana P. Lourenco y Judy A. Estroff

- Video 33.1 **Labio leporino completo unilateral izquierdo, alvéolo hendido y paladar hendido en el plano sagital en feto de 20 semanas de gestación.**
- Video 33.2 **Labio leporino completo unilateral izquierdo, alvéolo hendido y paladar hendido en el plano axial en feto de 20 semanas de gestación.**
- Video 33.3 **Labio leporino completo unilateral izquierdo, alvéolo hendido y paladar hendido en el plano coronal en feto de 20 semanas de gestación.**
- Video 33.4 **Micrognacia a las 20 semanas de edad gestacional**

34 El cerebro fetal

Ants Toi y Deborah Levine

- Video 34.1 **Cerebro normal, axial**
- Video 34.2 **Cerebro normal, coronal**
- Video 34.3 **Cerebro normal, sagital**
- Video 34.4 **Quistes del plexo coroideo**
- Video 34.5 **Ventriculomegalia bilateral**
- Video 34.6 **Malformación de Chiari en el feto con defecto del tubo neural espinal**
- Video 34.7 **Holoprosencefalia**
- Video 34.8 **Agenesia del cuerpo calloso en el segundo trimestre**
- Video 34.9 **Agenesia del cuerpo calloso en el plano coronal**
- Video 34.10 **Agenesia del cuerpo calloso en el plano sagital**
- Video 34.11 **Agenesia del cuerpo calloso en el plano axial con quiste en la línea media**
- Video 34.12 **Ausencia de valvas septales**

35 La columna vertebral fetal

Elizabeth Asch y Eric Sauerbrei

- Video 35.1 **Columna vertebral transaxial normal**
- Video 35.2 **Columna vertebral longitudinal normal**
- Video 35.3 **Mielomeningocele**
- Video 35.4 **Defecto del tubo neural cerrado: transaxial**
- Video 35.5 **Defecto del tubo neural cerrado: longitudinal**
- Video 35.6 **Teratoma sacrococcigeo**

36 El tórax fetal

Dorothy Bulas

- Video 36.1 **Malformación adenomatoide pulmonar congénita**
- Video 36.2 **Derrame pleural leve a las 16 semanas de edad gestacional**

- Video 36.3 **Hernia diafragmática congénita del lado izquierdo a las 32 semanas de edad gestacional (vista transversal)**
- Video 36.4 **Hernia diafragmática congénita del lado izquierdo a las 32 semanas de edad gestacional (vista sagital)**
- Video 36.5 **Hernia diafragmática congénita del lado izquierdo grande con gran cantidad de hígado en el pecho**
- Video 36.6 **Hernia diafragmática congénita del lado derecho**

37 El corazón fetal

Elizabeth R. Stamm y Julia A. Drose

- Video 37.1 **Vista apical normal de cuatro cámaras**
- Video 37.2 **Vista subcostal normal de cuatro cámaras**
- Video 37.3 **Aspecto normal de la aorta y la arteria pulmonar**
- Video 37.4 **Doppler a color de la aorta y la arteria pulmonar**
- Video 37.5 **Vista de eje corto del Doppler color de los ventrículos y las arterias grandes**
- Video 37.6 **Vista de los tres vasos y la tráquea**
- Video 37.7 **Arco aórtico**
- Video 37.8 **Arco aórtico**
- Video 37.9 **Defecto septal auriculoventricular**
- Video 37.10 **Síndrome del corazón izquierdo hipoplásico**
- Video 37.11 **Corazón derecho hipoplásico**
- Video 37.12 **Anomalía de Ebstein**
- Video 37.13 **Tetralogía de Fallot**

38 El tracto gastrointestinal fetal y la pared abdominal

Nir Melamed, Anne Kennedy y Phyllis Glanc

- Video 38.1 **Atresia esofágica**
- Video 38.2 **Desechos gástricos**
- Video 38.3 **Desechos gástricos**
- Video 38.4 **Atresia duodenal**
- Video 38.5 **Atresia yeyunal**
- Video 38.6 **Quiste de duplicación**
- Video 38.7 **Peritonitis por meconio**
- Video 38.8 **Intestino ecogénico**
- Video 38.9 **Vesícula biliar normal**
- Video 38.10 **Páncreas anular**
- Video 38.11 **Quiste esplénico**
- Video 38.12 **Gastroquisis**
- Video 38.13 **Onfalocelo**
- Video 38.14 **Extrofia vesical**
- Video 38.15 **Extrofia cloacal**

39 El tracto urogenital fetal

Katherine W. Fong, Julia Eva Kfoury y Kirsten L. Weind Matthews

- Video 39.1 **Signo suprarenal "acostado" debido a la agenesia renal unilateral**
- Video 39.2 **Agenesia renal bilateral**
- Video 39.3 **Riñón pélvico**
- Video 39.4 **Ectopia renal con fusión cruzada**
- Video 39.5 **Riñón en herradura**
- Video 39.6 **Enfermedad renal poliquística autosómica recesiva**
- Video 39.7 **Urinoma perinéfrico**
- Video 39.8 **Megauréter primario**
- Video 39.9 **Megalouretra**
- Video 39.10 **Disgenesia cloacal**
- Video 39.11 **Quiste ovárico**

40 El sistema musculoesquelético fetal

Phyllis Glanc, David Chitayat y Sheila Unger

- Video 40.1 **Displasia tanatofórica**
- Video 40.2 **Pies zambo a las 21 semanas**

41 Hidropesía fetal*Deborah Levine*

- Video 41.1 **Abdomen fetal a las 30 semanas de edad gestacional en un feto con una leve cantidad de ascitis y polihidramnios**
- Video 41.2 **Derrames pleurales bilaterales, izquierdo mayor que el derecho**
- Video 41.3 **Derrame pleural unilateral grande invierte el hemidiafragma y está asociado con ascitis**
- Video 41.4 **Derrame pericárdico pequeño en feto con corazón levemente contráctil y ecogénico**
- Video 41.5 **Anasarca en feto con malformación congénita de la vía aérea pulmonar**
- Video 41.6 **Doppler de la arteria cerebral media**
- Video 41.7 **Corazón pobremente contráctil, corazón que aparece anormal, derrames pleurales bilaterales y anasarca marcada**

42 Mediciones fetales: crecimiento fetal normal y anormal, y evaluación del bienestar fetal*Carol B. Benson y Peter M. Doubilet*

- Video 42.1 **Latido cardíaco embrionario temprano**
- Video 42.2 **Movimiento fetal**
- Video 42.3 **Movimientos respiratorios fetales**

43 Evaluación ecográfica de la placenta*Thomas D. Shipp*

- Video 43.1 **Lago placentario**
- Video 43.2 **Placenta gruesa**
- Video 43.3 **Placenta accreta**
- Video 43.4 **Placenta increta**
- Video 43.5 **Placenta percreta**
- Video 43.6 **Abrupción**
- Video 43.7 **Abrupción**
- Video 43.8 **Hematoma preplacentario**
- Video 43.9 **Hematoma preplacentario**
- Video 43.10 **Infarto de placenta**
- Video 43.11 **Infarto de placenta**
- Video 43.12 **Placenta circunvalada**
- Video 43.13 **Placenta circunvalada**
- Video 43.14 **Placenta bilobulada**
- Video 43.15 **Inserción de cordón velamentoso y cordón de dos vasos**
- Video 43.16 **Inserción del cordón umbilical en la placenta**
- Video 43.17 **Vasa previa**

44 Ultrasonido cervical y parto pretérmino*Hournaz Ghandehari y Phyllis Glanc*

- Video 44.1 **Cuello uterino abierto con embudo grande y membranas abultadas**
- Video 44.2 **Cuello uterino cerrado con restos móviles en el orificio interno**
- Video 44.3 **Cuello uterino abierto con restos móviles en el canal cervical dilatado y adyacente al orificio externo**

45 Imágenes cerebrales neonatales e infantiles*Carol M. Rumack y Amanda K. Auckland*

- Video 45.1 **Barrido coronal normal**
- Video 45.2 **Barrido sagital normal**
- Video 45.3 **Barrido mastoideo normal**
- Video 45.4 **Malformación de Chiari II**

Video 45.5 **Ventriculomegalia en asociación con Chiari II malformación (vista en Video 45.4)**

- Video 45.6 **Malformación de Chiari II, cuerno occipital frontal puntiagudo y grande; ausencia parcial de cuerpo calloso (el mismo neonato que en los Videos 45.4 y 45.5)**
- Video 45.7 **Cordón atado en paciente con malformación de Chiari II, exploración sagital**
- Video 45.8 **Ausencia de *cavum septum pellucidum*, exploración coronal**
- Video 45.9 **Hemorragias intraparenquimatosas subependimales subagudas Intraventriculares derecha y frontal derecha, exploración coronal**
- Video 45.10 **Surco caudotalámico subependimal derecho y hemorragia, hemorragia intraventricular y exploración sagital**
- Video 45.11 **Coágulo de cisterna magna**
- Video 45.12 **Sangre ecogénica intraventricular aguda**
- Video 45.13 **Hemorragia intraventricular bilateral y hemorragia intraparenquimatosas**
- Video 45.14 **Hemorragia aguda altamente ecogénica**
- Video 45.15 **Hemorragia intraventricular**
- Video 45.16 **Leucomalacia periventricular quística**
- Video 45.17 **Citomegalovirus con calcificaciones puntuales**
- Video 45.18 **Calcificaciones focales múltiples**
- Video 45.19 **Septación ventricular**

47 Ecografía Doppler cerebral en niños*Dorothy Bulas y Alexia Egloff*

- Video 47.1 **Doppler color normal del círculo de Willis en niño de 6 años**
- Video 47.2 **Onda espectral de la arteria cerebral media derecha**
- Video 47.3 **Doppler espectral normal de bifurcación derecha**
- Video 47.4 **Niño de cuatro años pendiente de muerte cerebral tras una caída desde un segundo piso**
- Video 47.5 **Niño de ocho años pendiente de muerte cerebral después de poscraniectomía por accidente automovilístico para hematoma**

48 Cabeza y cuello pediátrico*Rupa Radhakrishnan y Beth M. Kline-Fath*

- Video 48.1 **Cálculo del conducto de Wharton**
- Video 48.2 **Bocio multinodular**
- Video 48.3 **Hemangioma infantil**
- Video 48.4 **Malformación linfática**

49 El canal medular del paciente pediátrico*Ilse Castro-Aragon, Deborah Levine y Carol M. Rumack*

- Video 49.1 **Cauda equina normal**
- Video 49.2 **Filum terminal normal**
- Video 49.3 **Hoyuelo en la piel y tracto hipocóico en tejidos subcutáneos que se extienden hasta el coxis normal**
- Video 49.4 **Lipomielocele en vista sagital**
- Video 49.5 **Lipomielocele sagital**
- Video 49.6 **Lipomielocele en vista transversal**
- Video 49.7 **Lipomielomeningocele**
- Video 49.8 **Disgenesia espinal segmentaria en vista sagital**
- Video 49.9 **Paciente de disgenesia espinal segmentaria con filum graso**

50 El tórax pediátrico*Chetan Chandulal Shah y S. Bruce Greenberg*

- Video 50.1 **Septaciones móviles dentro del líquido pleural**

- Video 50.2 **Movimiento hemidiafragmático en un bebé**
 Video 50.3 **Movimiento hemidiafragmático en un niño sano de 31 meses**
 Video 50.4 **Parálisis hemidiafragmática en bebé después de cirugía cardíaca**

51 El hígado y el bazo en pediatría

Sara M. O'Hara

- Video 51.1 **Porta hepatis normal que muestra la vena porta, la arteria hepática y el conducto biliar común**
 Video 51.2 **Hepatitis neonatal**
 Video 51.3 **Esteatosis por obesidad**
 Video 51.4 **Hemangiomas cutáneos múltiples en un bebé de un mes**
 Video 51.5 **Hemangiomas cutáneos múltiples en un bebé de un mes**
 Video 51.6 **Absceso hepático**
 Video 51.7 **Flujo normal en la vena porta principal**
 Video 51.8 **Vasos ramificados normales en el hígado**
 Video 51.9 **Ramas normales de tercer y cuarto orden en el hígado**
 Video 51.10 **Transformación cavernosa de la vena porta**
 Video 51.11 **Neumobilia, un hallazgo esperado después de la portoenterostomía**

52 El tracto urinario en el paciente pediátrico y las glándulas suprarrenales

Harriet J. Paltiel y Diane S. Babcock

- Video 52.1 **Ectopia renal cruzada**
 Video 52.2 **La urosonografía mejorada con contraste muestra una vejiga normal**
 Video 52.3 **La urosonografía mejorada con contraste muestra reflujo vesicoureteral**
 Video 52.4 **La urosonografía mejorada con contraste muestra una uretra masculina normal**
 Video 52.5 **Pseudotumor inflamatorio**
 Video 52.6 **Laceración de la parte media lateral del riñón izquierdo y hematoma perirrenal**
 Video 52.7 **Riñón displásico multiquístico**
 Video 52.8 **Linfoma de Burkitt que afecta el riñón**
 Video 52.9 **Neuroblastoma**

54 Ecografía pélvica pediátrica

William L. Simpson, Jr., Humaira Chaudhry y Henrietta Kotlus Rosenberg

- Video 54.1 **Vaginograma de agua**
 Video 54.2 **Ovario pospuberal normal**
 Video 54.3 **Morfología ovárica poliquística**
 Video 54.4 **Testículos pospuberales normales**
 Video 54.5 **Microlitiasis testicular**

55 La cadera pediátrica y otras aplicaciones del ultrasonido musculoesquelético

Leslie E. Grissom y H. Theodore Harcke

- Video 55.1 **Vista coronal/de flexión normal, acetábulo medio**
 Video 55.2 **Vista coronal/de flexión normal, labio posterior**
 Video 55.3 **Subluxación, vista coronal/de flexión, acetábulo medio**
 Video 55.4 **Cadera desplazable, vista coronal/de flexión, acetábulo medio**

- Video 55.5 **Cadera desplazable, vista coronal/de flexión, labio posterior**
 Video 55.6 **Vista transversal/de flexión normal**
 Video 55.7 **Subluxación, vista transversal/de flexión**
 Video 55.8 **Dislocación, vista transversal/de flexión**

56 Ecografía intervencionista en pediatría

Neil Johnson y Allison Aguado

- Video 56.1 **Colocación en línea del catéter central insertado de forma periférica (PICC)**
 Video 56.2 **Bucles que muestran restos adheridos y obstruyendo el catéter de drenaje durante la aspiración diagnóstica y la terapia de fluido abdominal, están muy manchados de sangre y con restos flotantes**
 Video 56.3 **Bucles de video que muestran restos adheridos y obstruyendo el catéter de drenaje durante la aspiración diagnóstica y la terapia de fluido abdominal, están muy manchados de sangre y con restos flotantes**
 Video 56.4 **Absceso apendicular con catéter tocando fecalito**
 Video 56.5 **Biopsia de costilla de paciente con enfermedad de Gaucher**
 Video 56.6 **Avance del catéter de drenaje de osteomielitis de costilla de Gaucher**
 Video 56.7 **Prebiopsia de costilla de Gaucher que muestra pus y una costilla desplazable**
 Video 56.8 **Inyección de esteroide en la vaina del tendón para artritis reumatoide juvenil**

Apéndice: artefactos del ultrasonido: un capítulo virtual

Korosh Khalili, Hojun Yu, Alexander Jesurum y Deborah Levine

- Video A.1 **Artefacto de velocidad de propagación**
 Video A.2 **Artefactos relacionados con la atenuación**
 Video A.3 **Sombreado**
 Video A.4 **Mostrando en la región de cauda equina**
 Video A.5 **Aumentado a través de la transmisión**
 Video A.6 **Ruta de ascensión del sonido**
 Video A.7 **Artefacto de imagen en espejo**
 Video A.8 **Artefacto de cola de cometa**
 Video A.9 **Artefacto de cola de cometa en adenomatosis**
 Video A.10 **Refracción de la pared abdominal anterior**
 Video A.11 **Anisotropía**
 Video A.12 **Anisotropía en la inserción del tendón supraespinoso**
 Video A.13 **Artefacto de reverberación de gas intraperitoneal libre**
 Video A.14 **Artefacto de resonancia**
 Video A.15 **Artefacto de resonancia por aire en los conductos biliares**
 Video A.16 **Sombra acústica sucia**
 Video A.17 **Artefacto del lóbulo lateral**
 Video A.18 **Explicación del promedio de volumen parcial**
 Video A.19 **Artefacto de vibración tisular**
 Video A.20 **Artefacto de vibración tisular por estenosis de la arteria renal izquierda con soplo y solapamiento a color**
 Video A.21 **Solapamiento visto en la arteria femoral común a la fístula arteriovenosa de la vena femoral común**
 Video A.22 **Explicación de los destellos**
 Video A.23 **Destellos**

Física del ultrasonido

Christopher R.B. Merritt

RESUMEN DE LOS PUNTOS CLAVE

- La calidad de la imagen requiere un entendimiento básico de los principios acústicos.
- La interpretación de la imagen requiere el reconocimiento y entendimiento de los errores comunes.
- Los modos de operación especiales, incluyendo imágenes armónicas, uso de contrastes, elastografía y Doppler, expanden las capacidades de las imágenes convencionales en escala de grises.
- El conocimiento de los bioefectos mecánicos y términos del ultrasonido son necesarios para un uso prudente.
- El ultrasonido focalizado de alta intensidad tiene aplicaciones terapéuticas potenciales.

CONTENIDO DEL CAPÍTULO

ACÚSTICA BÁSICA

Longitud de onda y frecuencia
 Propagación del sonido
 Medición de la distancia
 Impedancia acústica
 Reflexión
 Refracción
 Atenuación

INSTRUMENTACIÓN

Transmisor
 Transductor
 Receptor
 Visualización de la imagen
 Escáneres sectoriales mecánicos
 Matrices
Matrices lineales
Matrices convexas
Matrices en fases

Matrices bidimensionales

Selección del transductor

VISUALIZACIÓN DE IMAGEN Y ALMACENAMIENTO

MODOS DE IMÁGENES ESPECIALES

Imágenes armónicas de tejidos
 Composición espacial
 Ultrasonido tridimensional
 Elastografía por ultrasonido
Elastografía de esfuerzo
Elastografía de onda de corte

CALIDAD DE LA IMAGEN

Resolución espacial

DIFICULTADES EN LAS IMÁGENES

Sombreado y realce

ECOGRAFÍA DOPPLER

Procesamiento y visualización de señales Doppler

Instrumentación Doppler

Doppler de potencia

Interpretación del espectro Doppler

Interpretación del Doppler a color

Otras consideraciones técnicas

Frecuencia Doppler

Filtros de pared

Ensanchamiento espectral

Solapamiento

Ángulo Doppler

Tamaño del volumen de la muestra

Ganancia Doppler

MODOS DE OPERACIÓN:

IMPLICACIONES CLÍNICAS

Bioefectos y preocupaciones del usuario

APLICACIONES TERAPÉUTICAS:

ULTRASONIDO FOCALIZADO DE ALTA INTENSIDAD

Todas las aplicaciones del ultrasonido de diagnóstico están basadas en la detección y el monitoreo de la energía acústica reflejada desde las interfaces en el cuerpo. Estas interacciones proveen información necesaria para generar imágenes de alta resolución en escala de grises del cuerpo, así como mostrar información relacionada con el flujo sanguíneo. Sus atributos de imagen únicos han hecho al ultrasonido una herramienta importante y versátil de imágenes médicas. Sin embargo, el uso de instrumentos de última generación costosos no garantiza la producción de estudios de alta calidad de valor diagnóstico. El máximo beneficio obtenido de esta compleja tecnología requiere una combinación de habilidades, incluido el conocimiento de los

principios físicos que otorgan poder al ultrasonido con sus capacidades diagnósticas únicas. El usuario debe entender los fundamentos de las interacciones de la energía acústica con el tejido y los métodos e instrumentos usados para producir y optimizar el monitor del ultrasonido. Con este conocimiento, el usuario puede obtener el máximo de información de cada examen, evitando fallas y errores en el diagnóstico que resultan de la omisión de información o la mala interpretación de los artefactos.¹

Las imágenes del ultrasonido y la ecografía Doppler se basan en la dispersión de la energía del sonido por las interfaces de materiales con diferentes propiedades mediante interacciones gobernadas por la física. La amplitud de la energía reflejada se

usa para generar imágenes de ultrasonido, y el cambio de frecuencia en el ultrasonido retrodispersado proporciona información relacionada con objetivos en movimiento, tales como la sangre. Para producir, detectar y procesar los datos del ultrasonido los usuarios deben manejar numerosas variables, muchas bajo su control directo. Para hacer esto, los operadores deben entender los métodos usados para generar datos de ultrasonido y la teoría de operación de los instrumentos que detectan, muestran y almacenan la información acústica generada en los exámenes clínicos.

Este capítulo provee un panorama de los fundamentos de la acústica, la física de las imágenes de ultrasonido, la detección de flujo y la instrumentación del ultrasonido con énfasis en los puntos más relevantes de la práctica clínica. Una discusión de la aplicación terapéutica del ultrasonido focalizado de alta intensidad cierra el capítulo.

ACÚSTICA BÁSICA

Longitud de onda y frecuencia

El sonido es el resultado del viaje de la energía mecánica a través de la materia como una onda, lo que produce **compresión** y **rarefacción** alternante. Las ondas de presión se propagan mediante un desplazamiento físico limitado del material a través del cual se transmite el sonido. Un gráfico de estos cambios en la presión es una forma de onda sinusoidal (Fig. 1.1), en la cual el eje Y indica la presión en un punto dado y el eje X indica el tiempo. Los cambios de presión con el tiempo definen las unidades básicas de medición para el sonido. La distancia entre los puntos correspondientes en la curva de tiempo-presión se define como la **longitud de onda** (λ), y el tiempo (T) para completar un ciclo simple se llama **periodo**. El número de ciclos completos en una unidad de tiempo es la **frecuencia** (f) del sonido. La frecuencia y el periodo están relacionados de manera inversa. Si el periodo (T) se expresa en segundos, $f = 1/T$ o $f = T \times s^{-1}$. La unidad de **frecuencia acústica** es el **hertz** (Hz); 1 Hz = 1 ciclo por segundo.

Las altas frecuencias se expresan en kilohertz (kHz; 1 kHz = 1000 Hz) o **megahertz** (MHz; 1 MHz = 1 000 000 Hz).

En la naturaleza, las frecuencias acústicas abarcan un rango desde menos de 1 Hz a más de 100 000 Hz (100 kHz). La audición humana está limitada a la parte inferior de este rango, y se extiende desde 20 hasta 20 000 Hz. El ultrasonido difiere del sonido audible solo en su frecuencia, y es 500 a 1000 veces más alta que el sonido que normalmente escuchamos. Las frecuencias de sonido usadas para aplicaciones diagnósticas típicamente varían entre 2 y 15 MHz, aunque frecuencias tan altas como 50 a 60 MHz están bajo investigación para ciertas aplicaciones de imágenes especializadas. En general, las frecuencias usadas para las imágenes de ultrasonido son mayores que las usadas para Doppler. Independientemente de la frecuencia, se aplican los mismos principios básicos de la acústica.

Propagación del sonido

En la mayoría de las aplicaciones clínicas de ultrasonido, ráfagas breves o pulsos de energía se transmiten dentro del cuerpo y se propagan a través del tejido. Las ondas de presión acústica pueden viajar en una dirección perpendicular a la dirección de las partículas que están siendo desplazadas (ondas **transversas**), pero en el tejido y los fluidos la propagación del sonido se da principalmente a lo largo de la dirección del movimiento de las partículas (ondas **longitudinales**). Las ondas longitudinales son importantes en las imágenes convencionales del ultrasonido y en el Doppler, mientras que las ondas transversas son medidas en la elastografía de onda de corte. La velocidad a la cual se mueven las ondas de presión a través del tejido varía ampliamente y es afectada por las propiedades físicas del tejido. La **velocidad de propagación** está determinada, en gran medida, por la **resistencia** del medio de compresión, el cual es influenciado por la **densidad** del medio y su **rigidez** o elasticidad. La velocidad de propagación aumenta con el incremento de la rigidez y se reduce con el decrecimiento de la densidad. En el cuerpo, la velocidad de propagación de las ondas longitudinales puede considerarse como constante para un tejido dado y no es afectada por la frecuencia o la longitud de onda del sonido. Esto

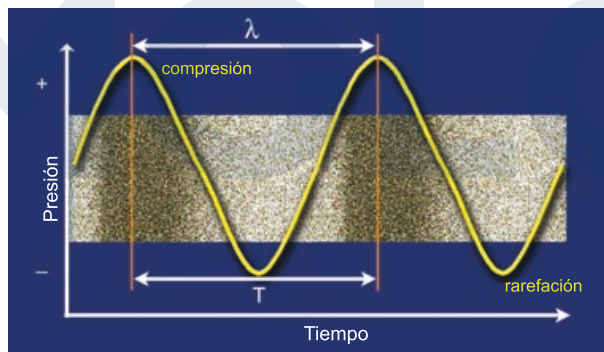


FIG. 1.1 Ondas de sonido. El sonido se transmite mecánicamente a nivel molecular. En el estado de reposo, la presión es uniforme a través del medio. El sonido se propaga como una serie de ondas de presión alternantes que producen compresión y rarefacción del medio de conducción. El tiempo de la onda de presión al pasar por un punto dado es el periodo, T . La frecuencia de la onda es $1/T$. La longitud de onda, λ , es la distancia entre los puntos correspondientes en la curva tiempo-presión.

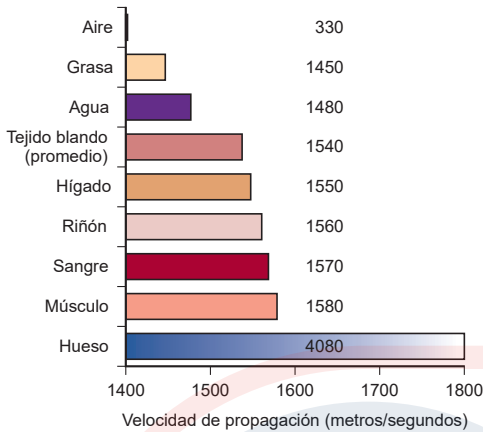


FIG. 1.2 Velocidad de propagación. En el cuerpo, la velocidad de propagación del sonido está determinada por las propiedades físicas del tejido. Como se muestra, esto varía considerablemente. Los dispositivos de ultrasonido médicos basan sus mediciones en una velocidad de propagación media asumida de tejido blando de 1540 m/s.

está en contraste con las ondas transversas (de corte) para las cuales la velocidad está determinada por el módulo de Young, una medida de la rigidez o **elasticidad** del tejido.

La Figura 1.2 muestra las velocidades de propagación longitudinales típicas para una variedad de materiales. En el cuerpo, la velocidad de propagación del sonido se asume que es de 1540 metros por segundo (m/s). Este valor es el promedio de las mediciones obtenidas del tejido blando normal.^{2,3} Aunque este valor representa la mayoría de los tejidos blandos, tejidos como el pulmón aireado y la grasa tienen velocidades de propagación significativamente menores que 1540 m/s, mientras que tejidos como el hueso tienen velocidades mayores. Debido a que pocos tejidos normales tienen valores de propagación significativamente diferentes del valor promedio asumido por el escáner del ultrasonido, el monitor de tales tejidos puede estar sometido a errores de medición o **artefactos** (Fig. 1.3). La velocidad de propagación del sonido (c) está relacionada con la frecuencia y la longitud de onda por la siguiente ecuación simple:

$$c = f\lambda$$

Entonces, una frecuencia de 5 MHz puede mostrar tener una longitud de onda de 0,308 mm en el tejido: $\lambda = c/f = 1540 \text{ m/s} \times 5\,000\,000 \text{ s}^{-1} = 0,000308 \text{ m} = 0,308 \text{ mm}$. La longitud de onda es un determinante importante de la resolución espacial de las imágenes por ultrasonido, y la selección de la frecuencia del transductor para una aplicación dada es una decisión clave del usuario.

Medición de la distancia

La velocidad de propagación es un valor particularmente importante en el ultrasonido clínico y es crítico en la determinación de la distancia de una interfaz reflectante desde el transductor. Mucha de la información usada para generar un escaneo de ultrasonido se basa en la medición precisa del tiempo y emplea los principios de **eco-rango** (Fig. 1.4). Si un pulso de ultrasonido se transmite

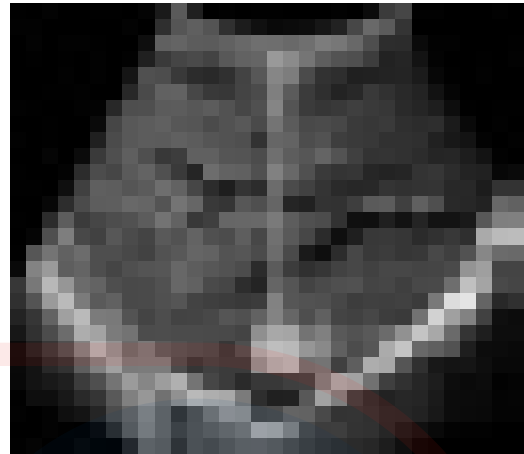


FIG. 1.3 Artefactos de la velocidad de propagación. Cuando el sonido pasa a través de una lesión que contiene grasa, el eco que regresa es retardado debido a que la grasa tiene una velocidad de propagación de 1450 m/s, la cual es menor que la del hígado. Debido a que el escáner de ultrasonido asume que el sonido está siendo propagado a una velocidad promedio de 1540 m/s, el retraso en el eco que regresa es interpretado como un objetivo más profundo. Además, la imagen final muestra un **artefacto de mal registro**, en el cual el diafragma y otras estructuras profundas con respecto a la lesión grasa se muestran en una posición más profunda que la esperada (imagen simulada).

dentro del cuerpo y se mide el tiempo hasta que un eco regresa, es sencillo calcular la profundidad de la interfaz que generó el eco, lo que provee la velocidad de propagación del sonido para el tejido conocido. Por ejemplo, si el tiempo de transmisión de un pulso hasta el regreso de un eco es 0,000145 segundos y la velocidad del sonido es 1540 m/s, la distancia que el sonido ha viajado debe ser 22,33 cm ($1540 \text{ m/s} \times 100 \text{ cm/m} \times 0,000145 \text{ s} = 22,33 \text{ cm}$). Debido a que el tiempo medido incluye el tiempo para que el sonido viaje a la interfaz y regrese a lo largo del mismo camino hasta el transductor, la distancia desde el transductor a la interfaz reflejada es $22,33 \text{ cm}/2 = 11,165 \text{ cm}$. Al repetir rápidamente este proceso, se crea un mapa bidimensional (2-D) de las interfaces reflejadas para formar una imagen de ultrasonido. La exactitud de esta medición es, además, altamente influenciada por cuán cercana la velocidad que se presume del sonido corresponde a la verdadera velocidad en el tejido que está siendo observado (ver Figs. 1.2 y 1.3), así como por la importante asunción de que el pulso del sonido viaja en una trayectoria recta hacia y desde la interfaz de reflexión.

Impedancia acústica

Los escáneres de ultrasonido de diagnóstico actuales confían en la detección y el monitoreo del **sonido reflectado** o **ecos**. Las imágenes basadas en la transmisión del ultrasonido también son posibles, pero estas no se usan clínicamente en el presente. Para producir un eco debe estar presente una interfaz reflectante. El sonido que pasa a través de un medio totalmente homogéneo no encuentra interfaces para reflejar el sonido, y el medio aparece **anechoico** o **cístico**. La unión de tejidos o materiales con diferentes propiedades físicas produce una interfaz acústica. Estas interfaces

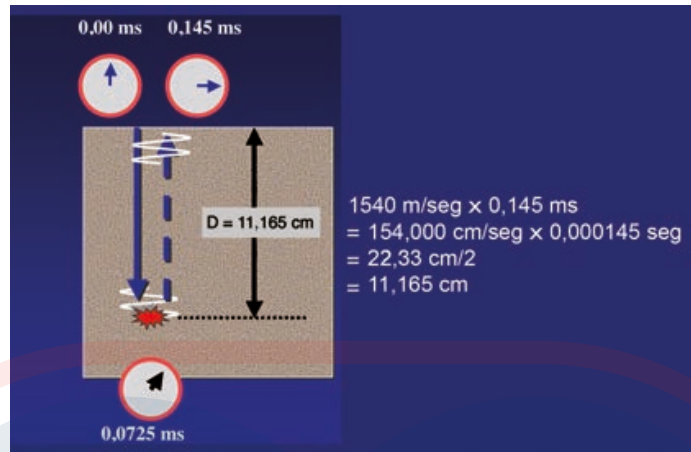


FIG. 1.4 Rango del ultrasonido. La información usada para ubicar un eco para visualización se basa en la medición precisa del tiempo. Aquí, el tiempo para un eco que viaja desde el transductor al objetivo y regresa al transductor es 0,145 ms (0,000145 segundos). Al multiplicar la velocidad del sonido en el tejido (1540 m/s) por el tiempo, se observa que el sonido que regresa desde el objetivo ha viajado 22,33 cm. Por lo tanto, el objetivo está a la mitad de esta distancia, o 11,165 cm, desde el transductor. Al repetir rápidamente este proceso, se crea un mapa bidimensional o interfaces reflectantes para formar la imagen del ultrasonido.

son responsables de la reflexión de cantidades variables de la energía de sonido incidente. Por esto, cuando el ultrasonido pasa desde un tejido a otro o encuentra una pared de un vaso o células sanguíneas circulantes, algo de la energía del sonido incidente se refleja. La cantidad de reflexión o **retrodispersión** se determina por la interfaz en las impedancias acústicas de los materiales que forman la interfaz.

La **impedancia acústica** (Z) se determina por el producto de la densidad (ρ) del medio que propaga el sonido y la velocidad de propagación (c) del sonido en ese medio ($Z = \rho c$). Las interfaces con grandes diferencias de impedancia acústica, tales como interfaces de tejido con aire o hueso, reflejan casi toda la energía incidente. Interfaces compuestas de substancias con diferencias menores en la impedancia acústica, tales como un músculo y la interfaz de grasa, reflejan solo parte de la energía incidente, y permiten al resto continuar. Como con la velocidad de propagación, la impedancia acústica se determina por las propiedades de los tejidos involucrados y es independiente de la frecuencia.

Reflexión

La manera en que el ultrasonido se refleja cuando golpea una interfaz acústica se determina por el tamaño y las características superficiales de la interfaz (Fig. 1.5). Si es grande y relativamente suave, la interfaz refleja el sonido tanto como un espejo refleja la luz. Tales interfaces se llaman **reflectores especulares** debido a que se comportan como “espejos de sonido”. La cantidad de energía reflejada por una interfaz acústica puede expresarse como una fracción de la energía incidente; esto se denomina **coeficiente de reflexión** (R). Si un reflector especular está perpendicular al haz de sonido incidente, la cantidad de energía reflejada es determinada por la siguiente relación:

$$R = (Z_2 - Z_1)^2 / (Z_2 + Z_1)^2$$

donde Z_1 y Z_2 son las impedancias acústicas del medio que forman la interfaz.

Ejemplos de reflectores especulares

Diafragma
Pared de vaso
Pared de vejiga llena de orina
Epitelio endometrial

Debido a que los escáneres de ultrasonido solo detectan reflexiones que regresan al transductor, el monitoreo de interfaces especulares es altamente dependiente del ángulo de **insonación** (exposición a ondas de ultrasonido). Los reflectores especulares regresarán ecos al transductor solo si el haz de sonido es perpendicular a la interfaz. Si la interfaz no es cercana a un ángulo de 90 grados con respecto al haz del sonido, será reflejada lejos del transductor, y el eco no será detectado (ver Fig. 1.5A).

La mayoría de los ecos en el cuerpo no surgen de los reflectores especulares, sino que lo hacen desde interfaces mucho más pequeñas en órganos sólidos. En este caso, las interfaces acústicas involucran estructuras con dimensiones individuales mucho menores que las longitudes de onda del sonido incidente. Los ecos desde las interfaces se dispersan en todas las direcciones. Tales reflectores se llaman **reflectores difusos** y dan cuenta de los ecos que forman patrones de eco característicos vistos en los órganos sólidos y los tejidos (ver Fig. 1.5B). La interfaz constructiva y destructiva del sonido dispersado por reflectores difusos resulta en la producción de un **moteado del ultrasonido**, una característica de la textura del tejido de los sonogramas de órganos sólidos (Fig. 1.6). Para algunas aplicaciones diagnósticas, la naturaleza de las estructuras reflectantes crea importantes conflictos. Por ejemplo, la mayoría de las paredes vasculares se comportan como reflectores especulares que requieren insonación en un ángulo de 90 grados para una mejor imagen, mientras que las imágenes Doppler requieren un ángulo de menos de 90 grados entre el haz del sonido y el vaso.

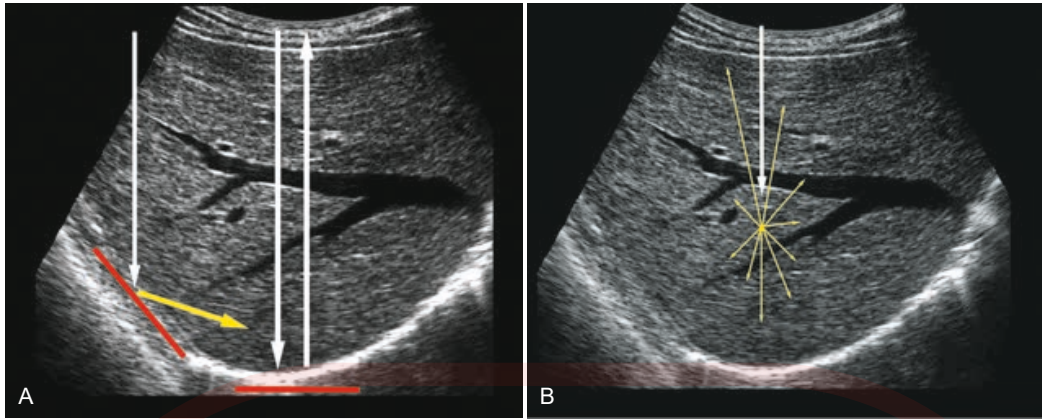


FIG. 1.5 Reflexiones especulares y difusas. A) Reflector especular. El diafragma es una estructura grande y relativamente lisa que refleja el sonido como un espejo refleja la luz. El sonido que golpea el diafragma a un ángulo cercano a los 90 grados se refleja directamente de vuelta al transductor, lo que resulta en un eco fuerte. El sonido que golpea el diafragma de forma oblicua se refleja lejos del transductor, y no se visualiza un eco (*flecha amarilla*). **B) Reflector difuso.** En contraste con el diafragma, el parénquima del hígado consta de interfaces acústicas que son pequeñas comparadas con la longitud de onda del sonido usado para las imágenes. Estas interfaces refractan el sonido en todas direcciones, y solo una porción de la energía regresa al transductor para producir la imagen.

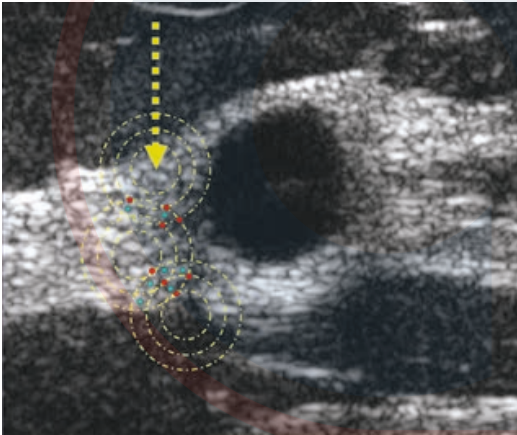


FIG. 1.6 Manchas del ultrasonido. La inspección cercana de una imagen de ultrasonido de una mama que contiene pequeños quistes revela que está compuesta de numerosas áreas de intensidad variable (moteado). El moteado resultante de la interacción constructiva (*rojo*) y destructiva (*verde*) de los campos acústicos (*anillos amarillos*), generados por la dispersión del ultrasonido desde reflectores de tejido pequeños. Este patrón de interfaz da a las imágenes del ultrasonido su apariencia granular característica y puede reducir el contraste. La dispersión del ultrasonido es la base de la textura visualizada en las imágenes de ultrasonido de tejidos sólidos.

Refracción

Cuando el sonido pasa desde el tejido con una velocidad de propagación acústica a un tejido con una mayor o menor velocidad de sonido, hay un cambio en la dirección de la onda de sonido. Este cambio en la dirección de propagación se llama refracción y se rige por la ley de Snell:

$$\sin\theta_1/\sin\theta_2 = c_1/c_2$$

donde θ_1 es el **ángulo de incidencia** del sonido que se aproxima a la interfaz, θ_2 es el **ángulo de refracción**, y c_1 y c_2 son las

velocidades de propagación del sonido en el medio que forma la interfaz (Fig. 1.7). La refracción es importante debido a que es una de las causas del **mal registro** de una estructura en una imagen de ultrasonido (Fig. 1.8). Cuando un escáner de ultrasonido detecta un eco, asume que la fuente del eco está a lo largo de una línea recta fija desde el transductor. Si el sonido ha sido refractado, el eco detectado puede venir de una profundidad o localización diferente a la que muestra la imagen en la pantalla. Si se sospecha esto, incrementando el ángulo de escaneo que es perpendicular a la interfaz se logra minimizar este error.

Atenuación

Como la **energía acústica** se mueve a través de un medio uniforme, el trabajo es realizado y la energía finalmente es transferida al medio de transmisión como calor. La capacidad de efectuar el trabajo se determina por la cantidad de energía acústica producida. El **poder acústico**, expresado en watts (W) o miliwatts (mW), describe la cantidad de energía acústica producida en una unidad de tiempo. Aunque la medición de la potencia provee una indicación de la energía en relación con el tiempo, no tiene en cuenta la distribución espacial de la energía. La **intensidad (I)** se usa para describir la distribución espacial de la potencia y se calcula al dividir la potencia por el área sobre la cual se distribuye la potencia, como sigue:

$$I(\text{W}/\text{cm}^2) = \text{Poder (W)}/\text{Área (cm}^2)$$

La **atenuación** de la energía del sonido cuando pasa a través del tejido es de gran importancia clínica debido a la influencia de la **profundidad** del tejido a partir del cual se puede obtener información útil. Esto, a su vez, afecta la selección del transductor y una cantidad de ajustes de instrumentos controlados por operadores, incluidos compensación de ganancia de tiempo (o profundidad), atenuación de la potencia de salida y niveles de ganancia del sistema. La atenuación se mide en unidades relativas en vez de absolutas. La notación de **decibel (dB)** por lo general se usa para comparar diferentes niveles de potencia o intensidad. Este

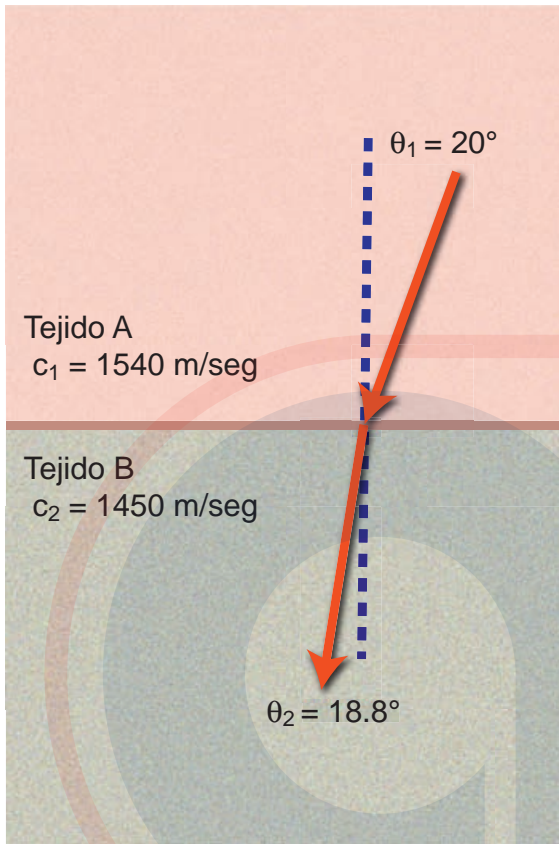


FIG. 1.7 Refracción. Cuando el sonido pasa desde el tejido A con velocidad de propagación (c_1) hasta el tejido B con una velocidad de propagación diferente (c_2), hay un cambio en la dirección de la onda de sonido debido a la refracción. El grado de cambio se relaciona con la tasa de las velocidades de propagación del medio que forma la interfaz ($\text{sen}\theta_1/\text{sen}\theta_2 = c_1/c_2$).

valor es 10 veces el \log_{10} del radio de los valores de potencia o intensidad que se están comparando. Por ejemplo, si la intensidad medida en un punto en el tejido es 10 mW/cm^2 y en un punto más profundo es $0,01 \text{ mW/cm}^2$, la diferencia en la intensidad es como sigue:

$$(10)(\log_{10}0,01/10) = (10)(\log_{10}0,001) = (10)(-\log_{10}1000) \\ = (10)(-3) = -30\text{dB}$$

Cuando pasa a través del tejido, el sonido pierde energía, y las ondas de presión decrecen en amplitud a medida que viajan más lejos desde su fuente. La transferencia de energía al tejido, que resulta en calentamiento (absorción), y la remoción de energía por la reflexión y la dispersión contribuyen a la atenuación del sonido. La atenuación es, además, el resultado de efectos combinados de **absorción, dispersión y reflexión**. La atenuación depende de la frecuencia de insonación así como de la naturaleza del medio de atenuación. Las altas frecuencias son atenuadas más rápidamente que las bajas, y la frecuencia del transductor es un determinante mayor de la profundidad útil desde la cual

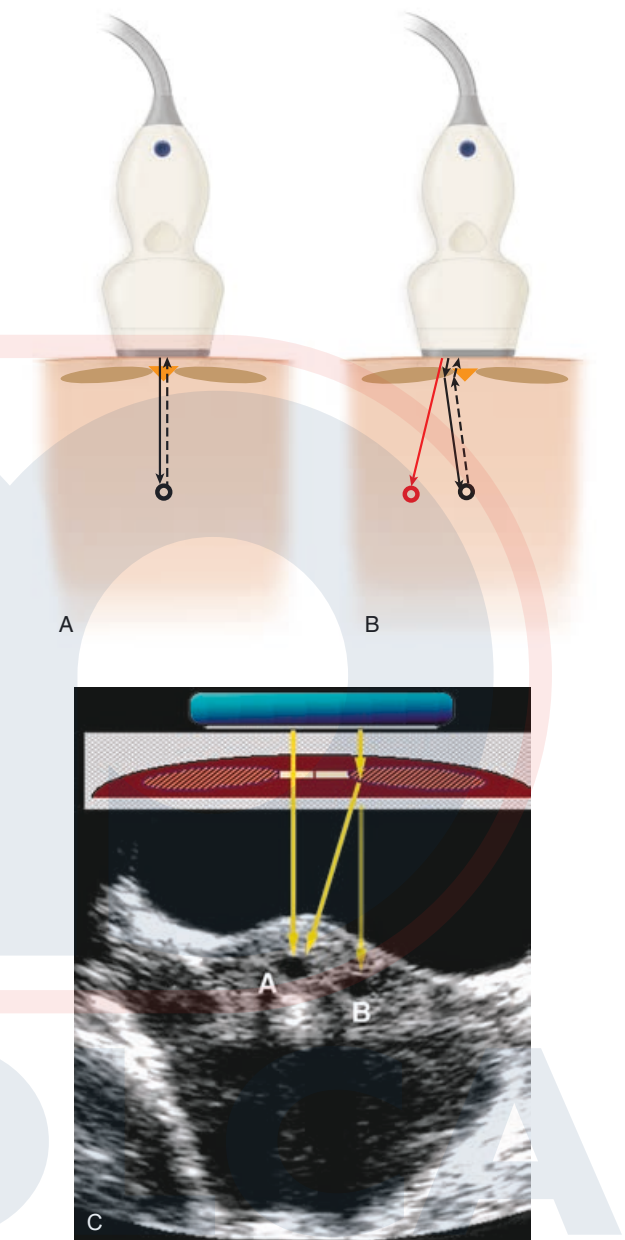


FIG. 1.8 Artefacto de refracción. A y B) Producción de un artefacto por refracción del sonido en un escaneo transversal del abdomen medio. El paso de sonido directo muestra de manera adecuada la localización del objeto. B) Una «imagen fantasma» (rojo) producida por la refracción en el borde del músculo *recto abdominal*. El sonido transmitido y reflejado viaja a lo largo del camino de las flechas negras. El escáner asume que la señal de regreso es de una línea recta (flecha roja) y muestra la estructura en una localización incorrecta. C) Imagen transabdominal axial del útero que muestra un pequeño saco gastrointestinal (A) y lo que parece ser un segundo saco (B) debido al artefacto de la refracción.

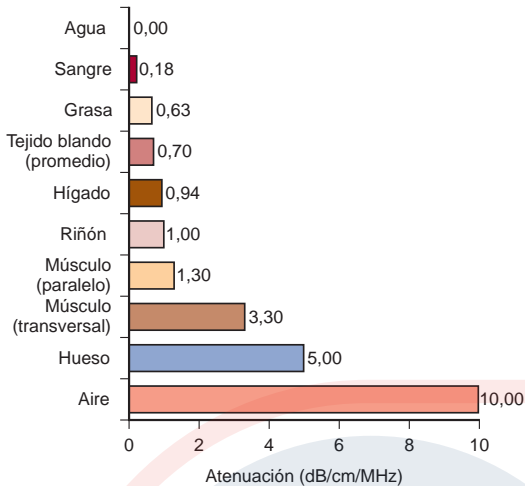


FIG. 1.9 Atenuación. Cuando el sonido pasa a través del tejido, pierde energía por medio de la transferencia de energía al tejido por calentamiento, reflexión y dispersión. La atenuación se determina por la frecuencia de insonación y la naturaleza del medio que atenúa. Los valores de atenuación también se incrementan en proporción con la frecuencia de insonación, lo que resulta en menos penetración a altas frecuencias.

la información con el ultrasonido. La atenuación se obtiene la eficiencia con la cual el ultrasonido penetra un tejido específico y varía considerablemente en los tejidos normales (Fig. 1.9).

INSTRUMENTACIÓN

Los escáneres de ultrasonido son dispositivos complejos y sofisticados para la toma de imágenes, pero todos consisten de los siguientes componentes básicos para efectuar funciones clave:

- Transmisor o generador de pulsos para activar el transductor
- Transductor de ultrasonido
- Receptor y procesador para detectar y amplificar la energía retrodispersada y manipular las señales reflejadas para la pantalla
- Pantalla que presenta la imagen del ultrasonido o los datos de forma adecuada para el análisis y la interpretación
- Método de registro o almacenamiento de las imágenes de ultrasonido

Transmisor

La mayoría de las aplicaciones clínicas usan ultrasonido pulsado, en el cual breves ráfagas de energía acústica se transmiten dentro del cuerpo. La fuente de estos pulsos, el transductor de ultrasonido, se activa por la aplicación de **voltaje** de alta amplitud durante un tiempo preciso. El voltaje máximo que puede aplicarse al transductor está limitado por regulaciones federales que restringen la salida acústica de los escáneres de diagnóstico. La mayoría de los escáneres proveen un control que permite la atenuación del voltaje de salida. Debido a que el uso de máximas salidas resulta en una alta exposición del paciente a la **energía** del ultrasonido, **el uso prudente** dicta el uso de los controles de atenuación de salida para reducir los niveles de potencia a los menores niveles consistentes con el problema diagnóstico.⁴

El transmisor también controla la tasa de pulsos emitidos por el transductor, o la **frecuencia de repetición del pulso** (PRF, por sus siglas en inglés). La PRF determina el intervalo de tiempo entre los pulsos del ultrasonido y es importante establecer la profundidad desde la cual los datos inequívocos se pueden obtener en el modo de imagen y el modo Doppler. Los pulsos de ultrasonido deben estar espaciados con suficiente tiempo entre ellos para permitir al sonido viajar a la profundidad de interés y regresar antes de que el siguiente pulso sea enviado. Para la toma de imágenes se usan PRF desde 1 hasta 10 kHz, lo que resulta en un intervalo de 0,1 a 1 ms entre pulsos. Por eso, una PRF de 5 kHz permite que un eco viaje y regrese desde una profundidad de 15,4 cm antes de que el siguiente pulso sea enviado.

Transductor

Un transductor es cualquier dispositivo que convierte una forma de energía en otra. En el ultrasonido, el transductor convierte la energía eléctrica en energía mecánica, y viceversa. En los sistemas de diagnóstico por ultrasonido, el transductor cumple dos funciones: 1) convertir la energía eléctrica provista por el transmisor en los pulsos acústicos dirigidos al paciente y 2) servir como receptor de los ecos reflejados, al convertir los cambios de presión débiles en señales eléctricas para su procesamiento.

Los transductores de ultrasonido usan la **piezoelectricidad**, un principio descubierto por Pierre y Jacques Curie en 1880.⁵ Los materiales piezoeléctricos tienen la particular habilidad de responder a la acción de un campo eléctrico cambiando su forma. También tienen la propiedad de generar potenciales eléctricos cuando se comprimen. Al cambiar la polaridad del voltaje aplicado al transductor, cambia el grosor del transductor, el cual se expande y contrae a medida que la polaridad cambia. Esto causa la generación de ondas de presión mecánica que pueden ser transmitidas en el cuerpo. El efecto piezoeléctrico también resulta en la generación de pequeños potenciales a través del transductor cuando este es golpeado por los ecos que regresan. Las presiones positivas causan una pequeña polaridad que se desarrolla a través del transductor; la presión negativa durante la porción de rarefacción de la onda acústica causa la polaridad opuesta a través del transductor. Estos pequeños cambios de polaridad y los voltajes asociados son la fuente de toda la información procesada para generar una imagen de ultrasonido o una imagen Doppler.

Cuando se estimula por la aplicación de una diferencia de voltaje a través de su espesor, el transductor vibra. La frecuencia de vibración se determina por el material del transductor. Cuando el transductor es estimulado eléctricamente, se obtiene un rango o **banda de frecuencias**. La frecuencia preferencial producida por un transductor está determinada por la **velocidad de propagación** del material del transductor y su espesor. En los modos de operación de **onda pulsada**, usados para la mayoría de las aplicaciones clínicas del ultrasonido, los pulsos del ultrasonido contienen frecuencias adicionales que son más altas y bajas que la frecuencia preferencial. El rango de frecuencias producido por un transductor dado se denomina **ancho de banda**. Generalmente, cuanto más corto sea el pulso del ultrasonido producido por el transductor, mayor es el ancho de banda.

La mayoría de los sistemas de ultrasonido modernos emplean tecnología de ancho de banda amplio. El **ancho de banda del**

ultrasonido se refiere al rango de frecuencias producidas y detectadas por el sistema de ultrasonido. Esto es importante porque cada tejido en el cuerpo tiene una respuesta característica al sonido de acuerdo con una frecuencia dada, y los distintos tejidos responden de forma diferente a frecuencias diferentes. El rango de frecuencias que surge desde un tejido expuesto al ultrasonido se refiere al **ancho de banda del espectro del ultrasonido** del tejido, o característica del tejido.

La tecnología de **ancho de banda** amplio provee un medio para capturar el espectro de frecuencia de tejidos insonados, preservando la información acústica y la característica del tejido. Los formadores de haz de ancho de banda amplio reducen el artefacto de moteado por un proceso de **composición de frecuencia**. Esto es posible debido a que los patrones de moteado en diferentes frecuencias son independientes unos de otros, y la combinación de los datos de múltiples bandas de frecuencia (es decir, la composición) resulta en una reducción del moteado en la imagen final, lo que lleva a una mejor resolución de contraste.

La longitud de un pulso de ultrasonido se determina por el número de cambios de voltaje alternantes aplicados al transductor. Para dispositivos de **ondas continuas** (CW, por sus siglas en inglés) se aplica una **corriente alterna** al transductor, y la polaridad alterna produce ondas de ultrasonido continuas. Para la obtención de las imágenes, un único y breve cambio de voltaje se aplica al transductor, causando que vibre en su frecuencia preferencial. Debido a que el transductor continúa vibrando o “sonando” por un tiempo corto después de que es estimulado por el cambio de voltaje, el pulso del ultrasonido será varias veces más largo. El número de ciclos de sonido en cada pulso determina la **longitud del pulso**. Para la obtención de las imágenes, son deseables longitudes de pulso cortas que resultan en una resolución axial más deficiente. Para reducir la longitud del pulso se usan materiales de **amortiguación** en la construcción del transductor. En aplicaciones de imágenes clínicas, se utilizan pulsos muy cortos al transductor, y los transductores tienen una amortiguación altamente eficiente. Esto resulta en pulsos muy cortos de ultrasonido, que por lo general constan de solo dos o tres ciclos de sonido.

El pulso de ultrasonido generado por un transductor debe propagarse en el tejido para proveer información clínica. Son

necesarios recubrimientos especiales para transductores y geles de acoplamiento para ultrasonidos para permitir la transferencia eficiente de energía desde el transductor hacia el cuerpo. Una vez en el cuerpo, los pulsos del ultrasonido se propagan, reflejan, refractan y absorben, en concordancia con los principios de acústica básica resumidos antes.

Los pulsos de ultrasonido producidos por el transductor resultan en una serie de frentes de onda que forman un haz de ultrasonido tridimensional (3-D). Las características de este haz son influenciadas por la interferencia constructiva y destructiva de las ondas de presión, la curvatura del transductor y las lentes acústicas utilizadas para formar el haz. La interferencia de las ondas de presión resulta en un área cerca del transductor donde la amplitud de presión varía ampliamente. Esta región se denomina **campo cercano**, o **zona de Fresnel**. Más allá del transductor, a una distancia determinada por el radio y la frecuencia del transductor, el campo sonoro comienza a divergir y la amplitud de la presión disminuye a un ritmo constante, a medida que aumenta la distancia del transductor. Esta región se denomina **campo lejano** o **zona de Fraunhofer**. En las matrices de transductores multi-elemento, el tiempo preciso del disparo de los elementos permite la corrección de esta divergencia del haz del ultrasonido y se enfoca en las profundidades seleccionadas. Solo las reflexiones de los pulsos que regresan al transductor son capaces de estimular el transductor con pequeños cambios de presión, los cuales se convierten en los cambios de voltaje que son detectados, amplificados y procesados para construir una imagen basada en la información del eco.

Receptor

Cuando los ecos de retorno golpean la cara del transductor, se producen voltajes pequeños a través de los elementos piezoeléctricos. El receptor detecta y amplifica estas señales débiles. El receptor también provee un medio para compensar las diferencias en la intensidad del eco, que resultan de la atenuación por diferentes espesores de los tejidos por el control de la **compensación de ganancia de tiempo** (TGC, por sus siglas en inglés) o de la **compensación de ganancia de profundidad** (DGC, por sus siglas en inglés).

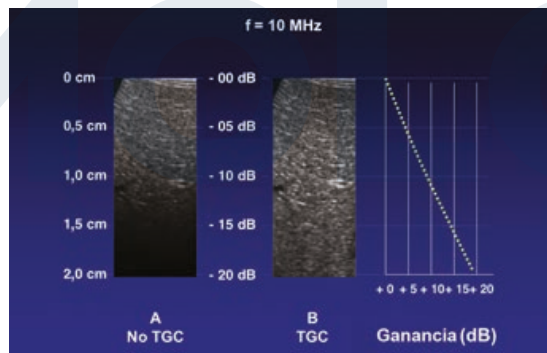


FIG. 1.10 Compensación de ganancia de tiempo (TGC). Sin la TGC, la atenuación del tejido causa pérdida gradual de visualización de los tejidos más profundos (A). En este ejemplo, se simula la atenuación del tejido de 1 dB/cm/Mhz para un transductor de 10 MHz. A una profundidad de 2 cm, la intensidad es -20 dB (1% del valor inicial). Aplicando incremento de amplificación o ganancia para la señal retrodispersada para compensar esta atenuación, se restaura una intensidad uniforme para el tejido a todas las profundidades (B).



FIG. 1.11 Rango dinámico. El receptor del ultrasonido debe comprimir el rango amplio de amplitudes que regresan al transductor en un rango que pueda visualizarse por el usuario. Aquí se muestra la compresión y el re-mapeo de los datos para visualizar rangos dinámicos de 35, 40, 50 y 60 dB. El rango dinámico más amplio mostrado (60 dB) permite una mejor diferenciación de diferencias sutiles en la intensidad del eco, y se prefiere para la mayoría de las aplicaciones de imágenes. Los rangos más estrechos incrementan la visibilidad de diferencias de eco más grandes.

El sonido es atenuado cuando pasa hacia adentro del cuerpo, y la energía adicional es removida cuando el eco regresa a través del tejido hacia el transductor. La atenuación del sonido es proporcional a la frecuencia y es constante para tejidos específicos. Debido a que los ecos que regresan desde tejidos más profundos son más débiles que los que regresan de estructuras más superficiales, estos deben ser amplificados más por el receptor para producir una apariencia de eco de un tejido uniforme (Fig. 1.10). Este ajuste se acompaña por el control de la TGC que permite al usuario amplificar selectivamente las señales desde estructuras más profundas o para suprimir las señales desde tejidos superficiales, compensando la atenuación del tejido. Aunque muchos de los equipos más nuevos proporcionan algunos medios de TGC automáticos, el ajuste manual de este control es uno de los controles más importante por parte del usuario y puede tener un profundo efecto en la calidad de la imagen del ultrasonido proporcionada para la interpretación.

Otra función importante del receptor es la compresión de la amplia gama de amplitudes que regresan al transductor en un rango que puede ser visto por el usuario. La relación entre las mayores a las menores amplitudes que puede monitorearse puede expresarse en decibeles y se denomina **rango dinámico**. En una aplicación clínica típica, el rango de señales reflejadas puede variar por un factor tal como 1:10,¹² lo que resulta en un rango dinámico de hasta 120 dB. Aunque los amplificadores usados en los equipos de ultrasonido son capaces de manejar estos rangos de voltaje, las pantallas de escala de grises están limitadas a mostrar un rango de intensidad de señal de solo 35 a 40 dB. La **compresión** y **reasignación** de los datos se requieren para adaptar el rango dinámico a la intensidad de señal retrodispersada para el rango dinámico de la pantalla (Fig. 1.11). La compresión es hecha en el receptor por la amplificación directa de las señales más débiles. Los controles manuales de posprocesamiento adicionales permiten al usuario mapear de manera selectiva la señal resultante en la pantalla. Estos controles afectan el brillo de diferentes niveles de eco en la imagen y, además, determinan el contraste de la imagen.

Visualización de la imagen

Las señales del ultrasonido pueden mostrarse de varias maneras. Con los años, la obtención de las imágenes ha evolucionado desde

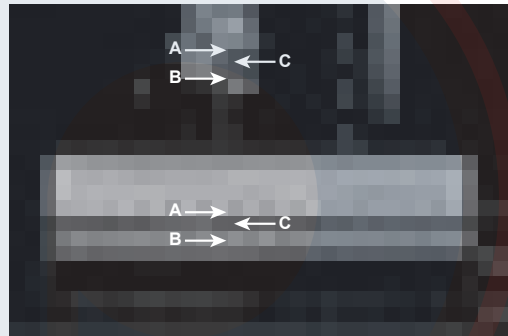


FIG. 1.12 Visualización en modo-M. La visualización del ultrasonido en modo-M cambia la amplitud del eco y la posición con el tiempo. La visualización de los cambios en la posición del eco es útil en la evaluación de las estructuras que se mueven rápido, tales como las válvulas cardiacas y las paredes de la cámara. Aquí, las tres estructuras de mayor movimiento en la imagen superior en escala de grises del feto se graban en la imagen correspondiente en modo-M, e incluyen la pared ventricular proximal (A), el septo interventricular (B) y la pared ventricular distal (C). La línea de base es una escala de tiempo que permite el cálculo de la tasa cardiaca a partir de los datos del modo-M.

un simple **modo-A (modo de amplitud)** y la visualización biestable hasta **imagenología de alta resolución**, imágenes en escala de grises y tiempo real. El modo-A más reciente mostraba el voltaje producido a través del transductor por el eco retrodispersado como una deflexión vertical en la cara de un osciloscopio. El tiempo de barrido horizontal del osciloscopio se calibraba para indicar la distancia desde el transductor hasta la superficie reflectante. En esta forma de visualización, la fuerza o amplitud del sonido reflejado se indica por la altura de la deflexión vertical mostrada en el osciloscopio. Con un **ultrasonido de modo-A** solo se registran la posición y la fuerza de la estructura reflectante.

Otra forma simple de obtención de imagen, el **ultrasonido modo-M (modo de movimiento)**, muestra la amplitud del eco y la posición de los reflectores de movimiento (Fig. 1.12). Las imágenes del modo-M usan el brillo de la pantalla para indicar la intensidad de la señal reflejada. La base de tiempo de la pantalla



FIG. 1.13 Imagen en modo-B. Imagen bidimensional (2D) y en tiempo real construida por pulsos de ultrasonido enviados bajo una serie de líneas de escaneo sucesivas. Cada línea de escaneo suma a la imagen, con lo que se construye una representación 2D de los ecos desde el objeto que está siendo escaneado. En las imágenes en tiempo real se crea una imagen completa de 15 a 60 veces por segundo.

puede ajustarse para permitir variar los grados de resolución temporal, como se dicta para aplicaciones clínicas. El ultrasonido de modo-M se interpreta evaluando los patrones de movimiento de reflectores específicos y determinación de relaciones anatómicas de patrones de movimiento característico. Actualmente, la principal aplicación de la presentación de modo-M es la evaluación de las frecuencias cardiacas fetales y embrionarias, así como en ecocardiografía, el movimiento rápido de las válvulas cardiacas, de las cavidades cardiacas, y las paredes vasculares. Las imágenes en modo-M pueden jugar un papel futuro en la medición de cambios sutiles en la elasticidad de la pared de los vasos sanguíneos que acompañan a la aterogénesis.

El pilar de la imagenología con ultrasonido está dado por la visualización en **tiempo real**, en **escala de grises** y en **modo-B**, en las cuales las variaciones en la intensidad de la visualización o en el brillo se usan para indicar señales reflejadas de diferentes amplitudes. Para generar una imagen 2-D se envían múltiples pulsos de ultrasonido a través de una serie de líneas de exploración sucesivas (Fig. 1.13), con lo que se construye una representación 2-D de los ecos que surgen del objeto que está siendo escaneado. Cuando una imagen de ultrasonido se muestra en un fondo negro, las señales de mayor intensidad aparecen como blancas; la ausencia de señal se muestra como negro, y las señales de intensidad intermedia aparecen como sombras de gris. Si el haz del ultrasonido se mueve con respecto al objeto que está siendo examinado y la posición de la señal reflejada se almacena, las porciones más brillantes de la imagen 2-D resultante indican estructuras que reflejan la mayor cantidad de la energía de sonido transmitida de vuelta al transductor.

En la mayoría de los instrumentos modernos, la memoria digital se usa para almacenar los valores que corresponden a las intensidades del eco que se originan desde las posiciones correspondientes en el paciente. Al menos 2^8 , o 256, tonos de gris son posibles para cada pixel, de acuerdo con la amplitud del eco que está siendo representado. La imagen almacenada en la memoria de esta manera puede enviarse al monitor para visualización.

Debido a que la pantalla en modo-B relaciona la fuerza de la señal retrodispersada a un nivel de brillo en el dispositivo de visualización, es importante que el operador entienda cómo se traduce la información de la amplitud en la señal del ultrasonido en una escala de brillo en la visualización de la imagen. Cada fabricante de ultrasonido ofrece varias opciones para la manera en que el rango dinámico del objetivo es comprimido por la pantalla, así como la función de transferencia que asigna una amplitud de señal dada a un tono de gris. Aunque estos detalles técnicos varían mucho entre los equipos, la manera en que el operador los usa puede afectar ampliamente el valor clínico de la imagen final. En general, es importante mostrar un rango dinámico *amplio* tanto como sea posible, para identificar diferencias sutiles en la ecogenicidad del tejido (ver Fig. 1.11).

El ultrasonido en tiempo real produce la impresión de movimiento al generar una serie de imágenes 2-D seriales a ritmos de 15 a 60 cuadros por segundo. El ultrasonido en tiempo real, 2-D, modo-B es el mejor método para las imágenes de ultrasonido a través del cuerpo y en la mayoría de las formas comunes de visualización en modo-B. El ultrasonido en tiempo real permite la valoración de la anatomía y el movimiento. Cuando se adquieren las imágenes y se visualizan a un ritmo de varios cuadros por segundo, el efecto es

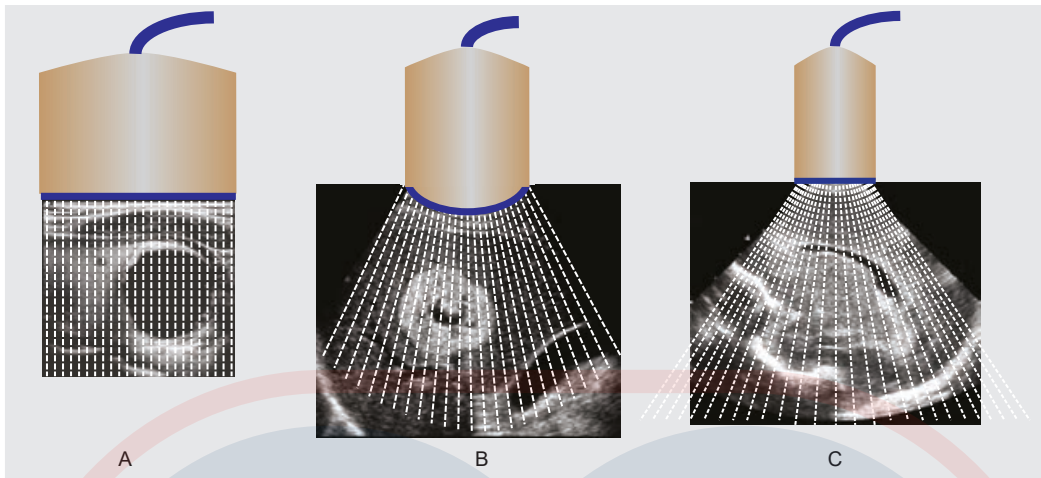


FIG. 1.14 Dirección del haz. A) **Matriz lineal.** En un transductor de matriz lineal, los elementos individuales o grupos de elementos se disparan en secuencia. Esto genera una serie de haces de ultrasonido paralelos, cada uno perpendicular a la cara del transductor. Como estos haces se mueven a través de la cara del transductor, generan las líneas de visión que se combinan para formar la imagen final. Dependiendo del número de elementos del transductor y de la secuencia en la cual se disparan, al enfocar las profundidades seleccionadas desde la superficie se pueden alcanzar matrices lineales pequeñas de alta frecuencia que son muy adecuadas para el escaneo de partes pequeñas. B) **Matriz convexo.** Una variante de la matriz lineal, la matriz convexo utiliza elementos del transductor dispuestos en un arco, lo que produce una imagen en forma de tarta. Estos transductores son muy adecuados para exámenes abdominales, pélvicos y fetales. C) **Matriz en fase.** Un transductor de matriz en fase produce un campo de visión sectorial disparando múltiples elementos del transductor en una secuencia precisa para generar la interfaz de los frentes de onda acústicos que dirigen el haz. El haz del ultrasonido que resulta genera una serie de líneas de visión de ángulos variables, desde un lado del transductor hacia el otro, lo que produce un formato de imagen sectorial. Estos transductores requieren una pequeña área de contacto, en comparación con matrices más lineales y convexas, y son útiles para el escaneo de áreas en las que el acceso es limitado.

dinámico, y debido a que la imagen refleja el estado y movimiento del órgano al momento de su examen, la información al respecto se muestra en tiempo real. En aplicaciones cardiacas, los términos *ecocardiografía 2-D* y *eco 2-D* se usan para describir las imágenes en tiempo real, modo-B; en la mayoría de las otras aplicaciones se usa el término *ultrasonido en tiempo real*.

Los transductores usados para las imágenes en tiempo real pueden clasificarse por el método empleado para dirigir el haz para la generación rápida de cada imagen individual, manteniendo en mente que se deben generar de 30 a 60 imágenes completas por segundo para aplicaciones en tiempo real. Se debe **direccionar el haz** por medio de la rotación mecánica o la oscilación del transductor, o por medios electrónicos (Fig. 1.14). El **direccionamiento electrónico del haz** se usa en matrices lineales y en transductores de matriz en fase y permite una variedad de formatos de visualización de imagen. La mayoría de los transductores direccionados electrónicamente que se usan en la actualidad también brindan un enfoque electrónico que es ajustable a la profundidad. El **direccionamiento mecánico del haz** puede usar transductores de elemento simple, con un foco fijo o puede usar matrices anulares de elementos con enfoque controlado de manera electrónica. Para las imágenes en tiempo real, los transductores que utilizan direccionamiento mecánico o electrónico generan visualizaciones en un formato rectangular o en forma de tarta. Para exámenes obstétricos, de partes pequeñas y vasculares periféricos a menudo se usan transductores de matriz lineal con un formato de imagen rectangular. La visualización de la imagen rectangular tiene la ventaja de tener un mayor campo de visión cerca de la superficie, pero requiere un área de superficie mayor

para el contacto con el transductor. Los escáneres sectoriales, tanto con direccionamiento mecánico como electrónico, requieren solo un área superficial pequeña para el contacto y son más adecuados para exámenes en los cuales el acceso es limitado.

Escáneres sectoriales mecánicos

Los primeros escáneres de ultrasonido usaban transductores que consistían en el único elemento piezoeléctrico. Para generar imágenes en tiempo real con estos transductores, se requerían dispositivos mecánicos para desplazar el transductor en un movimiento lineal o circular. Los escáneres sectoriales mecánicos que usan uno o más transductores de elemento único no permiten el enfoque variable. Este problema se supera usando un transductor de matriz anular. Aunque importante en los primeros días de la obtención de imágenes en tiempo real, los escáneres del sector mecánico con foco fijo y transductores de elemento único no son de uso común en el presente.

Matrices

La tecnología actual usa un transductor compuesto de múltiples elementos, usualmente producidos por el corte preciso de una pieza de material piezoeléctrico en numerosas unidades pequeñas, cada una con sus propios electrodos. Tales matrices del transductor pueden constituirse en una variedad de configuraciones. Típicamente, son matrices lineales, convexas, de fase o anulares. También se han desarrollado matrices 2-D de alta densidad. Por el tiempo preciso del disparo de combinaciones de elementos en estas matrices, la interfaz de los frentes de onda generados por los elementos individuales puede ser explotada para cambiar la

dirección del haz de ultrasonido, y esto se puede usar para obtener un haz dirijible para la generación de imágenes en tiempo real en un formato lineal o sectorial.

Matrices lineales

Los transductores de matrices lineales se usan para partes pequeñas, aplicaciones vasculares y obstétricas debido a que el formato de imagen rectangular producido por estos transductores es adecuado para estas aplicaciones. En estos transductores, los elementos individuales están dispuestos de forma lineal. Disparando los elementos del transductor en secuencia, de forma individual o en grupos, se genera una serie de pulsos paralelos, cada uno de los cuales forma una línea de visión perpendicular a la cara del transductor. Estas líneas individuales de visión se combinan para formar el campo visual de la imagen (ver Fig. 1.14A). Según el número de elementos del transductor y la secuencia en la cual estos se disparan, se puede enfocar a profundidades seleccionadas desde la superficie.

Matrices convexas

Las matrices lineales que han sido formadas en curvas convexas producen una imagen que combina un campo visual de superficie relativamente grande con un formato de visualización sectorial (ver Fig. 1.14B). Los transductores de matrices convexas se usan para una variedad de aplicaciones, las versiones más grandes sirven para escaneos abdominales, obstétricos y transabdominales. Los escáneres pequeños, de matriz convexas de alta frecuencia, a menudo se usan en pruebas transvaginales y transrectales, y para imágenes pediátricas.

Matrices en fase

En contraste con los escáneres sectoriales mecánicos, los escáneres de matriz en fase no tienen partes móviles. Un campo de visión sectorial se produce por múltiples elementos del transductor disparados en una secuencia precisa bajo control electrónico. Al controlar el tiempo y la secuencia a la cual los elementos individuales del transductor se encienden, la onda del ultrasonido resultante puede dirigirse en distintas direcciones, así como enfocarse en diferentes profundidades (ver Fig. 1.14C). Al dirigir rápidamente el haz para generar una serie de líneas de visión en ángulos variables desde un lado del transductor hasta el otro, se produce un formato de imagen sectorial. Esto permite la fabricación de transductores de tamaño relativamente pequeño, pero con grandes campos visuales a profundidad. Estos transductores son particularmente útiles para ultrasonidos neonatales de cabeza, así como para escaneo intercostal; para evaluar el corazón, el hígado o el bazo, y para exámenes en otras áreas donde el acceso es limitado.

Matrices bidimensionales

Las matrices del transductor se pueden formar cortando una pieza rectangular del material del transductor, perpendicular a su eje mayor, para producir un número de elementos rectangulares pequeños, o crear una serie de elementos concéntricos anidados dentro de otro en una pieza circular de material piezoeléctrico para producir una matriz anular. El uso de elementos múltiples permite un enfoque preciso. Una ventaja particular de la construcción de matrices en 2-D es que el haz puede enfocarse en

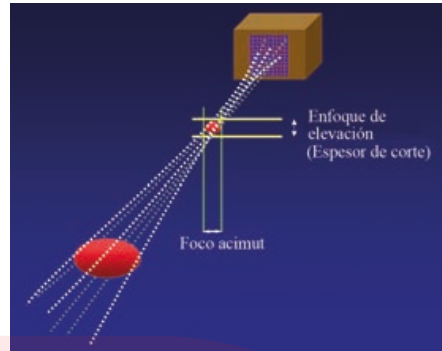


FIG. 1.15 Matriz bidimensional. Las matrices bidimensionales (2D), de alta intensidad, consisten en una matriz 2D de elementos de transductor, que permite la adquisición de datos desde un volumen en vez de un plano simple de tejido. El control electrónico preciso de los elementos individuales permite el enfoque ajustable en los planos **acimutal** y de elevación.

el plano de elevación y en el plano lateral, y se puede producir un haz uniforme y altamente enfocado (Fig. 1.15). Estas matrices mejoran la resolución espacial y el contraste, reducen el ruido y son adecuadas para la colección de datos de volúmenes de tejido para su uso en el procesamiento y visualización 3-D. A diferencia de las matrices lineales 2-D, en las cuales se pueden usar los retrasos en el encendido de elementos individuales para dirigir el haz, las matrices anulares no permiten direccionar el haz, por lo que, para ser utilizadas para imágenes en tiempo real, deben dirigirse de forma mecánica.

Selección del transductor

Las consideraciones prácticas en la selección del transductor óptimo para una aplicación dada incluye no solo los requerimientos para la resolución espacial, sino también la distancia del objeto diana desde el transductor debido a que la penetración del ultrasonido disminuye a medida que la frecuencia se incrementa. En general, *debe seleccionarse la mayor frecuencia de ultrasonido que permite la penetración a la profundidad de interés*. Para vasos superficiales y órganos, tales como tiroides, mamas y testículos, que se ubican de 1 a 3 cm de la superficie, se usan típicamente frecuencias para las imágenes de 7,5 a 15 MHz. Estas altas frecuencias también son ideales para aplicaciones intraoperatorias. Si la región a ser escaneada es muy superficial, de modo tal que la sonda no permite el enfoque del área de interés, se puede usar una almohadilla de separación. Para la evaluación de estructuras más profundas en el abdomen o la pelvis, a más de 12 a 15 cm de la superficie, se requieren frecuencias tan bajas como 2,25 a 3,5 MHz. Cuando se necesita la resolución máxima, se requiere un transductor de alta frecuencia con excelente resolución de elevación y lateral a la profundidad de interés.

VISUALIZACIÓN DE IMAGEN Y ALMACENAMIENTO

Con el ultrasonido en tiempo real, la retroalimentación al usuario es inmediata y se muestra por una visualización en video. El brillo y el contraste de la imagen en esta pantalla se determinan por la

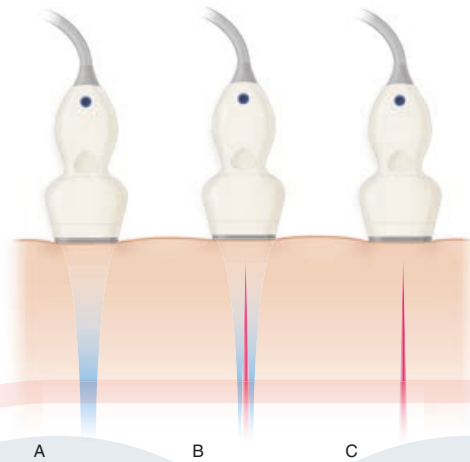


FIG. 1.16 Armónicos del tejido. Cuando el sonido se propaga a través del tejido, el componente de alta presión de la onda viaja más rápidamente que el componente rarefaccional, lo que produce distorsión de la onda y genera componentes de frecuencias más altas (armónicos). **A)** El campo acústico de la frecuencia primaria se representa en azul. **B)** El segundo armónico (dos veces la frecuencia primaria) se representa en rojo. **C)** Usando el transductor de ancho de banda amplio, el receptor puede afinarse para generar una imagen desde la frecuencia armónica en vez de la frecuencia primaria. Como resultado, se reduce el ruido del campo cercano ya que el armónico solo se desarrolla en profundidad en el tejido y el perfil del haz mejora, lo que conduce a una mejor resolución espacial.

iluminación ambiental en el cuarto de examen, los ajustes de brillo y contraste del monitor de video, la configuración de ganancia del sistema y el ajuste TGC. El factor que más afecta la calidad de la imagen en muchos departamentos de ultrasonido es, probablemente, el ajuste inadecuado del monitor de video, con la carencia subsiguiente de apreciación en la relación entre los ajustes de visualización de video y la apariencia de la copia impresa o de las imágenes vistas en una terminal de trabajo. Debido a la importancia de la visualización de video en tiempo real para proporcionar la respuesta al usuario, es esencial que la visualización y las condiciones de iluminación bajo las cuales se realiza la observación estén estandarizadas y ajusten con la pantalla usada para la interpretación. La interpretación de las imágenes y el almacenamiento de los archivos de imagen pueden ser en forma de transparencias impresas en película por impresoras y cámaras ópticas láser, videocasete o por **sistema de comunicación y archivado de imágenes** (PACS, por sus siglas en inglés). Cada vez más, se está usando el almacenamiento digital para archivar imágenes de ultrasonido.

MODOS DE IMÁGENES ESPECIALES

Imágenes armónicas de tejido

La variación de la velocidad de propagación del sonido en la grasa u otros tejidos cerca del transductor resulta en una **aberración de fase** que distorsiona el campo del ultrasonido, lo que produce ruido y distorsión en la imagen de ultrasonido. Las imágenes armónicas de tejido proveen un enfoque para la reducción de los efectos de las aberraciones de fase.⁶ La propagación no lineal del ultrasonido a través del tejido se asocia con la propagación más rápida del componente de alta presión de la onda de presión del ultrasonido que su componente negativo (rarefacción). Esto resulta en un incremento de la distorsión del pulso acústico a medida

que viaja en el tejido y causa la generación de múltiples, o **armónicos**, de la frecuencia transmitida (Fig. 1.16).

Las imágenes armónicas del tejido toman ventaja de la generación, en profundidad, de estos armónicos. Debido a que la generación de armónicos requiere la interacción del campo transmitido en el tejido en que se propagan, la generación del armónico no está presente cerca del transductor/interface piel, y solo se vuelve importante a cierta distancia del transductor. En la mayoría de los casos, los campos cercanos y lejanos a la imagen son menos afectados por los armónicos que por las localizaciones intermedias. Usando transductores de ancho de banda amplio y la filtración de señal o pulsos codificados, se pueden visualizar de manera selectiva las señales del armónico que se reflejan desde la interfaz del tejido. Debido a que la mayoría de los artefactos en imagenología son causados por la interacción del haz del ultrasonido con estructuras superficiales o por aberraciones en los bordes del perfil del haz, estos artefactos se eliminan usando imágenes armónicas debido a que las señales emitidas que producen artefactos no constan de suficiente energía para generar frecuencias armónicas y por lo tanto son filtradas durante la formación de la imagen. Las imágenes generadas usando armónicos de tejido a menudo muestran ruido y distorsión reducidos (Fig. 1.17). Debido a que los haces armónicos son más estrechos que los haces originalmente transmitidos, la resolución espacial mejora y los lóbulos laterales se reducen.

Composición espacial

Una importante fuente de degradación de la imagen y pérdida de contraste es el **speckle** del ultrasonido. El **speckle** o patrón moteado resulta de la interacción constructiva y destructiva de los campos acústicos generados por la dispersión del ultrasonido desde los pequeños reflectores de tejido. Este patrón de interferencia da a las imágenes de ultrasonido su apariencia característica granulada

FIG. 1.17 Imagen del armónico del tejido. **A) Imagen convencional** y **(B) imagen armónica del tejido** de la vejiga de un paciente con colecistitis. Nótese la reducción del ruido y la distorsión en la imagen armónica del tejido. Debido a que los haces armónicos no interactúan con las estructuras superficiales y son más estrechos que el haz transmitido originalmente, la resolución espacial mejora y la distorsión y los lóbulos laterales se reducen (Con permiso de Merritt CR. Technology update. Radiol Clin North Am. 2001;39:385-397').

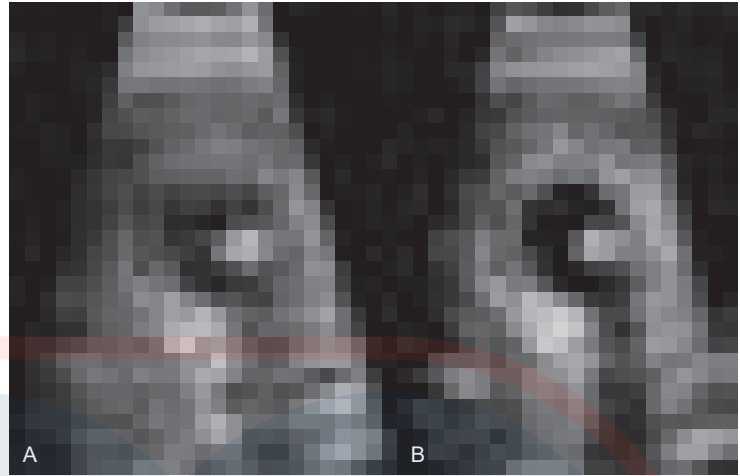
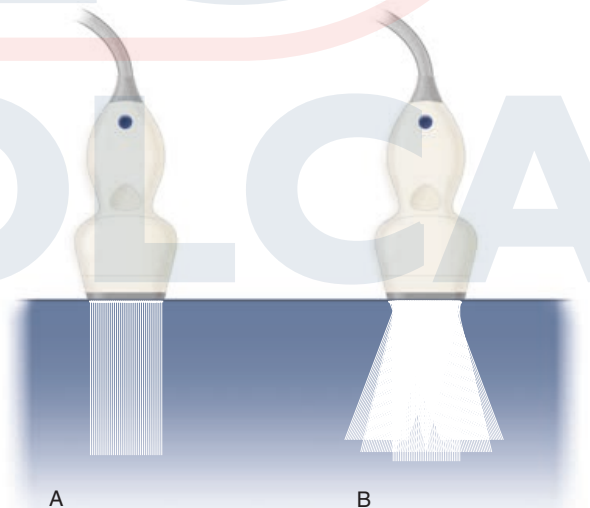


FIG. 1.18 Efecto del moteado en el contraste. **A)** El ruido moteado oscurece parcialmente la lesión simulada. **B)** El moteado ha sido reducido, lo que incrementa la resolución de contraste entre la lesión y el fondo (Con permiso de Merritt CR. Technology update. Radiol Clin North Am. 2001;39:385-397').



FIG. 1.19 Composición espacial. **A)** Las imágenes convencionales se limitan a un ángulo fijo de incidencia de las líneas de escaneo del ultrasonido para interfaces de tejido, que resultan en una definición deficiente de los reflectores especulares que no son perpendiculares al haz. **B)** La **composición espacial** combina imágenes obtenidas por insonación del objetivo desde múltiples ángulos. Además de mejorar la detección de las interfaces, la composición reduce el ruido del moteado debido a que solo la señal se refuerza; el moteado es aleatorio y no se refuerza. Esto mejora el contraste.



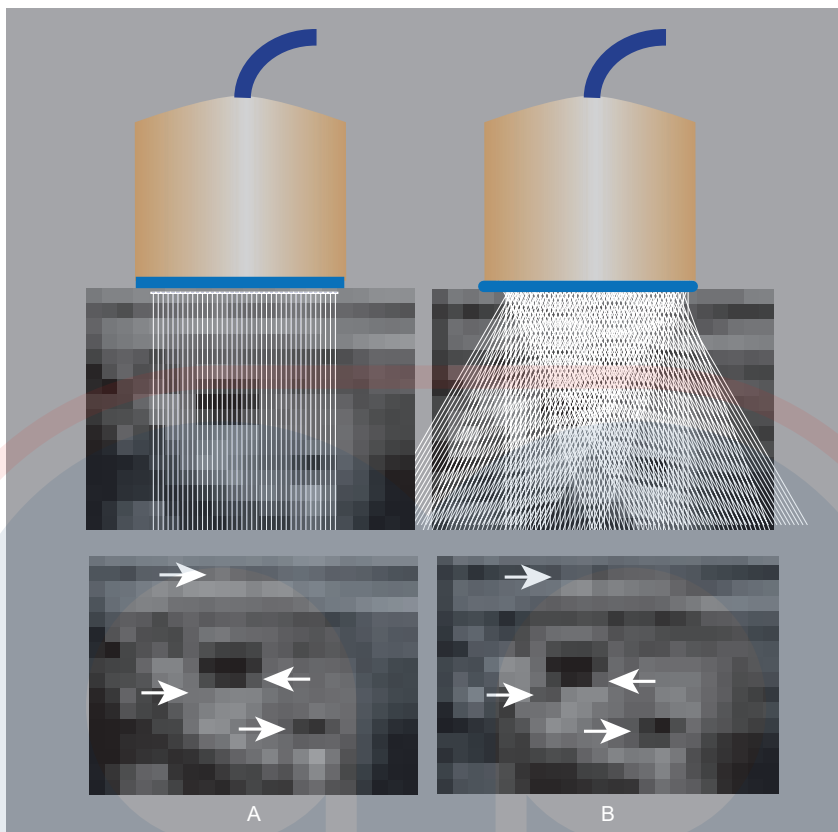


FIG. 1.20 Composición espacial. A) Imagen convencional y (B) imagen compuesta de la tiroides. Nótese la reducción del moteado así como la mejor definición de las regiones (*flechas*) tales como tejido superficial, quistes pequeños y calcificaciones.

(ver Fig. 1.6) reducido contraste (Fig. 1.18), y hace más difícil la identificación de características sutiles. Sumando las imágenes de diferentes ángulos de escaneo por medio de la **composición espacial** (Fig. 1.19) se puede lograr una mejora significativa en la **relación contraste-ruido** (Fig. 1.20). Esto se debe a que el moteado es aleatorio, y la generación de una imagen por composición reducirá el ruido del moteado debido a que solo se refuerza la señal. Además, la composición espacial puede reducir los artefactos que resultan cuando el haz del ultrasonido golpea un reflector especular en un ángulo mayor o menor de 90 grados. En las imágenes en tiempo real convencionales, cada línea de escaneo usada para generar la imagen golpea el objetivo a un ángulo fijo, constante. Como resultado, los reflectores fuertes que no son perpendiculares al haz del ultrasonido dispersan el sonido en direcciones que evitan su clara detección y visualización. Esto resulta en una definición deficiente de la imagen y límites menos distinguibles para quistes y otras masas. Se ha encontrado que la composición reduce estos artefactos. Las limitaciones de la composición son la visibilidad disminuida del sombreado y realzado; sin embargo, estos se compensan por la habilidad de evaluar las lesiones, tanto con o sin composición, preservando el sombreado y el realzado cuando estas características son importantes para el diagnóstico.⁷

Ultrasonido tridimensional

Los escáneres 3-D especializados usados para el escaneo fetal (Fig. 1.21), ginecológico y cardiaco pueden emplear el registro de imágenes basado en *hardware*, matrices 2-D de alta densidad, o el registro de *software* de planos de escaneo a medida que se adquiere un volumen de tejido. La imagenología en 3-D permite visualizar datos de volumen en múltiples planos de imagen y permiten la adecuada medición del volumen de la lesión.

Elastografía por ultrasonido

La palpación es un método efectivo para la detección de tejido anormal basado en la detección de cambios en la rigidez del tejido o en la elasticidad, y puede brindar la señal más temprana de la enfermedad, incluso cuando los estudios de imágenes convencionales son normales. La elastografía por ultrasonido brinda un método no invasivo para la evaluación de la rigidez del tejido.⁸

El contraste de tejido en las imágenes de ultrasonido convencionales se basa en el **módulo volumétrico** determinado por la composición molecular del tejido, mientras que la elastografía refleja las propiedades de corte que se determinan por un mayor nivel de organización del tejido, el **módulo de deformación**. Este nivel más alto de organización de los tejidos tiene más

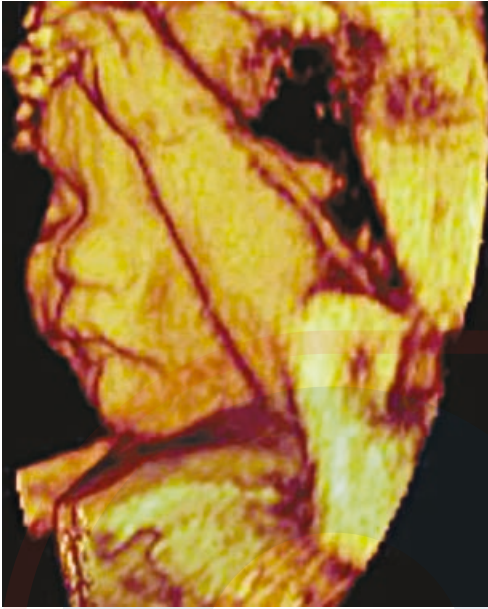


FIG. 1.21 Imagen de ultrasonido tridimensional, feto de 24 semanas. El ultrasonido tridimensional permite la colección y revisión de los datos obtenidos desde un volumen de tejido en planos de imágenes múltiples, así como una representación de las características superficiales.

probabilidades de ser alterado por la enfermedad. El rango dinámico del módulo de deformación es mayor varios órdenes de magnitud que el del módulo volumétrico, lo que permite una resolución de contraste muy superior a la de las imágenes por ultrasonido convencional.⁹ La elastografía, además, ofrece el potencial para un alto grado de sensibilidad y especificidad en la diferenciación de tejidos normales y anormales.^{8,10,11}

La rigidez del tejido o la elasticidad se expresa por el **módulo de Young** –la relación de la presión de compresión (estrés) y la deformación resultante (esfuerzo)

$$E = \sigma/\epsilon$$

donde E es el módulo de Young expresado en Pa (**pascales**), σ es el estrés, expresado en Newtons, y ϵ es el desplazamiento expresado en m².

La elastografía basada en ultrasonido permite el estudio del comportamiento elástico del tejido mediante dos enfoques generales (Fig. 1.22): elastografía de esfuerzo y elastografía de onda de corte.

Elastografía de esfuerzo

La elastografía de esfuerzo involucra la medición del desplazamiento del tejido longitudinal antes y después de la compresión, usualmente por manipulación manual del transductor de ultrasonido (ver Fig. 1.22A). El rastreo del moteado usando radiofrecuencia retrodispersada o Doppler se emplea para evaluar el movimiento del tejido. La elastografía de esfuerzo no puede determinar el módulo de Young debido a que la presión de compresión (tensión) no se puede medir de manera directa. En su lugar, las proporciones de esfuerzo se estiman al comparar el

Puntos clave de la elastografía por ultrasonido

- Las imágenes de ultrasonido se basan en el módulo volumétrico del tejido, y refleja las interacciones a nivel molecular.
- Los cambios en la rigidez del tejido que se basan en el módulo de cizalla del tejido son indicadores importantes de enfermedad.
- La elastografía por ultrasonido brinda valoración relativa y cuantitativa de la rigidez del tejido.
- La elastografía por ultrasonido se basa en la organización del tejido (módulo de deformación).
- La elastografía de esfuerzo brinda un indicador de la rigidez relativa del tejido.
- La elastografía de onda de corte provee un estimado cuantitativo de la rigidez del tejido (módulo de deformación).

esfuerzo de la lesión que rodea los tejidos normales y se muestran en la imagen en diferentes tonos de gris o por medio de mapas de color (Fig. 1.23). La elastografía de esfuerzo provee una indicación de la rigidez relativa de un área de interés, comparada con sus alrededores.

Elastografía de onda de corte

La compresión longitudinal del tejido resulta en la generación de ondas de corte transversales^{12,13} (ver Fig. 1.22B). En la elastografía de onda de corte, las ondas de corte se generan por compresión repetitiva producida por pulsos de alta intensidad desde el transductor de ultrasonido (ver Fig. 1.22B). En contraste con las ondas de compresión longitudinales, que se propagan muy rápidamente en el cuerpo humano (≈ 1540 m/s), las ondas de corte se propagan lentamente ($\approx 1-50$ m/s). Las ondas de corte son rastreadas con imágenes de alto ritmo de cuadros para determinar su velocidad. La **velocidad de propagación de las ondas de corte** es directamente proporcional al módulo de Young y provee una estimación cuantitativa de la rigidez del tejido^{14,15} (Fig. 1.24).

CALIDAD DE LA IMAGEN

Los determinantes clave de la calidad de una imagen de ultrasonido son su resolución espacial, de contraste y temporal, así como la ausencia de ciertos artefactos.

Resolución espacial

La habilidad de diferenciar dos objetos ubicados cercanamente como distintas estructuras está determinada por la resolución espacial del dispositivo de ultrasonido. La resolución espacial debe considerarse en tres planos, con diferentes determinantes de resolución para cada uno. La más simple es la resolución a lo largo del eje del haz del ultrasonido, o **resolución axial**. En el ultrasonido de onda pulsada, el transductor introduce una serie de explosiones breves de sonido en el cuerpo. Cada pulso del ultrasonido consta típicamente de dos o tres ciclos de sonido. La longitud del pulso es el producto de la longitud de onda y del número de ciclos en el pulso. La resolución axial, la máxima resolución a lo largo del eje del haz, se determina por la longitud del pulso (Fig. 1.25). Debido a que la frecuencia del ultrasonido y la longitud de onda están inversamente

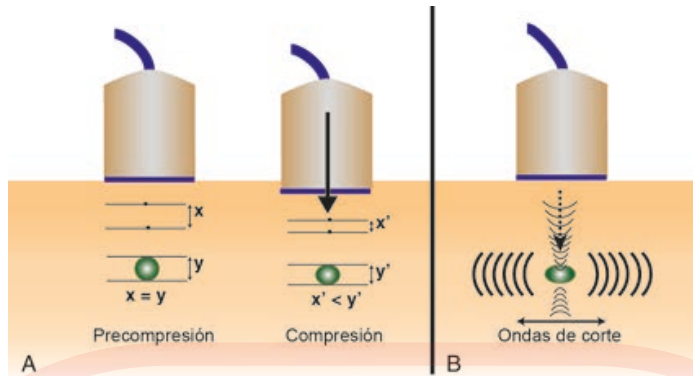


FIG. 1.22 Elastografía. A) Elastografía de esfuerzo (SE), y B) elastografía de onda de corte (SWE). Los elastogramas de esfuerzo son imágenes de la rigidez del tejido generados por análisis del desplazamiento de las manchas antes y después de la compresión mecánica del tejido. El marco de precompresión se compara con un marco obtenido después de la compresión. En este ejemplo, la lesión es comprimida mucho menos que el tejido circundante, lo que indica rigidez relativa. La SE no es cuantitativa e indica solo la dureza o rigidez relativa de las lesiones, comparada con sus alrededores. En la SWE (B) los pulsos de compresión de alta intensidad desde el transductor se enfocan en un área de interés, lo que da como resultado la generación de ondas de corte de baja frecuencia. El desplazamiento de las manchas resultante de las ondas de corte (transversales) se rastrea con múltiples cuadros con el fin de estimar la velocidad de la onda de corte. La velocidad de la onda de corte se relaciona de forma directa con el módulo de Young, lo que permite un estimado cuantitativo de la rigidez del tejido.

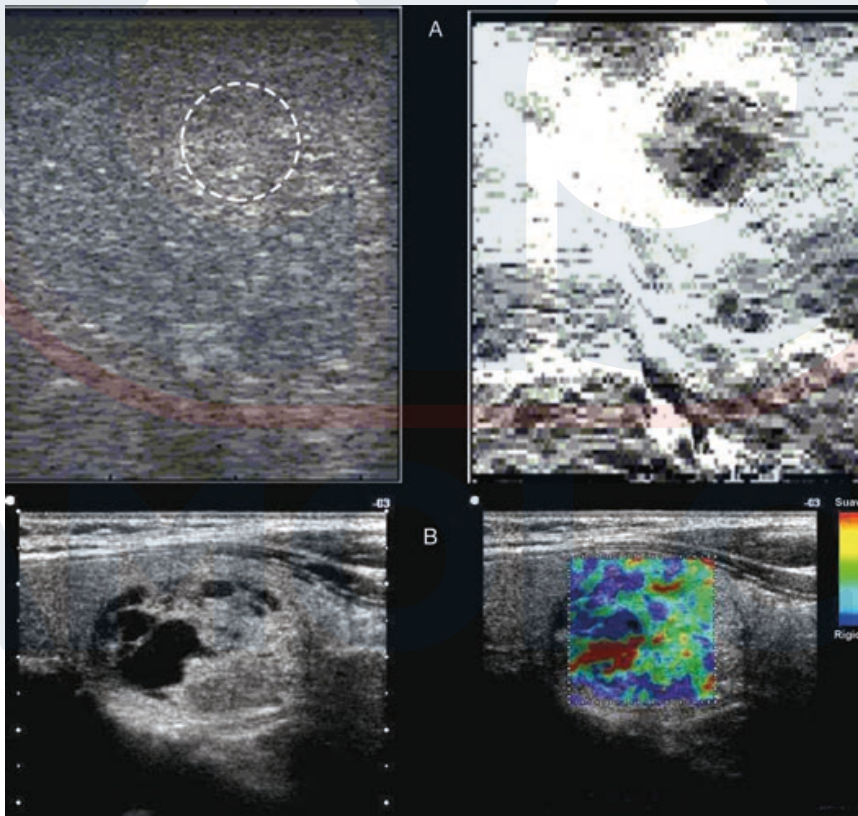


FIG. 1.23 Elastogramas de esfuerzo. Los cuadros superiores (A) muestran las imágenes *in vivo* del hígado de un cerdo que tiene una lesión producida por la inyección de un pequeño volumen de etanol absoluto. En la imagen de precompresión (*izquierda*), la lesión localizada en el círculo es invisible. El elastograma (*derecha*) claramente delinea la lesión como un área de rigidez incrementada, comparada con el tejido circundante. Los cuadros inferiores (B) muestran una imagen en escala de grises (*izquierda*) y el elastograma de esfuerzo (*derecha*) de un nódulo sólido mixto y tiroideo quístico. En el elastograma, el mapa de color muestra rigidez relativa con áreas más suaves que aparecen como sombras rojas, anaranjadas y amarillas, y más rígidas como áreas azules oscuras. El nódulo es heterogéneo, con las porciones quísticas relativamente incompresibles diferenciadas del tejido circundante más compresible (Cortesía de P. O'Kane, Thomas Jefferson University).

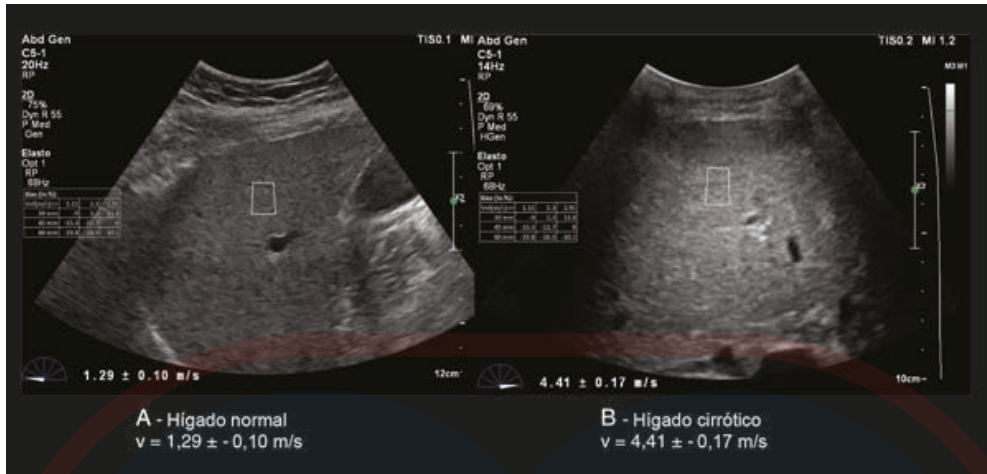


FIG. 1.24 Elastograma de onda de corte de hígado (A) normal y (B) con cirrosis crónica. Las velocidades de las ondas de corte se miden en las muestras de tejido del hígado por elastografía de onda, la cual indica una velocidad de $1,29 \pm 0,10$ m/s en el hígado normal, en comparación con una velocidad de $4,41 \pm 0,17$ m/s en el hígado cirrótico. La onda de corte incrementada se asocia con rigidez aumentada del tejido debido a fibrosis hepática (Cortesía de P. O’Kane, Thomas Jefferson University).

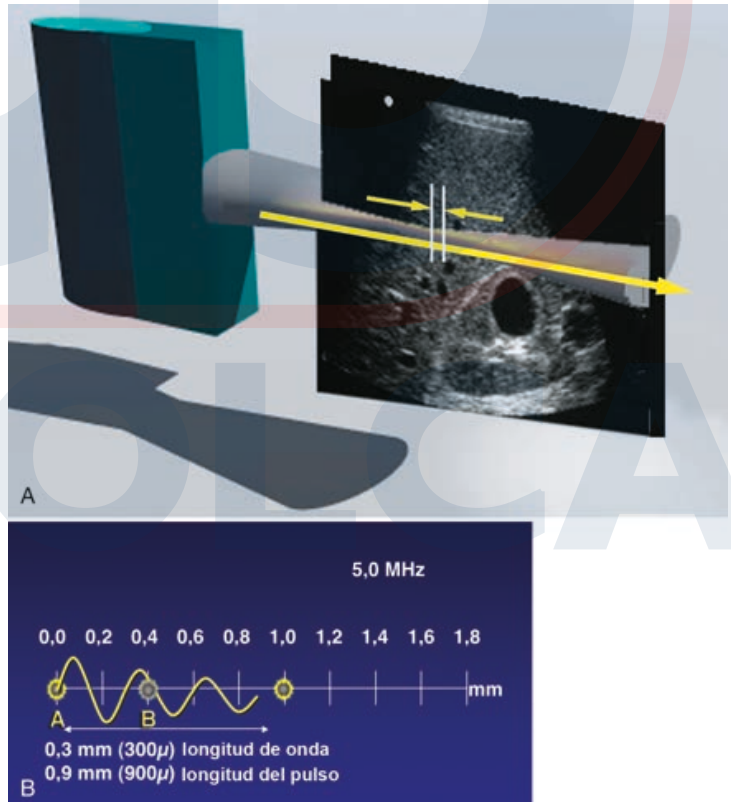


FIG. 1.25 Resolución axial. La resolución axial es la resolución a lo largo (A) del eje del haz, y se determina por (B) la longitud del pulso. La longitud del pulso es el producto de la longitud de onda (la cual disminuye a medida que aumenta la frecuencia) y el número de ondas (usualmente dos a tres). Debido a que la longitud del pulso determina la resolución axial, frecuencias de transductor más altas proveen mayor resolución de la imagen. En (B), por ejemplo, un transductor operando a 5 MHz produce sonido con una longitud de onda de 0,31 mm. Si cada pulso consiste en tres ciclos de sonido, la longitud del pulso es levemente menor de 1 mm, y los objetos A y B, los cuales están a 0,5 mm de distancia, no se pueden distinguir como estructuras separadas. Si la frecuencia del transductor se incrementa a 15 MHz, la longitud del pulso es menor de 0,3 mm, lo que permite identificar a A y B como estructuras separadas.

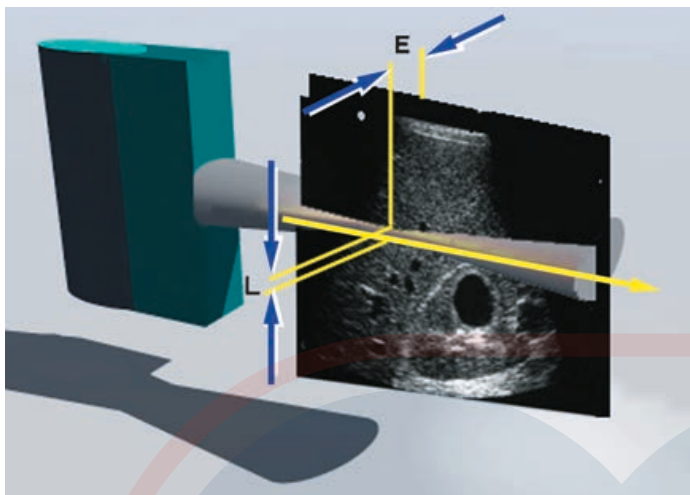


FIG. 1.26 Resolución lateral y de elevación. La resolución en los planos perpendiculares al eje del haz es un importante determinante de la calidad de la imagen. La **resolución lateral (L)** es la resolución en el plano perpendicular al haz y paralelo al transductor, y está determinada por el ancho del haz del ultrasonido. La resolución lateral se controla enfocando el haz, por lo general por fase electrónica, para alterar el ancho del haz a una profundidad de interés seleccionada. El acimut, o **resolución de elevación (E)**, está determinado por el espesor de corte en el plano perpendicular al haz y al transductor. La resolución de elevación es controlada por la construcción del transductor. La resolución lateral y la resolución de elevación son menores que la resolución axial.

relacionadas, la longitud del pulso decrece a medida que la frecuencia de la imagen aumenta. Dado que la longitud del pulso determina la resolución máxima a lo largo del eje del haz de ultrasonido, *frecuencias altas del transductor brindan una mayor resolución de imagen*. Por ejemplo, un transductor que opera a 5 MHz produce sonido con una longitud de onda de 0,308 mm. Si cada pulso consiste en tres ciclos de sonido, la longitud del pulso es levemente menor a 1 mm, y esto la convierte en la máxima resolución a lo largo del eje del haz. Si la frecuencia del transductor se incrementa a 15 MHz, la longitud del pulso es menor de 0,4 mm, lo que permite la resolución de detalles menores.

Además de la resolución axial, también se debe considerar la resolución en los planos perpendiculares al eje. La **resolución lateral** se refiere a la resolución en el plano perpendicular al haz paralelo al transductor, y se determina por el **ancho** del haz del ultrasonido. La resolución en acimut, o **resolución de elevación**, se refiere al **espesor** de corte en el plano perpendicular al haz y al transductor (Fig. 1.26). El ancho y el espesor del haz del ultrasonido son importantes determinantes de la calidad de la imagen. El ancho y el espesor excesivos del haz limitan la habilidad de delinear características pequeñas y pueden oscurecer el sombreado y el realzado de las estructuras pequeñas, tales como microcalcificaciones de seno y pequeños quistes tiroides. El ancho y el espesor del haz del ultrasonido determinan la resolución lateral y la resolución de elevación, respectivamente. Las resoluciones lateral y de elevación son significativamente más deficientes que la resolución axial del haz. La resolución lateral es controlada por el enfoque del haz, de forma usual por fase electrónica, para alterar el ancho del haz a la profundidad de interés. La resolución de elevación se determina por la construcción del transductor y, por lo general, no puede ser controlada por el usuario.

DIFICULTADES EN LAS IMÁGENES

En el ultrasonido, tal vez más que en otros métodos de imágenes, la calidad de la información obtenida está determinada por la habilidad del usuario para reconocer y evitar artefactos y complicaciones. Muchos artefactos en las imágenes son inducidos por

errores en la técnica de escaneo o por el uso inapropiado del instrumental y, por tanto, son prevenibles. Los artefactos pueden causar un mal diagnóstico u ocultar importantes hallazgos. El entendimiento de los artefactos es esencial para la correcta interpretación de los exámenes por ultrasonido.

Muchos artefactos sugieren la presencia de estructuras que, en realidad, no están presentes. Estos incluyen reverberación, refracción y lóbulos laterales. Los **artefactos de reverberación** surgen cuando la señal del ultrasonido se refleja de forma repetida entre interfaces altamente reflectivas y que, de forma habitual, están, pero no siempre, cerca del transductor (Fig. 1.27). Las reverberaciones pueden dar la falsa impresión de estructuras sólidas en áreas en las que solo se presenta fluido. Algunos tipos de reverberación pueden ser útiles debido a que permiten la identificación de un tipo específico de reflector, tal como un clip quirúrgico. Los artefactos de reverberación pueden reducirse o eliminarse al cambiar el ángulo de escaneo o la localización del transductor para evitar interfaces paralelas que contribuyen al artefacto.

La **refracción** causa la flexión del haz de sonido de modo que los objetivos que no están a lo largo del eje del transductor son insonados. Sus reflexiones, entonces, se detectan y muestran en la imagen. Esto puede causar que aparezcan estructuras que, en realidad, se encuentran fuera del volumen que el investigador supone que está siendo examinado (ver Fig. 1.7). De forma similar, los lóbulos laterales pueden producir ecos confusos que surgen de los haces de sonido que recaen fuera del haz de ultrasonido principal (Fig. 1.28). Estos **artefactos de lóbulos laterales** son de importancia clínica debido a que pueden crear la impresión de estructuras o residuos en estructuras llenas de fluidos (Fig. 1.29). Los lóbulos laterales también pueden resultar en errores de medición, lo que reduce la resolución lateral. Así como con otros artefactos, el reposicionamiento del transductor y su zona focal o cuando se utilizan diferentes transductores normalmente permite la diferenciación de artefactos de los verdaderos ecos.

Los artefactos también pueden remover ecos reales de la pantalla u oscurecer la información, y se pueden perder importantes características patológicas. El **oscurecimiento** resulta cuando hay una reducción marcada de la intensidad de la profundidad del

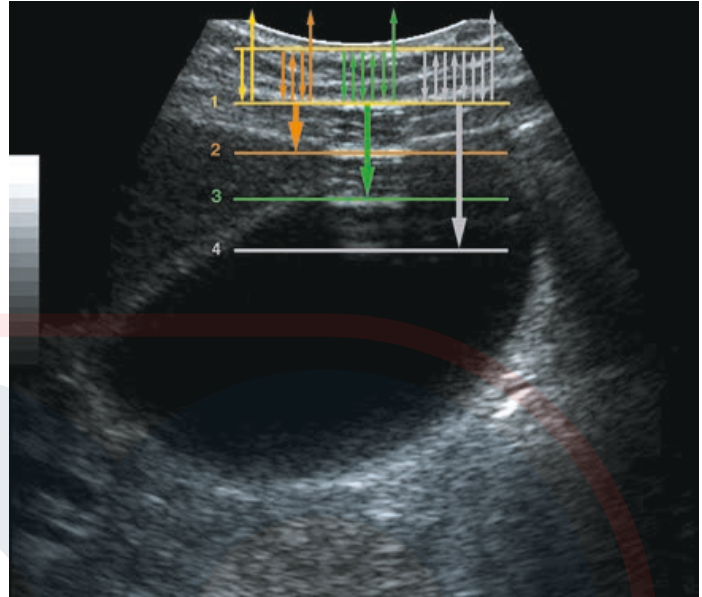


FIG. 1.27 Artefacto de reverberación. Los artefactos de reverberación surgen cuando la señal del ultrasonido se refleja de forma repetida entre las interfaces altamente reflectivas cerca del transductor, y resulta en un eco retrasado que regresa al transductor. Esto aparece en la imagen como una serie de ecos espaciados de manera regular a mayor profundidad. El eco a profundidad 1 se produce por reflexión simple desde una interfaz fuerte. Los ecos a niveles de 2, 3 y 4 se producen por múltiples reflexiones entre esta interfaz y la superficie (imagen simulada).

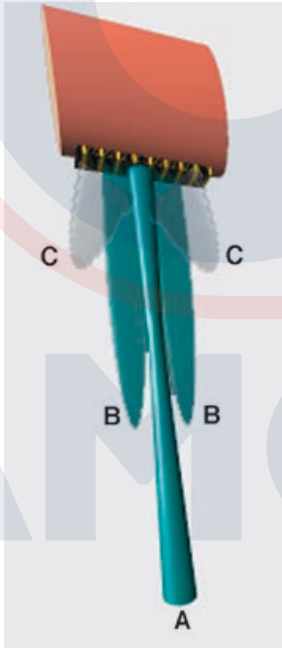


FIG. 1.28 Lóbulos laterales. Aunque la mayoría de la energía generada por un transductor es emitida en un haz a lo largo del eje central del transductor (A), algo de energía también se emite en la periferia del haz primario (B y C). Estos son llamados lóbulos laterales y son de menor intensidad que el haz primario. Los lóbulos laterales pueden interactuar con reflectores fuertes que recaen fuera del plano de escaneo y producen artefactos que se visualizan en la imagen del ultrasonido (ver también Fig. 1.29).



FIG. 1.29 Artefacto de lóbulo lateral. La imagen transversal de la vesícula biliar revela un eco interno brillante (A) que sugiere una banda o septo en la vesícula biliar. Este es un artefacto del lóbulo lateral relacionado con la presencia de un reflector fuerte fuera del plano (B), medial a la vesícula biliar. Los ecos de bajo nivel en la porción dependiente de la vesícula (C) también son de artefactos y son causados por el mismo fenómeno. Los artefactos de los lóbulos laterales y del espesor de corte son de importancia clínica debido a que pueden crear la impresión de residuos en las estructuras llenas de fluido.

ultrasonido para un reflector fuerte o un atenuador. El oscurecimiento causa pérdida parcial o completa de información debido a la atenuación del sonido por estructuras superficiales. Otra causa común de la pérdida de información de la imagen es el ajuste inadecuado del sistema de ganancia y los **ajustes de la TGC**. Muchos ecos de bajo nivel están cerca de los niveles de ruido del equipo, y se necesita una considerable habilidad y experiencia

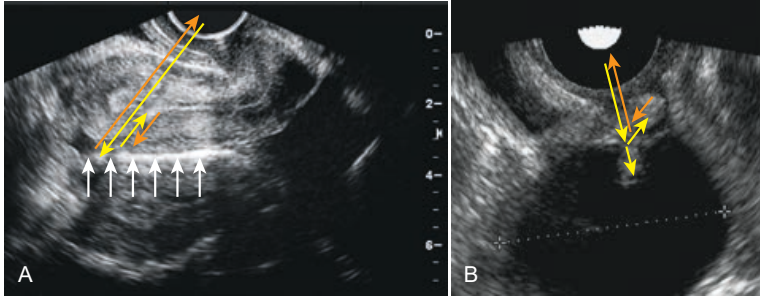


FIG. 1.30 Artefacto multivía. A) Imagen espejular del útero creada por la reflexión del sonido desde una interfaz producida por gas en el recto. **B)** Los ecos reflejados desde la pared de un quiste de ovario crean vías de ecos complejas que retrasan el regreso de los ecos al transductor. En ambos ejemplos, el camino más largo del sonido reflejado resulta en la visualización de ecos a una mayor profundidad en la que deben aparecer normalmente. En **(A)** esto resulta en una imagen artefactual del útero que aparece en la localización del recto. En **(B)**, el efecto es más sutil y más probablemente causa mal diagnóstico debido a que el artefacto sugiere un nódulo mural, el cual es en realidad un quiste de ovario.

para ajustar el instrumental para visualizar el máximo de información con el mínimo ruido. Ángulos de escaneos deficientes, penetración inadecuada y escasa resolución pueden resultar en pérdida de información. La selección descuidada de la frecuencia del transductor y la falta de atención a las características focales del haz causarán pérdida de información clínica importante de reflectores de baja amplitud y profundos, así como de objetivos pequeños. Los artefactos del ultrasonido pueden alterar el tamaño, la forma y la posición de las estructuras. Por ejemplo, un **artefacto multitrayecto** se forma cuando el trayecto del eco que regresa no es el esperado, lo que resulta en la visualización del eco en una localización inadecuada en la imagen (Fig. 1.30).

Sombreado y realce

Aunque la mayoría de los artefactos degradan la imagen del ultrasonido e impiden la interpretación, dos artefactos de valor clínico son el sombreado y el realce. De nuevo, el oscurecimiento resulta cuando un objeto (p. ej., cálculos) atenúa el sonido de forma más rápida que los tejidos circundantes. El **realzado** resulta cuando un objeto (p. ej., quistes) atenúa menos que los tejidos circundantes. La falla de la TGC aplicada al tejido normal para compensar de manera adecuada para la atenuación de las estructuras altamente atenuadas (sombreado) y las más débilmente atenuadas (realce), produce el artefacto (Fig. 1.31). Debido a que la atenuación se incrementa con la frecuencia, los efectos del sombreado o realce son mayores a frecuencias más altas que bajas. La visibilidad del sombreado y el realzado se reduce con un ancho de haz excesivo, con la localización inadecuada de la zona focal y el uso de la composición espacial.

ECOGRAFÍA DOPPLER

Las imágenes de ultrasonido de modo-B convencionales usan técnicas de transmisión del pulso del eco, de detección y de visualización. Pulsos breves de la energía de ultrasonido emitida por el transductor se reflejan desde las interfaces acústicas en el cuerpo. La sincronización precisa del tiempo permite la determinación de la profundidad desde la cual se origina el eco. Cuando el ultrasonido de onda pulsada se refleja desde una interface, la

señal retrodispersada (reflejada) contiene información de amplitud, fase y frecuencia (Fig. 1.32). Esta información permite la interferencia de la posición, la naturaleza y el movimiento de la interface que refleja el pulso. Las imágenes de ultrasonido de modo-B usan solo la información de la amplitud en la señal retrodispersada para generar la imagen, con diferencias en la fuerza de los reflectores visualizados en la imagen en tonos de gris variables. Los objetivos de movimiento rápido, tales como células sanguíneas en el torrente sanguíneo, producen ecos de baja amplitud que, de forma habitual, no se visualizan, lo que resulta en un patrón relativamente anecoico en la luz de los vasos sanguíneos.

Aunque la visualización de la escala de grises recae en la amplitud de la señal del ultrasonido retrodispersado, se presenta información adicional en los ecos que regresan que pueden usarse para evaluar el movimiento de los objetivos móviles.¹⁶ Cuando el sonido de alta frecuencia choca con una interfaz estacionaria, el ultrasonido reflejado tiene esencialmente la misma frecuencia o longitud de onda que el ultrasonido transmitido. Si la interfaz reflejada se está moviendo con respecto al haz del sonido emitido por el transductor, no obstante hay un cambio en la frecuencia del sonido retrodispersado por el movimiento del objeto (Fig. 1.33). Este cambio en la frecuencia es directamente proporcional a la velocidad de la interfaz reflejada relativa al transductor y es el resultado del **efecto Doppler**. La relación de la frecuencia del ultrasonido que regresa y la velocidad del reflector se describe por la ecuación Doppler, como sigue:

$$\Delta F = (F_R - F_T) = 2 \cdot F_T \cdot v/c$$

El **cambio de frecuencia Doppler** es ΔF ; F_R es la frecuencia del sonido reflejado desde el objetivo en movimiento; F_T es la frecuencia del sonido emitido desde el transductor; v es la velocidad del objetivo desde el transductor, y c es la velocidad del sonido en el medio. El cambio de frecuencia Doppler (ΔF) aplica solo si el objetivo se mueve directamente hacia o desde el transductor (Fig. 1.34A). En la mayoría de los contextos clínicos, la dirección del haz del ultrasonido rara vez es directamente hacia o desde la dirección del flujo, y el haz del ultrasonido, por lo general, enfoca el objetivo en movimiento en un ángulo designado como

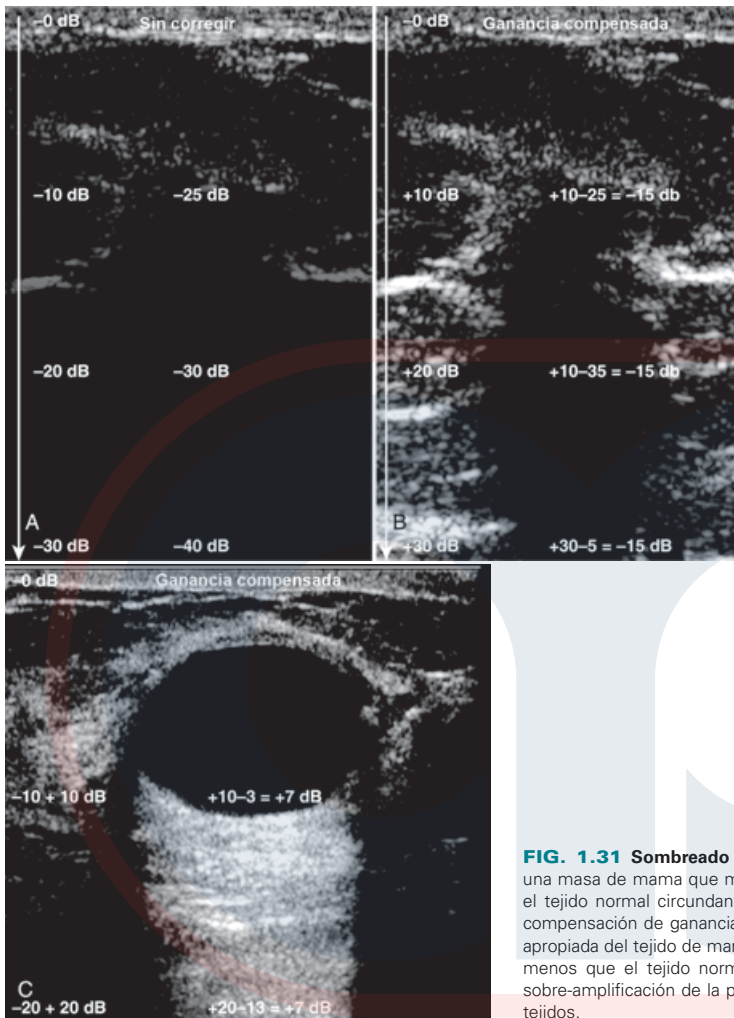


FIG. 1.31 Sombreado y realzado. **A)** Imagen sin corregir de la sombra de una masa de mama que muestra que la masa se atenúa 25 dB, 15 dB más que el tejido normal circundante, el cual solo se atenúa 10 dB. **B)** La aplicación de compensación de ganancia de tiempo apropiada (TGC) provoca una visualización apropiada del tejido de mama normal. **C)** De igual forma, el quiste se atenúa 7 dB menos que el tejido normal, y la corrección TGC del tejido normal resulta en sobre-amplificación de la profundidad de la señal, lo que produce realce de esos tejidos.

el ángulo Doppler (Fig. 1.34B). En este caso, ΔF se reduce en proporción al coseno de este ángulo como sigue:

$$\Delta F = (F_R - F_T) = 2 \cdot F_T \cdot v \cdot \cos\theta / c$$

donde θ es el ángulo entre el eje del flujo y el haz de ultrasonido incidente. Si el ángulo Doppler se puede medir, es posible estimar la velocidad del flujo. La estimación precisa de la velocidad del objetivo requiere la medición precisa del cambio de frecuencia Doppler y el ángulo de insonación a la dirección del objetivo en movimiento. Ya que el ángulo Doppler (θ) enfoca 90 grados, el coseno de θ enfoca 0. A un **ángulo de 90 grados**, no hay movimiento relativo del objetivo hacia o desde el transductor, y no se detecta **cambio de frecuencia Doppler** (Fig. 1.35). Debido a que el coseno del ángulo Doppler cambia rápidamente para ángulos de más de 60 grados, la corrección precisa del ángulo requiere que las mediciones Doppler se hagan a ángulos de menos de 60 grados. Por arriba de 60 grados, cambios relativamente

pequeños en el ángulo Doppler se asocian con grandes cambios en $\cos\theta$, y, por ende, un pequeño error en la estimación del ángulo Doppler puede resultar en un gran error en la estimación de la velocidad. Estas consideraciones son importantes al usar instrumentos Doppler dúplex y color. Las imágenes óptimas de las paredes vascular se obtienen cuando el eje del transductor está perpendicular a la pared, mientras que las diferencias de frecuencia Doppler se obtienen cuando el eje del transductor y la dirección del flujo están a un ángulo relativamente pequeño.

En aplicaciones vasculares periféricas, es altamente deseable que las *frecuencias Doppler sean corregidas para el ángulo Doppler para aportar la medición de la velocidad*. Esto permite la comparación de datos desde sistemas que usan diferentes frecuencias Doppler y eliminan el error de la interpretación de los datos de frecuencia obtenidos a diferentes ángulos Doppler. Para aplicaciones abdominales, se recomiendan las mediciones de velocidad de ángulo corregido, aunque a menudo se hacen valoraciones cuantitativas del flujo usando solo los datos de cambio de frecuencia Doppler.

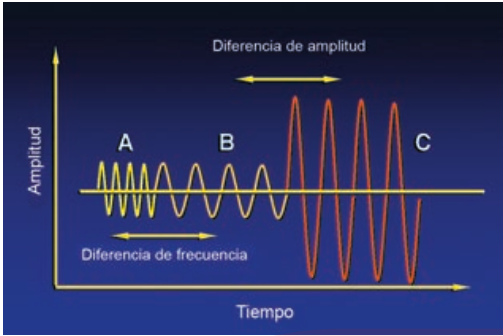


FIG. 1.32 Información retrodispersada. La señal del ultrasonido retrodispersado contiene información de amplitud, fase y frecuencia. Las señales *B* y *C* difieren en amplitud, pero tienen la misma frecuencia. Las diferencias de amplitud se usan para generar imágenes en modo-B. Las señales *A* y *B* difieren en frecuencia, pero tienen amplitudes similares. Tales diferencias de frecuencia son la base del ultrasonido Doppler.

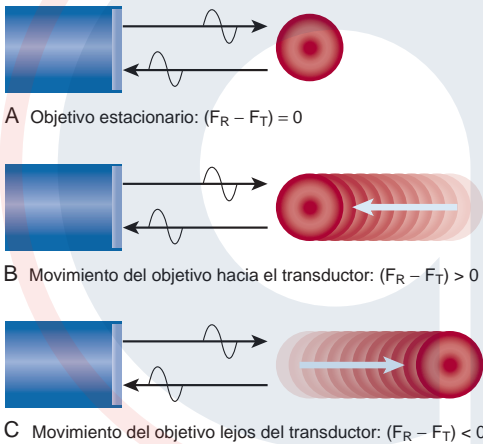


FIG. 1.33 Efecto Doppler. **A) Objetivo estacionario.** Si la interfaz reflectante es estacionaria, el ultrasonido retrodispersado tiene la misma frecuencia o longitud de onda que el sonido transmitido, y no hay diferencia en la frecuencia transmitida (F_T) y la frecuencia reflejada (F_R). **B y C) Objetivos en movimiento.** Si la interfaz reflectante se mueve respecto al haz de sonido emitido desde el transductor, hay un cambio en la frecuencia del sonido retrodispersado por el objeto en movimiento. Cuando la interfaz se mueve hacia el transductor (**B**), la diferencia en las frecuencias reflejada y transmitida es mayor que cero. Cuando el objetivo se mueve lejos del transductor (**C**), esta diferencia es menor a cero. La ecuación Doppler se usa para relacionar este cambio en la frecuencia con la velocidad del objeto en movimiento.

Procesamiento y visualización de señales Doppler

Existen varias opciones para el procesamiento de ΔF , el cambio de frecuencia Doppler, para aportar información útil con respecto a la dirección y velocidad de la sangre. El cambio de frecuencia Doppler encontrada clínicamente está en un rango audible. Esta señal audible puede analizarse por el oído y, con entrenamiento, el operador puede identificar muchas características del flujo. Más a menudo, los datos de cambio Doppler se muestran en forma

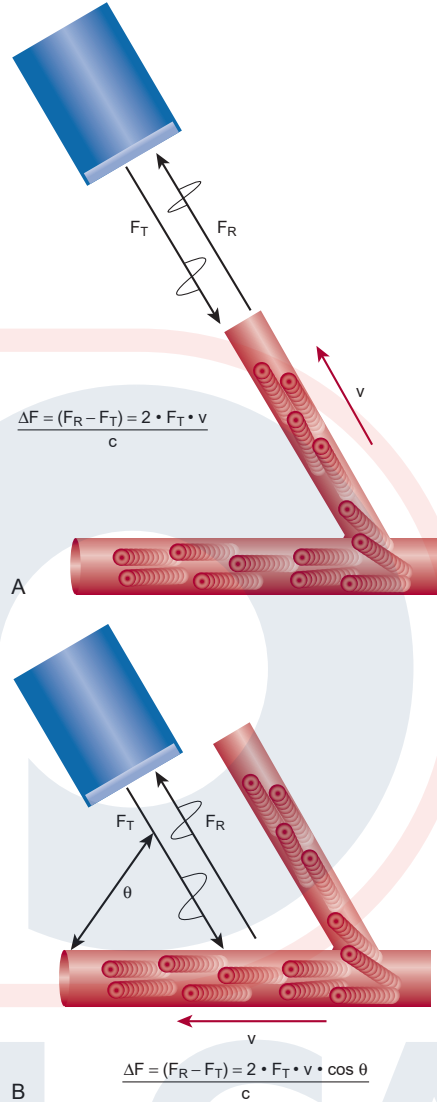


FIG. 1.34 Ecuaciones Doppler. La ecuación Doppler describe la relación del cambio de frecuencia Doppler con la velocidad del objetivo. **A)** En su forma más simple, se asume que la dirección del haz de ultrasonido es paralela a la dirección del movimiento del objetivo. Esta situación es inusual en la práctica clínica. Más a menudo, el ultrasonido se incrusta en el vaso en un ángulo θ . **B)** En este caso, el cambio de frecuencia Doppler detectado se reduce en proporción al coseno de θ . ΔF , cambio de frecuencia; F_R , frecuencia reflejada; F_T , frecuencia transmitida; v , velocidad.

gráfica como un gráfico que varía en el tiempo del espectro de la frecuencia de la señal de regreso. Se usa una transformación de Fourier rápida para realizar el análisis de frecuencia. El espectro de la frecuencia Doppler resultante muestra lo siguiente (Fig. 1.36):

- Variación en el tiempo de las frecuencias Doppler presente en el volumen muestreado

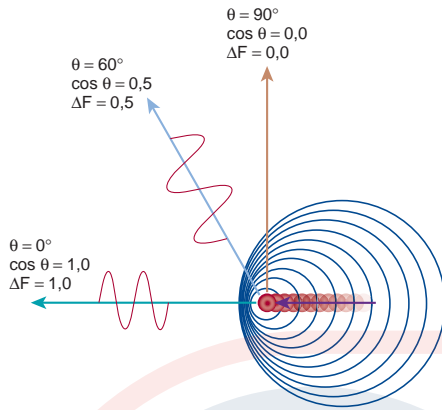


FIG. 1.35 Efecto del ángulo Doppler en el cambio de frecuencia. A un ángulo de 60 grados, el cambio de frecuencia detectada (ΔF) por el transductor es solo de 50% del cambio detectado a un ángulo de 0 grados. A 90 grados, no hay movimiento relativo del objetivo hacia o lejos del transductor, y no se detecta cambio de frecuencia. El cambio de frecuencia Doppler detectada se reduce en proporción al coseno del ángulo Doppler. Debido a que el coseno del ángulo cambia rápidamente en ángulos por encima de los 60 grados, se recomienda el uso de los ángulos Doppler menores de 60 grados para hacer estimados de las velocidades.

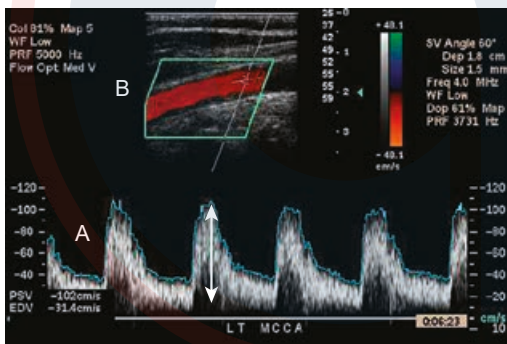


FIG. 1.36 Visualización Doppler. A) La forma de onda del espectro de frecuencia Doppler muestra cambios en la velocidad de flujo y la dirección por desviaciones verticales de la forma de la onda sobre y debajo de la línea de base. El ancho de la forma de la onda espectral (ensanchamiento espectral) se determina por el rango de frecuencias presentes en cualquier instante en el tiempo (flecha). Se usa una escala de luminosidad (gris) para indicar la amplitud de cada componente de frecuencia. B) Imagen Doppler a color. Los datos de amplitud de objetivos estacionarios brindan la base de la imagen en modo-B. La fase de la señal brinda información acerca de la presencia y dirección del movimiento, y los cambios en la frecuencia se relacionan con la velocidad del objetivo. Las señales retrodispersadas desde los glóbulos rojos se visualizan en color como una función de su movimiento hacia o lejos del transductor, y el grado de saturación de color se usa para indicar el cambio de frecuencia desde los glóbulos rojos en movimiento.

- La **envoltura del espectro**, que representa las frecuencias máximas presentes en cualquier punto de tiempo
- El **ancho del espectro** en cualquier punto, que indica el rango de frecuencias presente

La amplitud de la señal Doppler se relaciona con el número de objetivos en movimiento a una velocidad dada. En muchos

instrumentos, la amplitud de cada componente de frecuencia se muestra en escala de grises como parte del espectro. La presencia de un gran número de frecuencias diferentes en un punto dado en el ciclo cardíaco resulta en un **ensanchamiento espectral**.

En los sistemas de imágenes Doppler a color se muestra una presentación del cambio de frecuencia Doppler como una característica de la imagen en sí (ver Fig. 1.36). Además de la detección del cambio de frecuencia Doppler de cada pixel de la imagen, estos sistemas pueden brindar también una onda Doppler pulsada de rango cerrado, con análisis espectral para la visualización de datos Doppler.

Instrumentación Doppler

En contraste con el modo-A, el modo-M y la ultrasonografía en modo B en escala de grises, las cuales muestran la información desde las interfaces del tejido, los instrumentos de ultrasonido Doppler se optimizan para mostrar la información del **fluido**. Los dispositivos Doppler más simples usan **Doppler de onda continuas (CW)** en vez de ultrasonido de onda pulsada, usando dos transductores que transmiten y reciben ultrasonido de forma continua. Los haces transmitido y recibido se superponen en un volumen sensible a alguna distancia desde la cara del transductor (Fig. 1.37A). Aunque la dirección del flujo se puede determinar con Doppler CW, estos dispositivos no permiten la discriminación del movimiento que vienen desde distintas profundidades, y la fuente de la señal que está siendo detectada es difícil, si no imposible, de acertar con seguridad. Los instrumentos Doppler CW baratos y portátiles se usan principalmente de cabecera o de manera intraoperatoria para confirmar la presencia de flujo en los vasos superficiales.

Debido a las limitaciones de los sistemas de CW, la mayoría de las aplicaciones usan Doppler pulsado de rango cerrado. En lugar de una emisión de onda continua de ultrasonido, los dispositivos Doppler de onda pulsada emiten breves pulsos de energía de ultrasonido (ver Fig. 1.37B). Usando pulsos de sonido es posible el empleo del intervalo de tiempo entre la transmisión de un pulso y el regreso del eco, como una medida para determinar la profundidad desde la cual surge el desplazamiento Doppler. Los principios son similares a los principios de rango de eco usados para las imágenes (ver Fig. 1.4). En un sistema Doppler de onda pulsada, el volumen sensible desde el cual los datos de flujo son muestreados puede controlarse en términos de forma, profundidad y posición. Cuando la onda pulsada Doppler se combina con un reproductor de imagen 2-D, en tiempo real, modo B en forma de un **escáner dúplex**, la posición de la muestra Doppler puede controlarse y monitorearse de manera precisa.

En las imágenes Doppler a color (Fig. 1.38A), la información de cambio de frecuencia determinada a partir de las mediciones Doppler se muestra como una característica de la imagen en sí.¹⁷ Objetivos estacionarios o que se mueven lentamente brindan la base de las imágenes en modo-B. La **fase de la señal** aporta información acerca de la presencia y dirección del movimiento, y los cambios en la frecuencia de la señal del eco relacionada con la velocidad del objetivo. Las señales retrodispersadas desde los glóbulos rojos se muestran en color como función de su movimiento hacia o desde el transductor, y el grado de saturación del color se usa para indicar el cambio de frecuencia relativa producido por el movimiento de los glóbulos rojos.

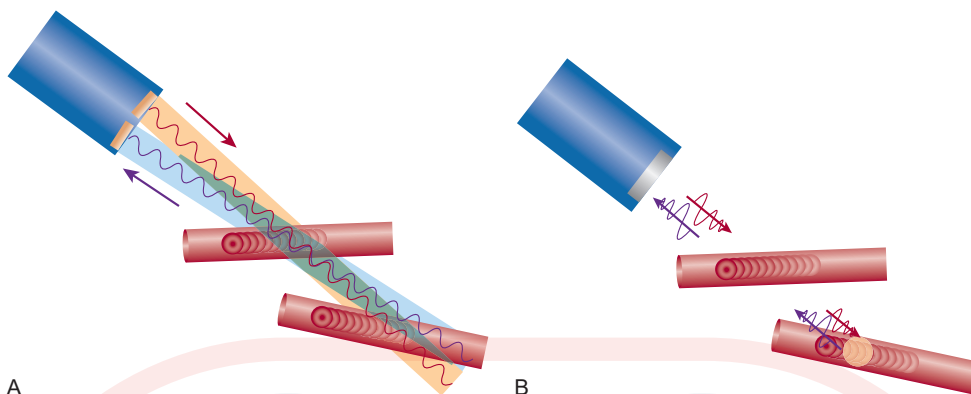


FIG. 1.37 Doppler de onda continua y de onda pulsada. **A)** El **Doppler de onda continua (CW)** utiliza cristales de transmisión y recepción separados que reciben y transmiten ultrasonidos continuamente. Aunque capaz de detectar la presencia y dirección del flujo, los dispositivos CW son incapaces de distinguir las señales que surgen desde los avasos a diferentes profundidades (*área verde sombreada*). **B)** Usando el principio del rango del ultrasonido (ver Fig. 1.4), el **Doppler de onda pulsada** permite el muestreo de los datos de flujo desde profundidades seleccionadas, por procesamiento de las señales que regresan al transductor después de intervalos cronometrados de manera precisa. El operador es capaz de controlar la posición del volumen de muestra y, en los sistemas dúplex, para observar la localización desde la cual se obtienen los datos Doppler.

Limitaciones de las imágenes de flujo Doppler a color

- Dependencia del ángulo
- Solapamiento
- Incapacidad de visualizar el espectro Doppler completo en la imagen
- Artefactos causados por ruido

Las **imágenes de flujo Doppler a color** (CDFI, por sus siglas en inglés) expanden la ecografía dúplex, con lo cual brindan capacidades adicionales. El uso de la saturación del color para mostrar variaciones en la frecuencia de cambio Doppler permite una estimación de la velocidad relativa desde la imagen sola, lo que hace que las vibraciones en el ángulo Doppler se noten.

La visualización del flujo a través del campo de la imagen permite observar la posición y orientación del vaso de interés en todo momento. La visualización de la información espacial con respecto a la velocidad es ideal para ver áreas pequeñas y localizadas de turbulencia en un vaso, lo cual brinda claves para estenosis o irregularidad de las paredes vasculares causadas por aterosclerosis, trauma u otra enfermedad. El flujo en los vasos se observa en todos los puntos, y se visualizan los chorros estenóticos y las áreas focales de turbulencia, lo cual podría pasarse por alto con la instrumentación dúplex. El contraste del flujo en la luz del vaso permite la visualización de vasos pequeños que no son visibles cuando se usan lectores de imágenes convencionales, y mejora la visibilidad de la irregularidad de la pared. La CDFI ayuda en la determinación de la dirección del flujo y la medición del ángulo Doppler.

Doppler de potencia

Una alternativa para la visualización de la información de frecuencia con las imágenes Doppler a color es el uso de un mapa de color que muestra la potencia integrada de la señal Doppler, en vez de su cambio de frecuencia¹⁸ (ver Fig. 1.38B). Debido a que los datos del cambio de frecuencia no se muestran, no hay solapamiento.

Ventajas del Doppler de potencia

- No hay solapamiento
- Mucha menor dependencia del ángulo
- Ruido: un fondo de color homogéneo
- Incremento de la sensibilidad para la detección del flujo

La imagen no brinda información relacionada con la dirección o velocidad del flujo, y las imágenes Doppler de potencia son mucho menos dependientes del ángulo que la visualización Doppler a color basada en frecuencia. En contraste con el Doppler a color, en el que puede aparecer el ruido en la imagen en cualquier color, el Doppler de potencia permite asignar el ruido a un fondo de color homogéneo que no interfiere en gran medida con la imagen. Esto resulta en el incremento del rango dinámico útil del escáner, lo que permite ajustes de ganancia efectivos mayores e incremento de la sensibilidad de la detección del flujo (Fig. 1.39).

Interpretación del espectro Doppler

Los componentes de los datos Doppler que se deben evaluar en la visualización espectral y en las imágenes Doppler a color incluyen el cambio de frecuencia y amplitud Doppler, el ángulo Doppler, la distribución espacial de las frecuencias a través de los vasos y la variación temporal de la señal. Debido a que la señal Doppler en sí no tiene importancia anatómica, el examinador debe interpretar dicha señal y determinar su relevancia en el contexto de la imagen.

La detección del cambio de la frecuencia Doppler indica el movimiento del objetivo, lo cual, en la mayoría de las aplicaciones, se relaciona con la presencia del flujo. El signo del cambio de la frecuencia (positivo o negativo) indica la dirección del flujo relativa al transductor. La **estenosis vascular** se asocia típicamente con cambios de frecuencia Doppler grandes en diástole y sístole en el sitio de mayor estrechamiento, con flujo turbulento en regiones postestenóticas. En los vasos periféricos, el análisis de los cambios Doppler permite la predicción precisa del grado de estrechamiento

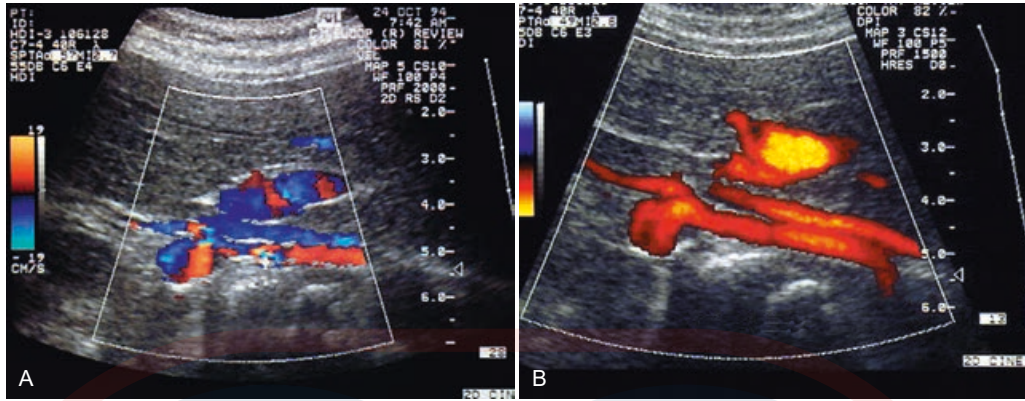


FIG. 1.38 Flujo de color y Doppler de potencia. **A)** La imagen Doppler de flujo de color usa un mapa de color para visualizar la información basada en la detección de los cambios de frecuencia desde objetivos en movimiento. El ruido en esta forma de visualización aparece a través del espectro completo de frecuencia y limita la sensibilidad. **B)** El Doppler de potencia usa un mapa de color para mostrar la distribución de la potencia o amplitud de la señal Doppler. La dirección del flujo y la información de velocidad no se proveen, pero se reduce el ruido, lo que permite ajustes de ganancia más altos y mejora en la sensibilidad para la detección del flujo.

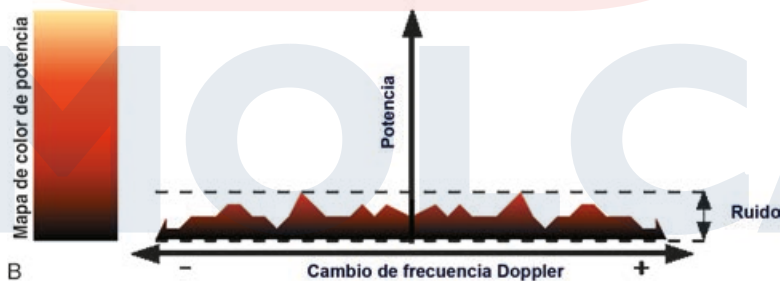
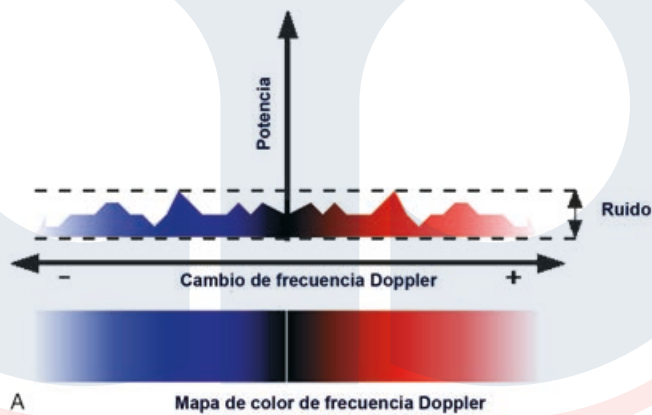


FIG. 1.39 Frecuencia y mapeo en color en modo de potencia. **A)** El Doppler a color convencional usa el mapa de color para mostrar diferencias en la dirección del flujo y en el cambio de frecuencia Doppler. Debido a que el ruido aparece sobre el espectro de frecuencia completo, los niveles de ganancia están limitados a aquellos que no introducen ruido excesivo. **B)** El mapa de color del Doppler de potencia, en contraste, indica la amplitud de la señal Doppler. Debido a que la mayor parte del ruido es de baja amplitud, es posible mapear esto a colores cercanos al fondo. Esto permite el uso de ajustes de ganancia que ofrecen mejoras significativas sobre el Doppler a color convencional en la detección del flujo.



FIG. 1.40 Impedancia. Forma de onda de alta resistencia en la arteria braquial (A), producida por inflación del manguito de presión arterial del antebrazo a una presión por encima de la presión arterial sistólica. Como resultado de la alta resistencia periférica, hay baja amplitud sistólica y flujo diastólico inverso. **Forma de onda de baja resistencia en el lecho vascular periférico (B),** causada por vasodilatación simulada por isquemia previa. Inmediatamente después de la liberación de 3 minutos de presión de oclusión, la forma de la onda Doppler mostró una amplitud incrementada y flujo anterógrado rápido durante la diástole.

vascular. La información relacionada con la resistencia del flujo en el árbol vascular distal puede obtenerse por análisis de los cambios de la velocidad sanguínea con el tiempo, como se muestra en la **visualización del espectro Doppler**. Las imágenes Doppler pueden proveer información acerca del flujo en vasos grandes y pequeños. La impedancia de los vasos pequeños se refleja en la forma de la onda Doppler de diferentes vasos. La Figura 1.40 brinda un ejemplo gráfico de los cambios en la forma de onda del espectro Doppler que resultan a partir de cambios fisiológicos en la resistencia del lecho vascular suministrada por la arteria braquial normal. La **oclusión** causa amplitud sistólica reducida y suspensión del flujo diastólico, que da como resultado una forma de onda diferente a la que se encuentra en el estado de descanso normal. Durante el periodo de isquemia inducido por la oclusión del manguito de presión de los vasos del antebrazo ocurre **vasodilatación**. Inmediatamente después de la liberación de la presión de oclusión, la forma de onda Doppler refleja un lecho vascular periférico de baja resistencia, con incremento de la amplitud sistólica, y un flujo rápido durante la diástole, típico para la vasodilatación.

Los índices Doppler incluyen la **relación sistólica/diastólica** (índice S/D), el índice resistivo (RI, por sus siglas en inglés) y el **índice de pulsatilidad** (PI, por sus siglas en inglés) (Fig. 1.41). Estos comparan el flujo sanguíneo en sistole y diástole, muestran la resistencia del flujo en el lecho vascular periférico, y ayudan a evaluar la perfusión de los tumores, los trasplantes renales, la placenta y otros órganos. Con el ultrasonido Doppler, además, es posible identificar vasos, determinar la dirección del flujo sanguíneo,

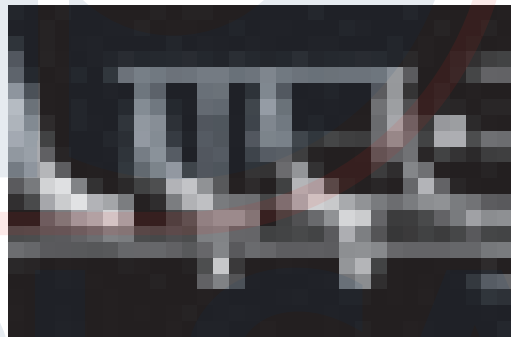


FIG. 1.41 Índices Doppler. Los índices de flujo Doppler usados para caracterizar la resistencia periférica se basan en el **pico de frecuencia sistólica o velocidad (A)**, la **frecuencia o velocidad diastólica mínima o final (B)** y la **frecuencia media o velocidad (M)**. Los índices de frecuencia más usados son la **relación sistólica/diastólica (A/B)**, el **índice de resistividad [(A-B)/A]** y el **índice de pulsatilidad [(A-B)/M]**. En el cálculo del índice de pulsatilidad se usa la velocidad diastólica mínima o frecuencia; en el cálculo de la relación sistólica a diastólica y el índice de resistividad se usa el valor de fin de la diástole.

evaluar estrechamiento u oclusión y caracterizar el flujo sanguíneo para órganos o tumores. El análisis del cambio de la frecuencia Doppler con el tiempo se puede usar para inferir estenosis proximal y cambios en la impedancia vascular distal. La mayoría de los trabajos que utilizan imágenes Doppler de onda pulsada ha enfatizado la detección de estenosis, trombosis y alteraciones del

flujo en las arterias periféricas y venas. En estas aplicaciones, la medición del pico de frecuencia o velocidad sistólica y de fin de diástole, el análisis del espectro Doppler y el cálculo de ciertos índices de velocidad o frecuencia han sido la base del análisis. Los cambios en la forma de onda espectral medida por los índices que comparan el flujo en sístole y diástole indican la resistencia del lecho vascular suministrada por el vaso, y los cambios resultantes de una variedad de condiciones patológicas.

Los cambios en los índices Doppler desde condiciones normales pueden ayudar en la identificación temprana de rechazo de órganos trasplantados, disfunción del parénquima y malignidad. Aunque útiles, estas mediciones no solo están influenciadas por la resistencia al flujo en los vasos periféricos, sino también por el ritmo cardíaco, la presión sanguínea, la longitud de la pared del vaso y la elasticidad, la compresión extrínseca de los órganos y otros factores.

Interpretación del Doppler a color

Aunque la presentación gráfica de las imágenes Doppler sugieren que la interpretación se hace más fácil, la complejidad de las imágenes Doppler a color actualmente las hace un tipo de imagen más demandada para evaluar que el simple espectro Doppler. Sin embargo, las imágenes Doppler a color tienen importantes ventajas sobre las imágenes Doppler dúplex de onda pulsada, en las cuales los datos del flujo se obtienen solo desde una pequeña porción del área que se está escaneando. Para tener confianza de que el estudio Doppler convencional ha alcanzado una sensibilidad y especificidad razonables en la detección de las alteraciones del flujo, se debe realizar una búsqueda metódica y un muestreo de múltiples sitios en el campo de interés. En contraste, los dispositivos de CDFI permiten el muestreo simultáneo de múltiples sitios y son menos susceptibles a este error.

Aunque el Doppler a color puede indicar la presencia de flujo sanguíneo, la malinterpretación de las imágenes Doppler a color puede dar como resultado errores importantes. Cada pixel de color muestra una representación del cambio de frecuencia Doppler

detectada en ese punto. El cambio de frecuencia mostrado no es el pico de frecuencia presente en el muestreo, sino en una **frecuencia media ponderada** que intenta representar el rango de frecuencias y sus amplitudes relativas en el muestreo. Los fabricantes usan diferentes métodos para derivar la frecuencia media ponderada visualizada en sus sistemas. Además, la frecuencia de repetición del pulso (PRF) y el mapa de color seleccionado para visualizar el rango detectado de las frecuencias afecta el color visualizado. El color asignado a cada pixel Doppler se determina por el cambio de frecuencia Doppler (la cual se establece por la velocidad del objetivo y el ángulo Doppler), la PRF y el mapa de color seleccionado para la visualización; además, la interpretación de una imagen Doppler a color debe considerar cada una de estas variables. Aunque la mayoría de los fabricantes brinda indicaciones en la pantalla que sugieren una relación entre el color visualizado y la velocidad del flujo, esto es engañoso debido a que el Doppler a color no muestra la velocidad y solo indica el cambio de frecuencia media ponderada medida en el vaso; sin la corrección para el efecto del ángulo Doppler, no se puede estimar la velocidad (Fig. 1.42). Debido a que el cambio de frecuencia en un punto dado está en función de la velocidad y del ángulo Doppler, dependiendo del cambio de frecuencia presente en un pixel dado y la PRF, *cualquier* velocidad se puede representar por *cualquier* color, y bajo ciertas circunstancias, el flujo de baja velocidad puede no verse del todo. Como con el Doppler espectral, el **solapamiento** se determina por la PRF. Con el Doppler a color, el solapamiento causa frecuencias mayores que el doble de la PRF para “envolver”, y se muestra en los colores opuestos a los del mapa de color. Usuarios inexpertos tienden a asociar el solapamiento del Doppler a color con velocidad elevada, aunque incluso a velocidades bajas puede mostrar solapamiento marcado si la PRF es suficientemente baja. Cuando la PRF se incrementa, el solapamiento de los cambios de frecuencia Doppler altos se reduce; sin embargo, los cambios de frecuencia baja pueden ser eliminados de la visualización, lo que da como resultado un error en el diagnóstico (Fig. 1.43).

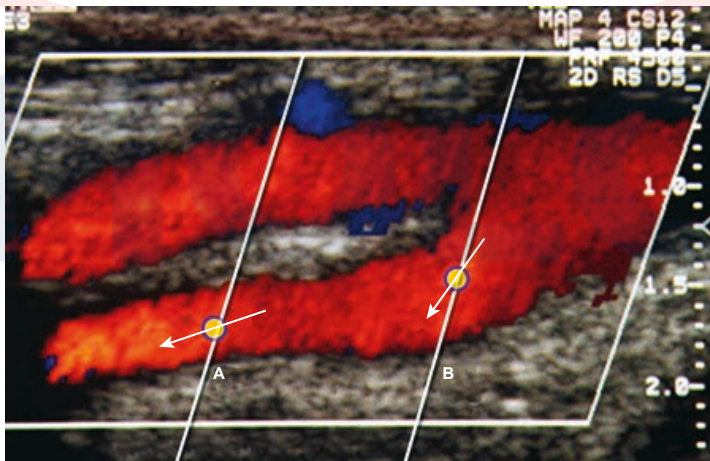


FIG. 1.42 Doppler a color. Cada pixel de color en una imagen Doppler a color representa el cambio de frecuencia en ese punto, y no puede usarse para estimar la velocidad. Aun cuando los puntos A y B tienen valores de color similares y, por lo tanto, frecuencias Doppler similares, la velocidad en A es mucho más alta que en B debido al ángulo Doppler más grande en A, en comparación con el de B. La velocidad representada por una frecuencia Doppler dada se incrementa en proporción al ángulo Doppler.

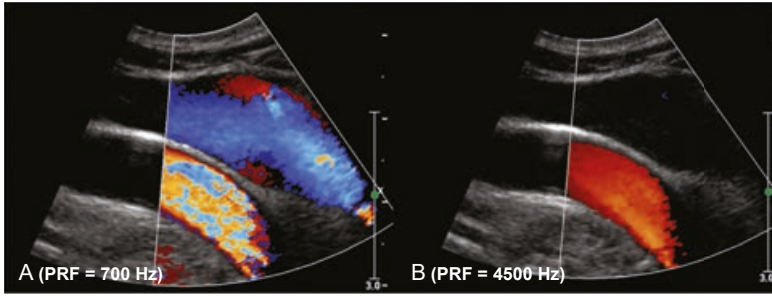


FIG. 1.43 Frecuencia de repetición de pulso (PRF). Dependiendo del mapa de color seleccionado, la velocidad del objetivo, el ángulo Doppler y la PRF, una velocidad dada puede aparecer como cualquier color en el Doppler a color. **A y B** son sonogramas de vasos idénticos. **A**) La PRF es 700 Hz, lo cual resulta en solapamiento de los cambios de frecuencia Doppler más altos en la arteria carótida, pero permite la identificación del flujo relativamente lento en la vena yugular. **B**) La PRF es 4500 Hz, lo que elimina el solapamiento en la arteria, pero también suprime la visualización de las frecuencias Doppler bajas en la vena yugular interna.

Otras consideraciones técnicas

Aunque se encuentran muchos problemas y artefactos asociados con las imágenes en modo B (p. ej., sombreado) de la ecografía Doppler, la detección y la visualización de la información de frecuencia relacionada con objetivos en movimiento presentan consideraciones técnicas adicionales. Es importante entender la fuente de estos artefactos y su influencia en la interpretación de las mediciones de flujo obtenidas en la práctica clínica.

Frecuencia Doppler

Un objetivo primario del examen Doppler es la medición adecuada de las características del flujo en la estructura vascular. Los glóbulos rojos en movimiento, que sirven como la fuente primaria de la señal Doppler, actúan como **dispersores puntuales** del ultrasonido en vez de reflectores espectrales. Esta interacción resulta en la intensidad del sonido dispersado que varía en una proporción de un cuarto de la potencia de la frecuencia, lo cual es importante para seleccionar la frecuencia Doppler para un examen dado. Cuando la frecuencia del transductor aumenta, la **sensibilidad Doppler mejora**, pero también se incrementa la atenuación del tejido, lo que da como resultado una **penetración disminuida**. El ajuste cuidadoso de los requerimientos para la sensibilidad y la penetración es una responsabilidad importante del operador durante el examen Doppler. Debido a que los vasos abdominales se ubican varios centímetros por debajo de la superficie, por lo general se requieren frecuencias Doppler en el rango de 3 a 3,5 MHz para permitir una penetración adecuada.

Filtros de pared

Los instrumentos Doppler detectan el movimiento no solo desde el flujo sanguíneo sino también desde estructuras adyacentes. Para eliminar estas señales de baja frecuencia desde la pantalla, la mayoría de los instrumentos usan **filtros de paso alto**, o filtros de "pared", los cuales remueven las señales que caen debajo de un límite de frecuencia dado. Aunque son efectivos eliminando el ruido de baja frecuencia, estos filtros pueden remover también señales de baja velocidad desde el flujo sanguíneo (Fig. 1.44). En ciertas situaciones clínicas, la medición de estas velocidades de flujo más lentas es de importancia clínica, y la selección inadecuada del filtro de pared puede resultar en serios errores de interpretación. Por ejemplo, el flujo venoso de baja velocidad puede no detectarse

Principales fuentes de artefactos en las imágenes Doppler

FRECUENCIA DOPPLER

Las frecuencias altas conducen a más atenuación del tejido
Los filtros de pared remueven las señales del flujo sanguíneo de baja velocidad

INCREMENTO EN LA AMPLIACIÓN ESPECTRAL

La ganancia excesiva del sistema o los cambios en el rango dinámico de la visualización en escala de grises
Volumen de la muestra excesivamente grande
Volumen de la muestra demasiado cerca de la pared vascular

INCREMENTO DE SOLAPAMIENTO

Decrecimiento de la frecuencia de repetición del pulso (PRF)
Decrecimiento del ángulo Doppler
Transductor de frecuencia Doppler más alta

ÁNGULO DOPPLER

Relativamente inexacto por encima de 60 grados

TAMAÑO DEL VOLUMEN DE LA MUESTRA

Los volúmenes de muestra grandes incrementan el ruido de la pared vascular

si no se usa un filtro adecuado, y el flujo diastólico de baja velocidad en ciertas arterias también se puede eliminar desde la pantalla, lo que da como resultado errores en el cálculo de los índices Doppler, tales como la relación sistólica a diastólica o el índice de resistividad. En general, el filtro debe mantenerse en el nivel práctico más bajo, usualmente 50 a 100 Hz.

Ensanchamiento espectral

El ensanchamiento espectral se refiere a la presencia de un amplio rango de velocidades de flujo en un punto dado en el ciclo del pulso y, con la indicación de la turbulencia, es un importante criterio de estrechamiento vascular de alto grado. La ganancia excesiva del sistema o los cambios en el rango dinámico de la visualización en la escala de grises del espectro Doppler pueden sugerir ensanchamiento espectral; los ajustes opuestos pueden enmascarar el ensanchamiento del espectro Doppler, causando

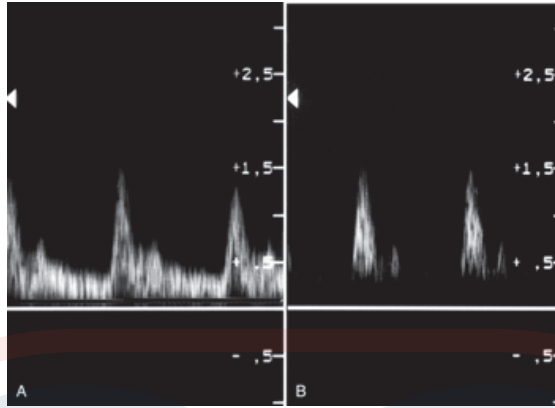


FIG. 1.44 Filtros de pared. Los filtros de pared se usan para eliminar el ruido de baja frecuencia desde la visualización Doppler, pero los ajustes de filtro de pared altos pueden resultar en errores de interpretación. Aquí, el efecto en la visualización del flujo de baja velocidad se muestra en los ajustes de filtro de pared de (A) 100 Hz y (B) 400 Hz. En general, los filtros de pared deben mantenerse en el nivel práctico más bajo, por lo general en el rango de 50 a 100 Hz.

imprecisión diagnóstica. El ensanchamiento espectral puede producirse por la selección de un volumen de muestra grande o por la localización del volumen de la muestra cerca del vaso, donde se presentan velocidades más lentas (Fig. 1.45).

Solapamiento

El solapamiento es un artefacto que surge de la ambigüedad en la medición de los cambios de frecuencia Doppler altos. Para asegurar que las muestras se originan solo desde una profundidad seleccionada cuando se usa un sistema Doppler de onda pulsada, es necesario esperar el eco desde el área de interés antes de transmitir el siguiente pulso. Esto limita el ritmo con el cual se puede generar el pulso, se requiere una PRF más baja para una mayor profundidad. La PRF también determina la profundidad máxima desde la cual se pueden obtener los datos ambiguos. Si la PRF es menos de dos veces el cambio de frecuencia máximo producido por el movimiento del objetivo (**límite de Nyquist**), da como resultado el solapamiento (Fig. 1.46). Cuando la PRF es menor de dos veces el cambio de frecuencia que está siendo detectado, los cambios de frecuencia son más bajos que los que se presentan actualmente en la pantalla. Debido a la necesidad de PRF más bajas para alcanzar vasos profundos, las señales desde las arterias abdominales profundas son propensas a solapamiento si se presentan velocidades altas. En la práctica, el solapamiento se reconoce rápidamente. El solapamiento puede reducirse incrementando la PRF, incrementando el ángulo Doppler (por lo tanto disminuyendo el cambio de frecuencia) o usando un transductor Doppler de frecuencia más baja.

Ángulo Doppler

Cuando se realiza una medición Doppler de la velocidad, es necesario corregir el ángulo Doppler. La precisión de una velocidad estimada obtenida con Doppler es solo tan grande como la precisión de la medición del ángulo Doppler. Esto es particularmente cierto cuando el ángulo Doppler excede los 60 grados. En general, **es mejor mantener el ángulo Doppler a 60 grados o menos** ya que cambios pequeños en el ángulo Doppler por encima de 60 grados resulta en cambios substanciales en la velocidad calculada. Por lo

tanto, las imprecisiones de medición resultan en errores mucho mayores en la estimación de la velocidad que los errores similares producidos en ángulos Doppler más bajos. La corrección de ángulos no se requiere para la medición de los índices Doppler, tal como el índice de resistividad, debido a que estas mediciones se basan solo en la relación de las amplitudes sistólica y diastólica.

Tamaño del volumen de la muestra

Con los sistemas Doppler de onda pulsada, el operador controla la longitud del volumen de la muestra Doppler, y el espesor es determinado por el perfil del haz. El análisis de las señales Doppler requiere que el volumen de la muestra se ajuste para excluir, tanto como sea posible, la distorsión no deseada de la cercanía de las paredes de los vasos.

Ganancia Doppler

Como con las imágenes, los ajustes de ganancia adecuados son esenciales para alcanzar mediciones Doppler precisas y reproducibles. La ganancia Doppler *excesiva* resulta en aparición de ruido en todas las frecuencias y puede causar sobrestimación de la velocidad. Por el contrario, una ganancia *insuficiente* puede resultar en subestimación del pico de velocidad (Fig. 1.47). Se debe usar un enfoque consistente para ajustar la ganancia Doppler. Después de localizar el volumen de la muestra en el vaso, la ganancia Doppler se debe incrementar al nivel en el que el ruido es visible en la imagen, entonces, se debe reducir de forma gradual el punto al cual el ruido inicial desaparece por completo.

MODOS DE OPERACIÓN: IMPLICACIONES CLÍNICAS

Los dispositivos de ultrasonido pueden operar en varios modos, incluido tiempo real, Doppler a color, Doppler espectral e imágenes en modo-M. Las imágenes son producidas en un modo *escaneado* de operación. En los modos escaneados, los pulsos del ultrasonido desde el transductor son dirigidos bajo las líneas de visión que



FIG. 1.45 Ensanchamiento espectral. El rango de velocidades detectadas en un tiempo dado en el ciclo de pulso se refleja en el espectro Doppler como ensanchamiento espectral. **A) Espectro normal.** El ensanchamiento espectral puede surgir desde el flujo turbulento en asociación con estenosis de los vasos. **B y C) Ensanchamiento espectral artefactual.** Esto puede producirse por posicionamiento inadecuado del volumen de la muestra cerca de la pared del vaso, uso de **(B)** un volumen de muestra excesivamente grande o **(C)** un sistema de ganancia excesivo.

están movidas o dirigidas en secuencia para generar la imagen. Esto significa que el número de pulsos del ultrasonido que llega a un punto dado en el paciente en un intervalo dado es relativamente pequeño, y se deposita relativamente poca energía en cualquier localización dada. En contraste, las imágenes de Doppler espectral son un modo de operación *sin escanear* en el cual múltiples pulsos se envían en repetición a lo largo de la línea para coleccionar los datos Doppler. En este modo, el haz es estacionario, lo que da como resultado un potencial de calentamiento considerablemente mayor que en los modos de imagen. Para las imágenes, las PRF por lo general son unos pocos miles de hertz, con pulsos muy cortos.

Las duraciones de pulsos más largas se usan con Doppler en vez de otros modos de imagen. Además, para evitar el solapamiento y otros artefactos con las imágenes Doppler, a menudo es necesario usar PRF mayores que con otras aplicaciones de imágenes. Las duraciones de pulso más largas y mayor PRF provoca **factores de actividad** mayores para los modos Doppler de operación e incremento de la cantidad de energía introducida en el escaneo. El Doppler a color, aunque es un modo escaneado, produce condiciones de exposición entre las de tiempo real y las imágenes Doppler debido a que los dispositivos Doppler a color tienden a enviar más pulsos bajo cada línea de escaneo y se debe usar duraciones de pulso más largas que en los dispositivos de imagen. Claramente, cada usuario necesita ser consciente de que el cambio de una imagen a un modo Doppler cambia las condiciones de exposición y el potencial de efectos biológicos (**bioefectos**).

Con los dispositivos actuales operados en modo de imagen, las preocupaciones acerca de los bioefectos son mínimas debido a que raramente se usan intensidades suficientes para producir calentamiento medible. *Con el ultrasonido Doppler, el potencial de efectos térmicos es mayor.* Las mediciones previas en instrumentos disponibles de forma comercial sugieren que al menos algunos de estos instrumentos son capaces de producir aumentos de temperatura mayores de 1°C en interfaces tejido blando/hueso, si la zona focal del transductor se mantiene estacionaria. Por lo tanto se requiere cuidado cuando se obtienen las mediciones Doppler en interfaces en tejido blando/hueso o cercanas a estas, como en el segundo y tercer trimestre de embarazo. Estas aplicaciones requieren una aplicación cuidadosa del principio **ALARA (tan bajo como sea razonablemente posible, por sus siglas en inglés)**. Bajo ALARA, el usuario debe usar la exposición acústica más baja posible para obtener la información diagnóstica necesaria.

Bioefectos y preocupaciones del usuario

Aunque los usuarios de ultrasonido necesitan estar conscientes en lo que atañe a los bioefectos, otro factor clave para considerar en el uso seguro del ultrasonido es el usuario. El conocimiento y la habilidad del usuario son los determinantes principales de las implicaciones riesgo-beneficio del uso de ultrasonido en una situación clínica específica. Por ejemplo, un énfasis realista en el riesgo puede desalentar un uso apropiado del ultrasonido, lo que resulta en daño para el paciente al evitar la adquisición de información útil o al someter al paciente a otro examen más peligroso. La habilidad y experiencia de la actuación individual y la interpretación del examen son probablemente los que tienen mayor impacto en el beneficio general del examen. En vista del crecimiento rápido del ultrasonido y su proliferación en las manos de clínicos mínimamente entrenados, muchos pacientes son quizás perjudicados por un mal diagnóstico, lo que causa indicaciones inapropiadas, técnicas de examen deficientes y errores en la interpretación de los bioefectos. El mal diagnóstico (p. ej., de embarazo ectópico) y falla para diagnosticar una anomalía clínicamente importante son peligros reales, y los usuarios entrenados de manera deficiente pueden ser, actualmente, el mayor peligro en el ultrasonido diagnóstico.

El conocimiento de los bioefectos es esencial para el uso prudente del ultrasonido diagnóstico y es importante para asegurar la preservación de un excelente rendimiento riesgo-beneficio del

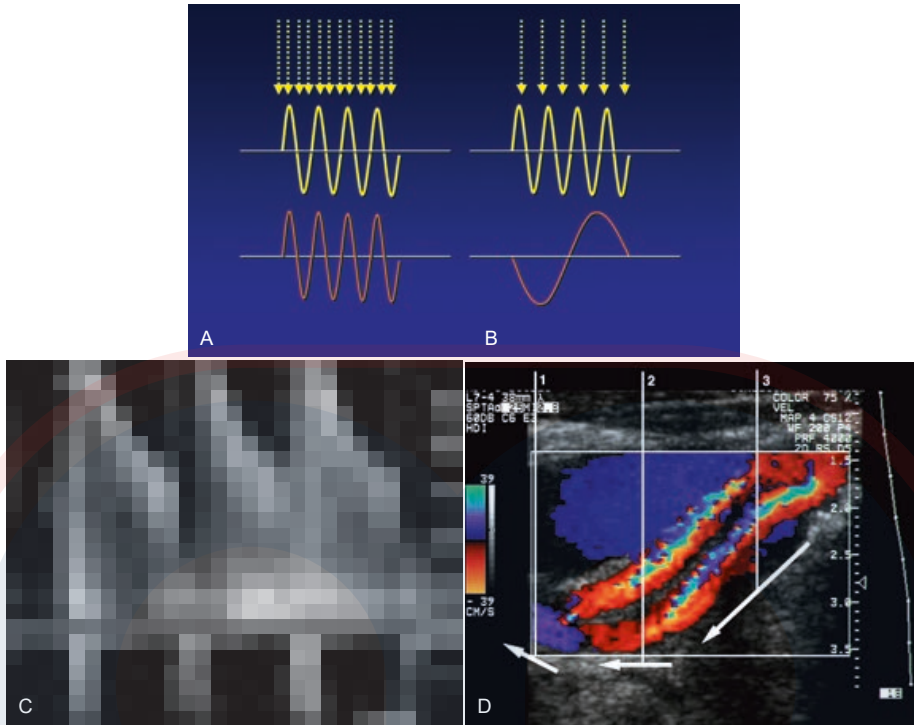


FIG. 1.46 Solapamiento. La frecuencia de repetición de pulso (PRF) determina la tasa de muestreo de una frecuencia Doppler dada. **A)** Si la PRF (*flechas*) es suficiente, la forma de la onda muestreada (*curva anaranjada*) estimará de forma adecuada la frecuencia que se está muestreando (*curva amarilla*). **B)** Si la PRF es menor de la mitad de la frecuencia que se está midiendo, el **submuestreo** resultará en un cambio de frecuencia menor que el que se visualiza (*curva anaranjada*). **C)** En un contexto clínico, el **solapamiento** aparece en la visualización espectral como una "envoltura" de las frecuencias más altas que se muestran por debajo de la línea de base. **D)** En la visualización Doppler a color, el solapamiento resulta en una envoltura del mapa de color de frecuencia desde una dirección del flujo hacia la dirección opuesta, pasando a través de una transición del color insaturado. La velocidad a través del vaso es constante, pero el solapamiento aparece solo en porciones del vaso debido al efecto del ángulo Doppler sobre el cambio de frecuencia Doppler. A medida que el ángulo se incrementa, el cambio de frecuencia Doppler disminuye, y el solapamiento ya no se considera.

ultrasonido. Todos los usuarios de ultrasonido deben ser prudentes, entendiendo tanto como sea posible los riesgos potenciales y los beneficios obvios de los exámenes de ultrasonido, así como aquellos de los métodos de diagnóstico alternos. Con esta información, los operadores pueden monitorear las condiciones de exposición e implementar el principio ALARA para mantener al paciente como sea posible lo menos expuesto (y en imágenes obstétricas, al feto) mientras se alcanzan los objetivos diagnósticos.

APLICACIONES TERAPÉUTICAS: ULTRASONIDO FOCALIZADO DE ALTA INTENSIDAD

Aunque la aplicación médica primaria del ultrasonido ha sido de diagnóstico, las aplicaciones terapéuticas se han desarrollado rápidamente, en particular el uso de **ultrasonido de alta intensidad** (HIFU, por sus siglas en inglés). El HIFU se basa en las tres capacidades importantes del ultrasonido: 1) enfocar el haz del ultrasonido para producir la descarga de energía altamente localizada, 2) control de la localización y el tamaño de la zona focal,

y 3) uso de intensidades suficientes para destruir tejido en la zona focal. Esto ha conducido a un interés en el HIFU como un medio para destruir tumores no invasivos y controlar el sangrado y las anomalías de conducción cardíaca.

El HIFU explota los mecanismos de los bioefectos **térmicos** (calentamiento de tejidos) y **mecánicos** (**cavitación**). Cuando el ultrasonido pasa a través del tejido, se produce la atenuación por medio de la dispersión y la absorción. La dispersión del ultrasonido resulta en el regreso de algo de la energía transmitida al transductor, donde es detectada y usada para producir una imagen, o visualización Doppler. La energía restante se transmite a las moléculas en el campo acústico y produce calentamiento. En el **promedio del pico espacial temporal** (SPTA, por sus siglas en inglés) las intensidades de 50 a 500 mW/cm² usadas para la imagenología y el Doppler, el calentamiento es mínimo, y no se han documentado mediante dispositivos clínicos bioefectos observables relacionados con el calentamiento del tejido en los seres humanos. Con mayores intensidades, sin embargo, se puede alcanzar el calentamiento del tejido suficiente para destruirlo. Usando el HIFU a 1 a 3 MHz se pueden alcanzar picos de intensidades

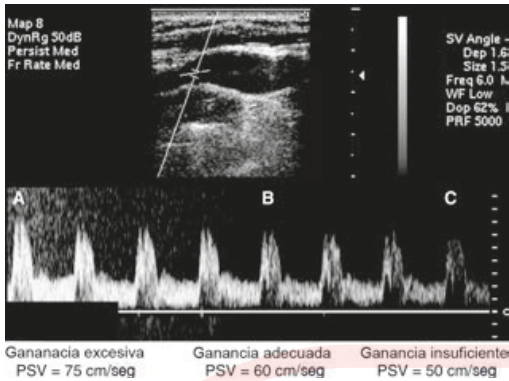


FIG. 1.47 Ganancia Doppler. La estimación adecuada de la velocidad requiere ajuste de ganancia Doppler adecuado. La **ganancia excesiva** causará sobreestimación del pico de velocidad (A), y la **ganancia insuficiente** resultará en subestimación de la velocidad (C). Para ajustar la ganancia de forma adecuada, el volumen de la muestra y el ángulo Doppler se establecen primero en el sitio de la muestra. La ganancia se aumenta hasta que aparece ruido de fondo (A), entonces se reduce gradualmente justo hasta el punto en el que el ruido de fondo desaparece de la imagen (B). PSV, pico de velocidad sistólica.

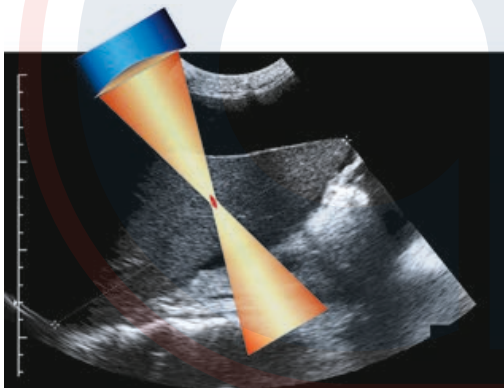


FIG. 1.48 Ultrasonido focalizado en alta intensidad (HIFU). La destrucción del tejido local por calentamiento puede alcanzarse usando el HIFU emitido con picos de intensidades focales de varios cientos de W/cm^2 . La destrucción del tejido puede confinarse a un área pequeña de unos pocos milímetros de tamaño, sin lesión a los tejidos adyacentes. El HIFU es una herramienta promisoría para el tratamiento mínimamente invasivo de sitios hemorrágicos, fibromas uterinos y tumores en la próstata, el hígado y la mama.

focales de 5000 a $20\,000\ W/cm^2$. Esta energía puede entregarse en un punto pequeño de varios milímetros de tamaño, lo que produce la elevación rápida de la temperatura y da como resultado la coagulación del tejido, con poco daño a los tejidos adyacentes (Fig. 1.48). La destrucción del tejido es una función de la temperatura alcanzada y la duración de la elevación de la temperatura. En general, la elevación del tejido a una temperatura de $60\ ^\circ C$ por 1 segundo es suficiente para producir **necrosis por coagulación**.

Debido a su habilidad para producir destrucción de tejido altamente localizada, el HIFU se ha investigado como una herramienta para el tratamiento no invasivo o mínimamente invasivo

de sitios con hemorragia, fibromas uterinos y tumores en la próstata, hígado y mama.^{19,20} Como con el ultrasonido diagnóstico, el HIFU está limitado a la presencia de gas o hueso interpuesto entre el transductor y el tejido objetivo. La reflexión del ultrasonido de alta energía desde interfaces fuertes producida por gas intestinal, pulmón aireado o hueso puede resultar en calentamiento del tejido a lo largo del camino del sonido reflejado, lo que produce daño involuntario del tejido.

Los principales desafíos con el HIFU incluyen orientación de la imagen y monitoreo preciso de la terapia a medida que se está entregando. Las imágenes de resonancia magnética (MRI, por sus siglas en inglés) aportan una medida para monitorear la elevación de la temperatura durante el tratamiento, lo cual no es posible con el ultrasonido. La orientación de la terapia puede hacerse con ultrasonido y MRI, con la orientación del ultrasonido tiene la ventaja de la verificación de la ventana acústica y la vía del sonido para la entrega del HIFU.

REFERENCIAS

1. Medical diagnostic ultrasound instrumentation and clinical interpretation. Report of the Ultrasonography Task Force. Council on Scientific Affairs. JAMA. 1991;265(9):1155-1159.
2. Chivers RC, Parry RJ. Ultrasonic velocity and attenuation in mammalian tissues. J Acoust Soc Am. 1978;63(3):940-953.
3. Goss SA, Johnston RL, Dunn F. Comprehensive compilation of empirical ultrasonic properties of mammalian tissues. J Acoust Soc Am. 1978;64(2):423-457.
4. Merritt CR, Kremkau FW, Hobbins JC. Diagnostic ultrasound: bioeffects and safety. Ultrasound Obstet Gynecol. 1992;2(5):366-374.
5. Curie J, Curie P. Développement par compression de l'électricité polaire dans les cristaux hémihédres à faces inclinées (Development, via compression, of electric polarization in hemihedral crystals with inclined faces). Bull Soc Minerol Fr. 1880;3:90-93.
6. Krishan S, Li PC, O'Donnell M. Adaptive compensation of phase and magnitude aberrations. IEEE Trans Ultrasonics Fer Freq Control. 1996;43.
7. Merritt CR. Technology update. Radiol Clin North Am. 2001;39(3):385-397.
8. Wells PN, Liang HD. Medical ultrasound: imaging of soft tissue strain and elasticity. J R Soc Interface. 2011;8(64):1521-1549.
9. Krouskop TA, Wheeler TM, Kallel F, et al. Elastic moduli of breast and prostate tissues under compression. Ultrason Imaging. 1998;20(4):260-274.
10. Ophir J, Cespedes I, Ponnekanti H, et al. Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. Ultrason Imaging. 1991; 13(2):111-134.
11. Shiina T, Nightingale KR, Palmeri ML, et al. WFUMB guidelines and recommendations for clinical use of ultrasound elastography: Part I: basic principles and terminology. Ultrason Med Biol. 2015;41(5):1126-1147.
12. Madsen EL, Sathoff HJ, Zagzebski JA. Ultrasonic shear wave properties of soft tissues and tissue-like materials. J Acoust Soc Am. 1983;74(5):1346-1355.
13. Sarvazyan AP, Rudenko OV, Swanson SD, et al. Shear wave elasticity imaging: a new ultrasonic technology of medical diagnostics. Ultrason Med Biol. 1998;24(9):1419-1435.
14. Ferraioli G, Parekh P, Levitov AB, Filice C. Shear wave elastography for evaluation of liver fibrosis. J Ultrasound Med. 2014;33(2):197-203.
15. Yoneda M, Suzuki K, Kato S, et al. Nonalcoholic fatty liver disease: US-based acoustic radiation force impulse elastography. Radiology. 2010;256(2):640-647.
16. Merritt CR. Doppler US: the basics. Radiographics. 1991;11(1):109-119.
17. Merritt CR. Doppler color flow imaging. J Clin Ultrasound. 1987;15(9):591-597.
18. Rubin JM, Bude RO, Carson PL, et al. Power Doppler US: a potentially useful alternative to mean frequency-based color Doppler US. Radiology. 1994; 190(3):853-856.
19. Dubinsky TJ, Cuevas C, Dighe MK, et al. High-intensity focused ultrasound: current potential and oncologic applications. AJR Am J Roentgenol. 2008; 190(1):191-199.
20. Kennedy JE, Ter Haar GR, Cranston D. High intensity focused ultrasound: surgery of the future? Br J Radiol. 2003;76(909):590-599.

Otros títulos de su interés



RADIOLOGÍA E IMAGENOLOGÍA

