

656
VIDEOS

BIBLIOTECA
DIGITAL

INCLUYE
E-BOOK

656
VIDEOS

TOMO

1

DIAGNÓSTICO POR ULTRASONIDO

CAROL M. RUMACK
DEBORAH LEVINE

SEXTA
EDICIÓN


AMOLCA



DIAGNÓSTICO POR ULTRASONIDO



TOMO

1

SEXTA
EDICIÓN

DIAGNÓSTICO POR ULTRASONIDO

CAROL M. RUMACK, MD, FACR

Profesora distinguida de Radiología y Pediatría
Facultad de Medicina de la Universidad de Colorado
Denver, Colorado

DEBORAH LEVINE, MD, FACR

Profesora emérita de Radiología
Facultad de Medicina de Harvard
Boston, Massachusetts

2026



Editor en jefe: Félix E. Suárez

Todos los derechos reservados. Ninguna parte de esta publicación puede reproducirse o transmitirse por ningún medio electrónico, mecánico, incluyendo fotocopiado o grabado mediante cualquier sistema de almacenamiento de información sin el permiso escrito de los editores.

El editor no es responsable (de hechos de responsabilidad, negligencia u otra) por lesión alguna resultante de cualquier material contenido aquí. Esta publicación contiene información relacionada a principios generales de cuidados médicos que no deben ser tomados como instrucciones específicas para pacientes individuales. La información y empaque de productos manufacturados insertos deben ser revisados para el conocimiento actual, incluyendo contraindicaciones, dosis y precauciones.

Esta traducción ha sido publicada por AMOLCA. Practicantes e investigadores deben confiar siempre en su propia experiencia y conocimientos al momento de evaluar y usar cualquier información, métodos, composiciones o experimentos aquí descritos. Debido al rápido avance de la ciencia médica, en lo particular, se debe realizar la verificación independiente de los diagnósticos y dosificaciones. En toda la extensión de la ley, ninguna responsabilidad será asumida por Elsevier, autores, editores o colaboradores en cuanto a la traducción o alguna lesión y/o daño a personas y/o propiedades como consecuencia de la responsabilidad, negligencia u otros, o de cualquier uso u operación de cualquier método, productos o ideas contenidas en este material.

Diagnostic Ultrasound, 2-Volume Set, 6e

Copyright © 2024 by Elsevier, Inc. All rights reserved, including those for text and data mining, AI training, and similar technologies.

Publisher's note: Elsevier takes a neutral position with respect to territorial disputes or jurisdictional claims in its published content, including in maps and institutional affiliations.

ISBN: 978-0-323-87795-4

Esta traducción de *Diagnostic Ultrasound, 2-Volume Set, 6e*, de Carol M. Rumack y Deborah Levine, ha sido llevada a cabo por Editorial Amolca S. A. S. y se publica con el permiso de Elsevier, Inc.

Edición en idioma castellano

Diagnóstico por ultrasonido, 6.ª edición

de Carol M. Rumack y Deborah Levine

© 2026 - Editorial Amolca S. A. S.

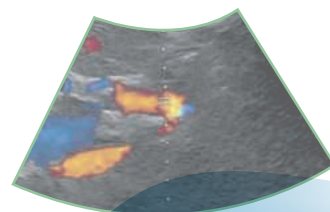
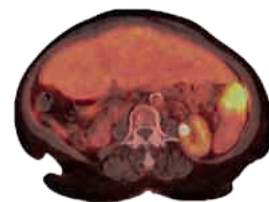
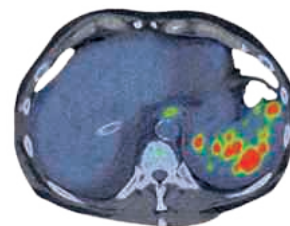
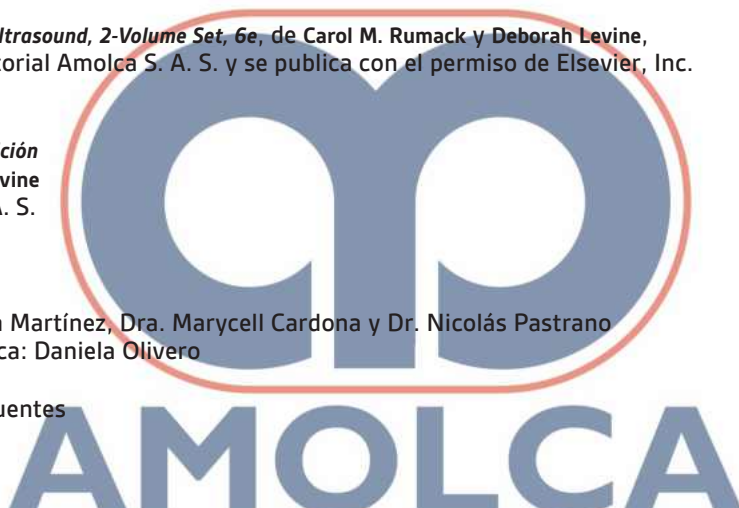
eISBN: 978-9962-748-41-0

Corrección clínica: Dra. Lorena Martínez, Dra. Marycell Cardona y Dr. Nicolás Pastrano

Corrección de estilo y gramática: Daniela Olivero

Artes finales: Lukas Cardona

Diseño de portada: Steven Cifuentes



CASA
MATRIZ

Cra 43 # 9 Sur 195 Ed. Square Torre Inexmoda Ofc. 1334 - 1338 Medellín, Colombia

+573027157665

(604) 479 74 31

hola@amolca.com

www.amolca.com

AMOLCA COLOMBIA



Circular 5 #71 A - 5 Barrio Laureles
(604) 444 3314
+57 3175049844
gerencia@amolca.com.co

AMOLCA PERÚ



Jr. Inclán 312 Magdalena del Mar, Lima
+51 998 128 873
ventas@amolca.com.pe

AMOLCA CHILE



+56 944182523
+56 920298344
ventas@amolcachile.com

AMOLCA MÉXICO



Arquitectura 49 - 202 o Videopuerto
ro Amolca. Colonia Copilco
Universidad. Alcaldía Coyoacán. C.P.
04360.
Ciudad de México.
+52 5556580882
administracion@amolcamexico.com

AMOLCA VENEZUELA



Calle VillaFlor Edificio Centro Profesional del Este
Piso 08 Oficina 81. Urbanización San Antonio /
Sabana Grande Sur Parroquia El Recreo, Municipio
Libertador. Distrito Libertador
+58 414 255 51 85
comercioexterior@amolca.com



Distribuidores

Argentina - Bolivia - Brasil - Costa Rica - Ecuador - El Salvador - España - Guatemala
Honduras - Nicaragua - Panamá - Paraguay - República Dominicana - Uruguay

ACERCA DE LAS EDITORAS



Deborah Levine, MD, FACR, es profesora emérita de Radiología en la Harvard Medical School. Su práctica clínica se desarrolló en el Beth Israel Deaconess Medical Center de Boston. Su investigación se centró en dos áreas principales. La primera fue la obtención de imágenes de los quistes anexiales, en particular para disminuir el seguimiento y las intervenciones de los quistes anexiales benignos. La segunda área fue la resonancia magnética obstétrica, en particular para el cuidado de la paciente embarazada y la evaluación de anomalías fetales cuando la ecografía era insuficiente para proporcionar un diagnóstico específico y completo. Ha publicado numerosos trabajos y pronunciado numerosas conferencias. Es miembro, expresidenta de la Ultrasound Commission y exvicepresidenta del American College of Radiology. También es miembro y expresidenta de la Society of Radiologists in Ultrasound. También ha sido miembro de la American Association for Women Radiologists y del American Institute of Ultrasound in Medicine. Ella y su marido, Alex, tienen dos hijos, Becky y Julie.



Carol M. Rumack, MD, FACR, es profesora distinguida de Radiología y Pediatría en la University of Colorado School of Medicine en Denver, Colorado. Su práctica clínica se desarrolla en el University of Colorado Hospital. Su investigación principal se ha centrado en la ecografía neonatal de lactantes de alto riesgo, en particular el cerebro, sobre el que ha publicado y pronunciado numerosas conferencias. Es miembro y anterior presidenta de la Ultrasound Commission, expresidenta del American College of Radiology y de la American Association for Women Radiologists, y miembro del American Institute of Ultrasound in Medicine y de la Society of Radiologists in Ultrasound. Ella y su marido, Barry, tienen dos hijos, Becky y Marc, y cinco nietos.

Patricia T. Acharya, MD, FAAP

Directora de Radiología Musculoesquelética
Directora asociada del programa
Beca de Radiología Pediátrica
Departamento de Radiología
Children's Hospital Los Angeles
Los Ángeles, California
Profesora asistente
Departamento de Radiología
Keck School of Medicine
University of Southern California, Los Ángeles
Profesora clínica adjunta
Departamento de Radiología
Loma Linda University School of Medicine
Loma Linda, California
Estados Unidos

Ronald S. Adler, MD, PhD

Profesor de Radiología
Departamento de Radiología
New York University School of Medicine
Nueva York, Nueva York
Estados Unidos

Allison Aguado, MD

Profesora asociada
Departamento de Radiología
Nemours Children's Hospital
Wilmington, Delaware
Estados Unidos

Lauren Freeman Alexander, MD

Profesora asociada
Departamento de Radiología
Mayo Clinic
Jacksonville, Florida
Estados Unidos

Elizabeth Asch, MD

Instructora de Radiología
Departamento de Radiología
Brigham and Women's Hospital
Boston, Massachusetts
Estados Unidos

Thomas D. Atwell, MD

Profesor
Departamento de Radiología
Mayo Clinic
Rochester, Minnesota
Estados Unidos

Amanda K. Auckland, BS, RT(R), RDMS, RDCS, RVT, RMSKS

Jefa de Sonografía Médica de Diagnóstico
División de Ecografía
University of Colorado Hospital
Aurora, Colorado
Estados Unidos

Muhammad U. Aziz, MD

Profesor asistente
Departamento de Radiología
University of Alabama at Birmingham
Birmingham, Alabama
Estados Unidos

Carol B. Benson, MD

Profesora de Radiología
Departamento de Radiología
Harvard Medical School
Radióloga
Departamento de Radiología
Brigham and Women's Hospital
Boston, Massachusetts
Estados Unidos

Edward I. Bluth, MD, FACR, FSRU, FAIUM

Presidente emérito
Departamento de Radiología
Ochsner Health United States
Profesor
Ochsner Clinical School
University of Queensland, School of Medicine
Nueva Orleans, Luisiana
Estados Unidos

Dorothy Bulas, MD

Profesora de Pediatría y Radiología
Diagnóstico por imagen y radiología
Children's National Hospital
Washington, Distrito de Columbia
Estados Unidos

Constantine M. Burgan, MD

Profesor asociado, jefe de Ecografía y Procedimientos
Corporales
Departamento de Radiología
Sección de imagen abdominal
The University of Alabama at Birmingham
Birmingham, Alabama
Estados Unidos

Peter N. Burns, PhD

Profesor
Biofísica médica y Radiología
University of Toronto
Ciéntifico superior
Investigación sobre imágenes
Sunnybrook Research Institute
Toronto, Ontario
Canadá

Christopher M. Buross, MD

Profesor asistente
Departamento de Radiología
University of Pittsburgh
Pittsburgh, Pensilvania
Estados Unidos

Molly B. Carnahan, MD

Becaria de Radiología
Departamento de Radiología
Mayo Clinic in Arizona
Phoenix, Arizona
Estados Unidos

Ilse Castro-Aragon, MD

Jefa de Sección de Radiología Pediátrica
Departamento de Radiología
Boston Medical Center
Boston, Massachusetts
Estados Unidos

J. William Charboneau, MD

Profesor emérito de Radiología
Departamento de Radiología
Mayo Clinic
Rochester, Minnesota
Estados Unidos

David Chitayat, MD, FACMG, FCCMG, FRCPC

Director del Prenatal Diagnosis and Medical Genetics Program
Departamento de Obstetricia y Ginecología
Mount Sinai Hospital
University of Toronto
Personal de la División de Genética Clínica y Metabólica
Departamento de Pediatría
The SickKids Hospital
Toronto, Ontario
Canadá

William Choi, MD, PhD

Becario clínico
Medicina materno-fetal
Beth Israel Deaconess Medical Center
Boston, Massachusetts
Estados Unidos

Beverly G. Coleman, MD, FFAWR, FACR, FAIUM, FSRU

Profesora
Departamento de Radiología
Children's Hospital of Philadelphia
Filadelfia, Pensilvania
Estados Unidos

Mary E. Cunnane, MD

Radióloga de plantilla
Departamento de Radiología
Massachusetts Eye and Ear Infirmary
Boston, Massachusetts
Estados Unidos

Peter M. Doubilet, MD, PhD

Profesor
Departamento de Radiología
Harvard Medical School
Vicepresidente sénior
Departamento de Radiología
Brigham and Women's Hospital
Boston, Massachusetts
Estados Unidos

Julia A. Droese, BA, RDMS, RDCS, RVT

Profesora asociada
Departamento de Radiología
University of Colorado School of Medicine
Aurora, Colorado
Estados Unidos

Lisa R. Dunn-Albanese, MD

Profesora asistente
Harvard Medical School
Medicina materno-fetal
Brigham and Women's Hospital
Boston, Massachusetts
Estados Unidos

Alexia M. Egloff, MD

Consultora de Radiología
Departamento de Radiología
Guys and St. Thomas
Northwood, Londres
Reino Unido
Radióloga de plantilla
Departamento de Imagen y Salud Perinatal
King's College London
Londres, Reino Unido

Judy A. Estroff, MD

Jefa de Sección, Imagen Fetal-Neonatal
Departamento de Radiología
Boston Children's Hospital
Boston, Massachusetts
Estados Unidos

Ghaneh Fananapazir, MD

Profesor asociado
Departamento de Radiología
University of California Medical Center
Sacramento, California
Estados Unidos

J. Brian Fowlkes, MD

Profesor
Departamento de Radiología
Departamento de Ingeniería Biomédica
University of Michigan
Ann Arbor, Michigan
Estados Unidos

Mary C. Frates, MD

Profesora
Harvard Medical School
Vicepresidenta, Departamento de Radiología
Brigham and Women's Hospital
Boston, Massachusetts
Estados Unidos

Helena Gabriel, MD

Profesora de Radiología
Departamento de Radiología
Northwestern University
Chicago, Illinois
Estados Unidos

Kara Gaetke-Udager, MD

Profesora asociada
Departamento de Radiología
University of Michigan
Ann Arbor, Michigan
Estados Unidos

Sangeet Ghai, MD

Profesor
JT Departamento de Imagen Médica
University Health Network
Mount Sinai Hospital
Women's College Hospital
University of Toronto
Toronto, Ontario
Canadá

Hournaz Ghandehari, MD, FRCPC

Imagen Médica, División Abdominal
University of Toronto
Sunnybrook Hospital
Toronto, Ontario
Canadá

Phyllis Glanc, MD

Profesora, University of Toronto
Departamento de Imagen Médica
Toronto, Ontario
Canadá

Christy K. Holland, PhD

Profesora
Departamento de Medicina Interna
División de Salud y Enfermedades Cardiovasculares
Departamento de Ingeniería Biomédica
University of Cincinnati
Cincinnati, Ohio
Estados Unidos

Mindy M. Horrow, MD

Vicepresidenta emérita
Departamento de Radiología
Einstein Healthcare Network
Profesora (jubilada)
Departamento de Radiología
Sidney Kimmel Medical School of Thomas
Jefferson University
Filadelfia, Pensilvania
Estados Unidos

Misun Hwang, MD, MS

Directora de la Sección de Imagen Neonatal
Radióloga adjunta
Departamento de Radiología
Children's Hospital of Philadelphia
Filadelfia, Pensilvania

Susan D. John, MD

Profesora y presidenta
Departamento de Diagnóstico e Imagen Intervencionista
University of Texas McGovern Medical School Houston
Houston, Texas
Estados Unidos

Stephen I. Johnson, MD

Jefe de Sección de Imagenología Abdominal
Departamento de Radiología
Ochsner Clinic Foundation
Jefferson, Luisiana
Estados Unidos

Dilkash Kajal, MD, FRCPC

Departamento Conjunto de Imagen Médica
División Abdominal
University Health Network
Mount Sinai Health
Women's College Hospital
University of Toronto
Toronto, Ontario
Canadá

Ashley N. Kalor, MD

Profesora asistente
Departamento de Radiología
University of Pittsburgh Medical Center
Pittsburgh, Pensilvania
Estados Unidos



Johannes Keunen, MD, PhD

Profesor asociado
 Director de Desarrollo Profesional Continuo
 Departamento de Obstetricia y Ginecología
 University of Toronto
 Toronto, Ontario
 Canadá

Korosh Khalili, MD, FRCPC, MHSc

Profesor de Radiología
 Departamento de Imagen Médica
 University of Toronto
 Director de Ecografía
 Departamento Conjunto de Imagen Médica
 University Health Network
 Toronto General Hospital
 Toronto, Ontario
 Canadá

Beth M. Kline-Fath, MD, FAIUM, FACR, FAAP

Profesora
 Departamento de Radiología
 Cincinnati Children's Hospital Medical Center
 Cincinnati, Ohio
 Estados Unidos

Boris Bulat Kumaev, DO, MD, MD/DO

Departamento de Radiología
 Mass Eye and Ear
 Boston, Massachusetts
 Estados Unidos

Jessica Leschied, MD

Departamento de Radiología
 Henry Ford Hospital
 Detroit, Michigan
 Estados Unidos

Deborah Levine, MD

Profesora emérita de Radiología
 Departamento de Radiología
 Harvard Medical School
 Boston, Massachusetts
 Estados Unidos

Yi Li, MD

Profesora asistente
 Radiología e imagen biomédica
 University of California, San Francisco
 San Francisco, California
 Estados Unidos

Mark E. Lockhart, MD, MPH

Profesor titular
 Departamento de Radiología
 University of Alabama at Birmingham
 Birmingham, Alabama
 Estados Unidos

Alexandra Medellín, MD

Departamento de Radiología
 University of Calgary
 Calgary, Alberta
 Canadá

HaiThuy N. Nguyen, MD

Profesora asociada
 Departamento de Radiología
 Keck School of Medicine
 Radióloga de plantilla
 Departamento de Radiología Pediátrica
 Children's Hospital Los Angeles
 Los Angeles, California
 Estados Unidos

Barbara O'Brien, MD

Beth Israel Deaconess Hospital
 Departamento de Obstetricia y Ginecología
 Harvard Medical School
 Boston, Massachusetts
 Estados Unidos

Sara M. O'Hara, MD, FACR, FAIUM

Profesora
 Departamento de Radiología
 Cincinnati Children's Hospital
 Cincinnati, Ohio
 Estados Unidos

Edward R. Oliver, MD, PhD

Profesor clínico asociado
 Departamento de Radiología
 Children's Hospital of Philadelphia
 Filadelfia, Pensilvania
 Estados Unidos

Harriet J. Paltiel, MDCM

Radióloga
 Departamento de Radiología
 Boston Children's Hospital
 Profesora asociada de Radiología
 Harvard Medical School
 Directora de la División de Ecografía
 Departamento de Radiología
 Boston Children's Hospital
 Boston, Massachusetts
 Estados Unidos

Maitray D. Patel, MD

Profesor
 Departamento de Radiología
 Mayo Clinic Arizona
 Phoenix, Arizona
 Estados Unidos

Catherine H. Phillips, MD

Directora médica de Ecografía
Profesora asistente
Departamento de Radiología y Ciencias Radiológicas
Vanderbilt University Medical Center
Nashville, Tennessee
Estados Unidos

Jordana Phillips, MD

Imágenes mamarias
Departamento de Radiología
Boston Medical Center,
Jefa de Sección de Imágenes Mamarias
Profesora asociada de Radiología
Boston University School of Medicine
Boston, Massachusetts
Estados Unidos

Theodora A. Potretzke, MD

Profesora asociada
Departamento de Radiología
Mayo Clinic
Rochester, Minnesota
Estados Unidos

Deborah Rabinowitz, MD

Jefa de División
Departamento de Radiología Intervencionista
Nemours Children's Health
Wilmington, Delaware
Profesora clínica asociada
Departamento de Pediatría y Radiología
Sidney Kimmel Medical College at Thomas
Jefferson University
Filadelfia, Pensilvania
Estados Unidos

Rupa Radhakrishnan, MBBS, MS, DABR

Jefa de División Asociada de Neurorradiología
Departamento de Radiología y Ciencias de la Imagen
Indiana University School of Medicine
Neurorradióloga pediátrica
Riley Hospital for Children at Indiana University Health
Indianápolis, Indiana
Estados Unidos

Michelle LaVonne Robbin, MD, MSME

Profesora de Radiología e Ingeniería Biomédica
Departamento de Radiología
University of Alabama at Birmingham
Birmingham, Alabama
Estados Unidos

Carol M. Rumack, MD, FACR

Profesora distinguida de Radiología y Pediatría
University of Colorado School of Medicine
Denver, Colorado
Estados Unidos

Ramón Sánchez-Jacob, MD

Profesor asociado
Departamento de Radiología y Pediatría
Children's National Hospital
Washington, Distrito de Columbia
Estados Unidos

Alison M. Savicke, BS, RDMS, RVT

Ecografista profesional
Departamento de Radiología
Beth Israel Deaconess Medical Center
Boston, Massachusetts
Estados Unidos

Chetan Chandulal Shah, MD, MBA

Jefe de Departamento
Departamento de Radiología Pediátrica
Nemours Children's Health
Profesor, Departamento de Radiología
Mayo Clinic
Presidente
Departamento de Radiología Pediátrica
Wolfson Children's Hospital
Jacksonville, Florida
Estados Unidos

Kedar Gopal Sharbidre, MD

Profesor asistente
Departamento de Imagen Abdominal
University of Alabama at Birmingham
Birmingham, Alabama
Estados Unidos

Thomas D. Shipp, MD

Profesor asociado de Obstetricia, Ginecología
y Biología Reproductiva
Harvard Medical School
Departamento de Obstetricia y Ginecología
Brigham & Women's Hospital
Boston, Massachusetts
Estados Unidos

Judy H. Squires, MD

Profesora asociada de Radiología
Departamento de Radiología Pediátrica
University of Pittsburgh Medical Center, Children's
Hospital of Pittsburgh
Pittsburgh, Pensilvania
Estados Unidos

Franklin N. Tessler, MD CM, FSRU, FAIUM

Profesor emérito
Departamento de Radiología
Marnix E. Heersink School of Medicine
University of Alabama at Birmingham
Birmingham, Alabama
Estados Unidos

Ants Toi, MD, FRCPC, FAIUM

Profesor de Radiología
Departamento de Imagen Médica
University of Toronto
Princess Margaret Hospital
Toronto, Ontario
Canadá

Laurie Troxclair, BS, RDMS, RVT

Ochsner Clinic Foundation
Nueva Orleans, Luisiana
Estados Unidos

Mitchell E. Tublin, MD

Profesor y vicepresidente ejecutivo
Departamento de Radiología
University of Pittsburgh School of Medicine
Pittsburgh, Pensilvania
Estados Unidos

Heidi R. Umphrey, MD

MidSouth Imaging
Germantown, Tennessee
Estados Unidos

Darci J. Wall, MD

Profesora asistente
Departamento de Radiología
Mayo Clinic
Rochester, Minnesota
Estados Unidos

Therese M. Weber, MD, MS

Profesora de Radiología
Departamento de Radiología
University of Alabama at Birmingham
Birmingham, Alabama
Estados Unidos

Pei-Kang Wei, MD

Instructor de Radiología
Departamento de Radiología
Beth Israel Deaconess Medical Center
Boston, Massachusetts
Estados Unidos

Stephanie R. Wilson, MD

Profesora clínica
Departamento de Radiología
Departamento de Gastroenterología
University of Calgary
Calgary, Canadá

Thomas Winter, III, MD

Profesor emérito
Departamento de Radiología
University of Utah
Salt Lake City, Utah
Estados Unidos

Christine L. Xue, MD

Residente de Radiología
Departamento de Radiología Diagnóstica
Loma Linda University Medical Center
Loma Linda, California
Estados Unidos

Corrie M. Yablon, MD

Profesora asistente
Departamento de Radiología
University of Michigan
Ann Arbor, Michigan
Estados Unidos

Hojun Yu

Maestro radiólogo
Departamento de Diagnóstico por la Imagen
Grande Prairie Regional Hospital
Grande Prairie, Alberta
Canadá

Mohd Zahid, MBBS, MD

Profesor asistente
Departamento de Radiología
University of Alabama at Birmingham
Birmingham, Alabama
Estados Unidos

Da Zhang, PhD

Director del programa Diagnostic Medical Physics
Departamento de Radiología
Boston Children's Hospital
Profesor adjunto de Radiología
Harvard Medical School
Boston, Massachusetts
Estados Unidos

A Alex, Becky y Julie; su amor y apoyo han hecho posible este trabajo y el resto de mi carrera.

Debbie Levine

En memoria de mis padres, los doctores Ruth y Raymond Masters, quienes me animaron a disfrutar del reto intelectual de la medicina y del amor por marcar la diferencia en la vida de los pacientes.

A Amanda K. Auckland, RDMS, quien capturó imágenes y videos que enriquecen enormemente el capítulo de Imágenes cerebrales neonatales e infantiles.

A Barry Rumack, por su extraordinario apoyo a lo largo de las seis ediciones de este libro de texto.

A nuestros maravillosos hijos, Becky y Marc, y a nuestros maravillosos nietos, Cody, Alex, Kimberly, Gavin y Natalie, que tanta alegría añaden a nuestras vidas.

Carol M. Rumack



Es un honor presentarles la sexta edición de *Diagnóstico por ultrasonido*. Como en ediciones anteriores, hemos contado con expertos en la materia para que compartan su autorizada experiencia. Dada la naturaleza de la práctica ecográfica, que en los departamentos de radiología está evolucionando hacia un abordaje más basado en las imágenes corporales/órganos, esta edición se ha ampliado para incluir más imágenes correlativas, por lo que supone una actualización sustancial respecto a las versiones anteriores. También hemos ampliado considerablemente nuestra videoteca para permitir ejemplos en tiempo real de anatomía y patología.

Las ediciones anteriores han sido muy bien aceptadas como libros de texto de referencia y han sido la referencia comúnmente utilizada en la educación y las prácticas de ultrasonido en todo el mundo. El texto y las referencias se han actualizado y están disponibles en línea. Nos complace ofrecer más de 2300 imágenes, con 657 videos de anatomía y patología ecográficas que complementan las imágenes estáticas del libro. La visualización de ecografías en tiempo real ha ayudado a captar aquellas zonas de la anatomía que son difíciles de representar en una imagen fija. Los barridos de video también permiten una representación más completa de la patología y de la relación de esta con la anatomía circundante.

Otra novedad de este libro es la incorporación de los artefactos al capítulo de Física del ultrasonido, lo que permite al lector apreciar mejor la relación entre la creación de imágenes y los artefactos que ayudan a definir los detalles intrínsecos de los tejidos.

En esta edición han colaborado 41 destacados autores nuevos y 43 autores que continúan, y todos ellos son reconocidos expertos en el campo de la ecografía. Como en ediciones anteriores, hemos hecho hincapié en el uso de *collages* para mostrar muchos ejemplos de anatomía y patología similares. Estas imágenes reflejan el espectro de cambios ecográficos que pueden producirse en una enfermedad determinada, en lugar de solo la manifestación más común.

Hemos vuelto a utilizar recuadros de colores para resaltar las características importantes o críticas de los diagnósticos ecográficos. Los términos y conceptos clave se destacan en negrita. Para dirigir a los lectores a otras investigaciones y bibliografía de interés, se proporcionan listas de referencias completas y actualizadas.

Diagnóstico por ultrasonido se divide de nuevo en dos volúmenes. El Tomo I consta de las Secciones I a III. La Sección I contiene capítulos sobre física (incluyendo artefactos y elastografía) y efectos biológicos de la ecografía. También incluye la descripción de la técnica de contraste ecográfico y las imágenes, con una sección completamente nueva sobre cómo iniciar una práctica de contraste ecográfico en su laboratorio. La Sección II cubre la ecografía abdominal, pélvica, retroperitoneal, intervencionista y de hernias. La Sección III abarca la ecografía vascular y la obtención de imágenes de partes pequeñas, incluyendo testículos, mamas, tiroides y un capítulo recientemente ampliado sobre paratiroides y otras glándulas de la cabeza y el cuello. El Tomo II comprende la Sección IV (ginecología), la Sección V (obstetricia) y la Sección VI (pediatría). Cada una de estas secciones se ha ampliado para incluir imágenes correlativas y la descripción del valor de la elastografía y el contraste ecográfico cuando procede.

Diagnóstico por ultrasonido está dirigido a médicos en ejercicio, residentes, estudiantes de Medicina, ecografistas y otras personas interesadas en comprender las amplias aplicaciones de la ecografía diagnóstica e intervencionista en la atención al paciente. Nuestro objetivo es que *Diagnóstico por ultrasonido* continúe siendo el libro de referencia más completo disponible en la literatura ecográfica, con un estilo altamente legible, y magníficas imágenes y videos.

Deborah Levine, MD, FACR
Carol M. Rumack, MD, FACR

Deseamos expresar nuestro más profundo reconocimiento y nuestra más sincera gratitud:

Debemos un sincero agradecimiento **a todos nuestros destacados autores**. Escribir una revisión durante la pandemia de COVID-19 ha supuesto una tensión para muchos de nuestros autores, y les agradecemos su dedicación a la educación en este difícil momento de nuestras carreras médicas. Este tiempo ha sido agotador para todos nosotros, como individuos y profesionales, y apreciamos sinceramente las contribuciones de nuestros autores de un texto actualizado y autorizado, hermosos ejemplos de imágenes con imágenes correlativas como una característica más predominante en esta edición, y videos educativos suplementarios de alta calidad.

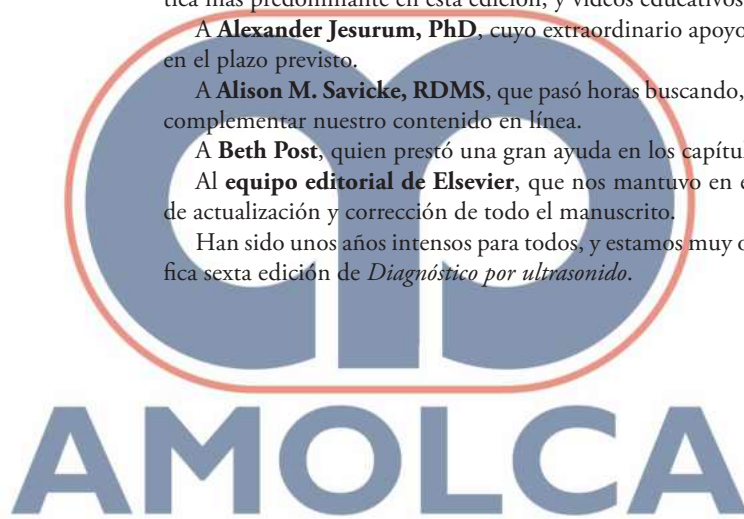
A **Alexander Jesurum, PhD**, cuyo extraordinario apoyo ha permitido completar este texto en el plazo previsto.

A **Alison M. Savicke, RDMS**, que pasó horas buscando, recortando y anotando videos para complementar nuestro contenido en línea.

A **Beth Post**, quien prestó una gran ayuda en los capítulos de Ecografía pediátrica.

Al **equipo editorial de Elsevier**, que nos mantuvo en el buen camino durante el proceso de actualización y corrección de todo el manuscrito.

Han sido unos años intensos para todos, y estamos muy orgullosos de compartir esta magnífica sexta edición de *Diagnóstico por ultrasonido*.



AMOLCA

TOMO I

SECCIÓN I Física del ultrasonido, bioefectos y contraste

1. Física del ultrasonido, 1
Da Zhang, Korosh Kablili, Hojun Yu y Deborah Levine
2. Efectos biológicos y seguridad, 46
Christy K. Holland y J. Brian Fowlkes
3. Agentes de contraste para ecografía: de los principios a la práctica, 66
Peter N. Burns y Michelle LaVonne Robbin

SECCIÓN II Ecografía abdominal

4. El hígado, 88
Stephanie R. Wilson y Alexandra Medellín
5. El bazo, 156
Darci J. Wall
6. El árbol biliar y la vesícula biliar, 182
Korosh Khalili y Stephanie R. Wilson
7. Ecografía pancreática, 227
Thomas Winter, III
8. El tracto gastrointestinal, 265
Stephanie R. Wilson y Alexandra Medellín
9. El riñón y las vías urinarias, 323
Christopher M. Buros, Ashley N. Kalor y Mitchell E. Tublin
10. La próstata y la ecografía transrectal, 396
Ants Toi y Sangeet Ghai
11. Las glándulas suprarrenales, 431
Ashley N. Kalor y Mitchell E. Tublin
12. Ecografía retroperitoneal, 447
Constantine M. Burgan y Helena Gabriel
13. Ecografía dinámica de las hernias inguinales y de la pared abdominal anterior, 496
Alison M. Savicke y Deborah Levine

14. El peritoneo, 532
Dilkash Kajal y Deborah Levine
15. Biopsia ecoguiada de tórax, abdomen y pelvis, 564
Theodora A. Potretzke, Thomas D. Atwell y J. William Charboneau
16. Trasplante de órganos sólidos, 589
Molly B. Carnahan y Ghaneh Fananapazir

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

17. Ecografía de la glándula tiroides y los ganglios linfáticos cervicales, 630
Kedar Gopal Sharbidre y Franklin N. Tessler
18. Otras glándulas de la cabeza y el cuello, 670
Mary E. Cunnane y Boris Bulat Kumaev
19. La mama, 700
Jordana Phillips
20. El escroto, 761
Thomas Winter, III
21. Visión general de la ecografía musculoesquelética: técnicas y aplicaciones, 797
Kara Gaetke-Udager y Corrie M. Yablon
22. El hombro, 819
Kara Gaetke-Udager y Corrie M. Yablon
23. Intervenciones musculoesqueléticas, 842
Ronald S. Adler
24. Los vasos cerebrales extracraneales, 864
Edward I. Bluth, Stephen I. Johnson y Laurie Troxclair
25. Arterias periféricas, 909
Mohd Zahid, Mark E. Lockhart y Michelle LaVonne Robbin
26. Venas periféricas, 931
Muhammad U. Aziz, Mohd Zahid, Therese M. Weber y Michelle LaVonne Robbin
27. Hemodiálisis, 950
Kedar Gopal Sharbidre, Lauren Freeman Alexander, Heidi R. Umphrey y Michelle LaVonne Robbin

TOMO II

SECCIÓN IV Ecografía ginecológica

28. El útero, 971

Pei-Kang Wei, Alison M. Savicke y Deborah Levine

29. Ecografía anexial, 1011

Maitray D. Patel

SECCIÓN V Ecografía obstétrica

30. Visión general de la imagen obstétrica, 1053

Deborah Levine y Alison M. Savicke

31. Primer trimestre, 1077

Mindy M. Horrow

32. Anomalía cromosómica, 1118

Barbara O'Brien y William Choi

33. Embarazo múltiple, 1143

Catherine H. Phillips y Mary C. Frates

34. Ecografía fetal de cara y cuello, 1162

Deborah Levine y Judy A. Estroff

35. El cerebro fetal, 1198

Yi Li y Deborah Levine

36. La columna vertebral del feto, 1260

Edward R. Oliver y Beverly G. Coleman

37. El tórax fetal, 1296

Dorothy Bulas

38. Ecocardiografía fetal, 1319

Julia A. Drose

39. El tracto gastrointestinal fetal y la pared abdominal, 1353

Elizabeth Asch y Deborah Levine

40. El tracto urogenital fetal, 1386

Dilkash Kajal y Deborah Levine

41. El sistema musculoesquelético fetal, 1429

Phyllis Glanc, Johannes Keunen y David Chitayat

42. Ecografía de la hidropesía fetal, 1464

Lisa R. Dunn-Albanese y Deborah Levine

43. Mediciones fetales: crecimiento fetal normal y anormal y evaluación del bienestar fetal, 1491

Carol B. Benson y Peter M. Doubilet

44. Evaluación ecográfica de la placenta, 1510

Thomas D. Shipp

45. Ecografía cervical y parto pretérmino, 1541

Hournaz Ghandehari y Phyllis Glanc

SECCIÓN VI Ecografía pediátrica

46. Imágenes cerebrales neonatales e infantiles, 1559

Carol M. Rumack y Amanda K. Auckland

47. Doppler cerebral neonatal y técnicas avanzadas de ecografía, 1622

Judy H. Squires y Misun Hwang

48. Ecografía Doppler del cerebro en niños, 1643

Dorothy Bulas y Alexia M. Egloff

49. Cabeza y cuello pediátricos, 1677

Rupa Radhakrishnan y Beth M. Kline-Fath

50. Ecografía pediátrica del canal raquídeo, 1725

Ilse Castro-Aragón y Ramón Sánchez-Jacob

51. El tórax pediátrico, 1753

Chetan Chandulal Shah

52. Hígado y bazo pediátricos, 1782

Sara M. O'Hara

53. Ecografía renal, urinaria y suprarrenal pediátrica, 1831

Harriet J. Paltiel

54. Ecografía pediátrica del tracto gastrointestinal, 1886

Susan D. John y Hai Thuy N. Nguyen

55. Ecografía pélvica pediátrica, 1920

Christine L. Xue y Patricia T. Acharya

56. Ecografía musculoesquelética pediátrica, 1970

Ramón Sánchez-Jacob y Jessica Leschied

57. Ecografía intervencionista pediátrica, 1991

Allison Aguado y Deborah Rabinowitz

Índice alfabético, 2000

1 Física del ultrasonido

Da Zhang, Korosh Kahlili, Hojun Yu y Deborah Levine

- Video 1.1.** Explicación del artefacto de la velocidad del sonido.
- Video 1.2.** Explicación de los artefactos de atenuación.
- Video 1.3.** Ejemplo clínico de uréter dilatado por cálculo ureteral con sombra.
- Video 1.4.** Sombras por detrás del fibroma ovárico.
- Video 1.5.** Explicación de la transmisión en un paciente con quiste hepático.
- Video 1.6.** Explicación del artefacto de la imagen especular.
- Video 1.7.** Explicación del artefacto de la cola de cometa.
- Video 1.8.** Ejemplo clínico de artefacto de cola de cometa en paciente con adenomiomatosis.
- Video 1.9.** Explicación del artefacto de refracción.
- Video 1.10.** Explicación de la anisotropía.
- Video 1.11.** Anisotropía en el tendón del bíceps.
- Video 1.12.** Ilustración del artefacto *ring-down*.
- Video 1.13.** *Ring-down* y artefactos de reverberación.
- Video 1.14.** Artefacto de reverberación.
- Video 1.15.** Sombras sucias procedentes de una combinación de artefactos de reflexión, reverberación y anillo descendente originados por múltiples capas de burbujas de gas.
- Video 1.16.** Explicación del artefacto del lóbulo lateral.
- Video 1.17.** Explicación del artefacto de volumen parcial.
- Video 1.18.** Artefacto de vibración tisular en paciente con estenosis de la arteria renal izquierda con soplo de color.
- Video 1.19.** *Aliasing* en pseudoaneurisma.
- Video 1.20.** *Aliasing* en injerto de diálisis de arteria femoral a vena femoral.
- Video 1.21.** Explicación del artefacto de centelleo.
- Video 1.22.** Artefacto de centelleo en paciente con pancreatitis crónica.

4 El hígado

Stephanie R. Wilson y Alexandra Medellín

- 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 grasa geográfica del hígado.
- Video 4.5.** Ecografía con contraste de hiperplasia nodular focal con realce clásico.
- Video 4.6.** Ecografía con contraste del hemangioma de llenado rápido.
- Video 4.7.** Ecografía con contraste de la hiperplasia nodular focal.
- Video 4.8.** Ecografía con contraste de la hiperplasia nodular focal.
- Video 4.9.** Ecografía con contraste de un adenoma hepático en una mujer joven.
- Video 4.10.** Ecografía con contraste de carcinoma hepatocelular pequeño.

- Video 4.11.** Ecografía con contraste del carcinoma hepatocelular.
- Video 4.12.** Metástasis colorrectal clásica.
- Video 4.13.** Ecografía con contraste de metástasis hepáticas.
- Video 4.14.** Ecografía con contraste de metástasis hepáticas.
- Video 4.15.** Carcinoma hepatocelular de gran tamaño con características clásicas de refuerzo.
- Video 4.16.** Un nódulo precursor en un hígado cirrótico, LR-3.
- Video 4.17.** Lavado de hemangioma en un paciente con riesgo de HCC, LR-1.
- Video 4.18.** LI-RADS LR-M en un paciente con un nuevo nódulo hipoeicoico.
- Video 4.19.** Trombosis de la vena porta en un paciente con riesgo de HCC, LR-TIV.

5 El bazo

Darci J. Wall

- 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 un linfoma que se manifiesta como una lesión esplénica solitaria hipoeicoica.
- Video 5.4.** Esplenomegalia masiva.
- Video 5.5.** Várices esplénicas en escala de grises.
- Video 5.6.** Doppler color de várices esplénicas.
- Video 5.7.** Granulomas.
- Video 5.8.** Angiomas de células litorales.

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 biliares intrahepáticos.
- Video 6.3.** Microlitiasis intrahepática.
- Video 6.4.** Cálculo en el colédoco distal.
- Video 6.5.** Síndrome de Mirizzi.
- Video 6.6.** Neumobilia en vías biliares no dilatadas.
- Video 6.7.** Fístula coledocoduodenal.
- Video 6.8.** Infección por *Fasciola hepatica*, fase aguda.
- Video 6.9.** Infección por *Fasciola hepatica*, parásito vivo.
- Video 6.10.** Colangitis esclerosante primaria.
- Video 6.11.** Colangitis esclerosante primaria.
- Video 6.12.** Colangiocarcinoma que complica la colangitis esclerosante primaria.
- Video 6.13.** Colangiocarcinoma que complica la colangitis esclerosante primaria.
- Video 6.14.** Duplicación de la vesícula biliar.
- Video 6.15.** Vesícula biliar contraída.
- Video 6.16.** Colecistitis aguda.
- Video 6.17.** Colecistitis gangrenosa con perforación focal.
- Video 6.18.** Colecistitis perforada con absceso hepático.

Video 6.19. Edema de la pared de la vesícula biliar.

Video 6.20. Pólipos de colesterol.

Video 6.21. Metástasis en la vesícula biliar.

7 Ecografía pancreática

Thomas Winter, III

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. Seudoquistes pancreáticos.

Video 7.7. Cáncer de páncreas infiltrante.

Video 7.8. Carcinoma pancreático.

Video 7.9. Carcinoma pancreático.

Video 7.10. Biopsia central ecoguiada de un adenocarcinoma pancreático.

Video 7.11. Neoplasia mucinosa papilar intraductal.

Video 7.12. Neoplasia mucinosa papilar intraductal del conducto principal (IPMN) en TC.

Video 7.13. Ecografía con contraste del adenocarcinoma pancreático.

Video 7.14. Ecografía con contraste de una neoplasia quística mucinosa del páncreas.

8 El tracto gastrointestinal

Stephanie R. Wilson y Alexandra Medellín

Video 8.1. 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 estratificación de las capas de la pared intestinal en la inflamación subaguda grave del colon sigmoide en un paciente con enfermedad de Crohn.

Video 8.4. Estenosis en la enfermedad de Crohn.

Video 8.5. El Doppler color muestra hiperemia en la pared intestinal engrosada en la enfermedad de Crohn, lo que indica enfermedad activa.

Video 8.6. Imagen longitudinal con contraste de la enfermedad de Crohn.

Video 8.7. Imagen axial con contraste del intestino en la enfermedad de Crohn.

Video 8.8. Fijación grave y angulación aguda del íleon con estenosis y fístula enteroentérica.

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 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 por estenosis inflamatoria de la enfermedad de Crohn.

9 El riñón y las vías urinarias

Christopher M. Buros, Ashley N. Kalor y Mitchell E. Tublin

Video 9.1. Columna de Bertin hipertrofiada.

Video 9.2. Ectopia renal fusionada cruzada.

Video 9.3. Riñón en herradura.

Video 9.4. Pielonefritis aguda.

Video 9.5. Absceso renal.

Video 9.6. Nefropatía por VIH.

Video 9.7. Cistitis enfisematosa.

Video 9.8. Cálculo renal.

Video 9.9. Cálculo ureteral.

Video 9.10. Chorro Doppler.

Video 9.11. Nefrocalcinosis hipercalcémica.

Video 9.12. Carcinoma de células renales.

Video 9.13. Carcinoma urotelial de vejiga.

Video 9.14. Lesión renal exofítica potenciadora.

Video 9.15. Metástasis renal.

Video 9.16. Quiste renal con restos sin realce.

Video 9.17. Quiste renal hemorrágico.

Video 9.18. Nefropatía por litio.

Video 9.19. Hematoma renal en un riñón trasplantado.

Video 9.20. Divertículos vesicales.

Video 9.21. Carcinoma de células renales claras.

Video 9.22. Seudotumor.

10 La próstata y la ecografía transrectal

Ants Toi y Sangeet Ghai

Video 10.1. Próstata normal en barrido axial de cine.

Video 10.2. Próstata normal en barrido de cine sagital.

Video 10.3. Vascularidad prostática normal.

Video 10.4. Prostatitis bacteriana.

Video 10.5. Aspiración de abscesos.

Video 10.6. Cáncer de próstata.

Video 10.7. Imágenes Doppler de potencia del cáncer de próstata.

Video 10.8. Microultrasonido.

Video 10.9. Biopsia por microultrasonido.

11 Las glándulas suprarrenales

Ashley N. Kalor y Mitchell E. Tublin

Video 11.1. Glándula suprarrenal normal.

Video 11.2. Adenoma suprarrenal.

- Video 11.3.** Adenoma suprarrenal.
Video 11.4. Hemorragia dentro de un adenoma suprarrenal.
Video 11.5. Glándula suprarrenal con calcificación.

12 Ecografía retroperitoneal

Constantine M. Burgan y Helena Gabriel

- Video 12.1.** Aneurisma sacular de la aorta.
Video 12.2. Tipo II.
Video 12.3. Endofuga de tipo II.
Video 12.4. Endofuga de tipo III.
Video 12.5. Endofuga de tipo III.
Video 12.6. Rotura contenida.
Video 12.7. Seudoaneurisma aórtico (rotura contenida) transversal.
Video 12.8. Seudoaneurisma aórtico (rotura contenida) en eje largo.
Video 12.9. Estenosis de la arteria renal izquierda con soplo en color y distorsión durante todo el ciclo cardíaco.
Video 12.10. Angiograma de reestenosis de arteria renal izquierda accesoria con *stent*.
Video 12.11. Angiograma de reestenosis de arteria renal izquierda accesoria con *stent*.
Video 12.12. Ecografía tras la colocación de un *stent* en la arteria renal izquierda accesoria. Reestenosis posterior a la colocación de un *stent*.
Video 12.13. Imágenes longitudinales de la vena cava inferior.
Video 12.14. Síndrome del cascanueces.
Video 12.15. Síndrome del cascanueces tras la colocación de un *stent*.
Video 12.16. Imágenes longitudinales de venas ováricas ligeramente prominentes que cruzan de un lado al otro del útero.
Video 12.17. Imágenes transversales de venas ováricas ligeramente prominentes que cruzan de un lado a otro del útero.
Video 12.18. Angiograma de la vena ovárica izquierda durante la colocación del *coil*.
Video 12.19. Leiomioma.
Video 12.20. Leiomioma.
Video 12.21. Clip transversal normal a través del retroperitoneo.
Video 12.22. Linfoma.
Video 12.23. Schwannoma.

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

Alison M. Savicke y Deborah Levine

- Video 13.1.** Hernia inguinal directa con grasa intraperitoneal y preperitoneal.
Video 13.2. Hernia inguinal indirecta con contenido graso.
Video 13.3. Hernia inguinal con contenido intestinal.
Video 13.4. Hernia inguinal directa grande con grasa que se desliza oblicuamente durante la maniobra de compresión.
Video 13.5. Cambio en el contenido de la hernia durante la maniobra de Valsalva.

- Video 13.6.** Hernia ventral completamente reducible de cuello ancho grande con contenido graso.
Video 13.7. Hernia inguinal indirecta parcialmente reducible que contiene grasa e intestino.
Video 13.8. Hernia de la línea alba epigástrica no reducible por grasa.
Video 13.9. Hernia inguinal indirecta con intestino grueso que se extiende al escroto.
Video 13.10. Hernia femoral con grasa.
Video 13.11. Hernia femoral no reducible.
Video 13.12. Hernia espigeliiana izquierda no reducible de tamaño moderado con contenido graso.
Video 13.13. Hernia espigeliiana grande con grasa e intestino completamente reducible.
Video 13.14. Hernias espigeliianas adyacentes.
Video 13.15. Díastasis de rectos sin hernia.
Video 13.16. Hernia de la línea alba con grasa.
Video 13.17. Hernia de la línea alba epigástrica pequeña no reducible con grasa.
Video 13.18. Dos hernias epigástricas de la línea alba, de tamaño moderado y contenido graso, adyacentes y parcialmente reducibles.
Video 13.19. Hernia umbilical.
Video 13.20. Hernia incisional reducible con grasa de tamaño moderado.
Video 13.21. Dos hernias incisionales adyacentes de tamaño moderado que contienen grasa en una paciente tras una reconstrucción mamaria con colgajo miocutáneo del recto abdominal transversal (TRAM).
Video 13.22. Hernias en pantalón.
Video 13.23. Una malla con una fuerte sombra dificulta la evaluación de una hernia recidivante.
Video 13.24. Hernia inguinal recidivante de tamaño moderado con contenido graso en el borde superior de la malla.
Video 13.25. Hernia femoral derecha estrangulada.
Video 13.26. Quiste del canal de Nuck.
Video 13.27. Quiste del canal de Nuck.
Video 13.28. Tumor desmoide.

14 El peritoneo

Dilkash Kajal y Deborah Levine

- Video 14.1.** Peritoneo visceral normal.
Video 14.2. Mesenterio normal.
Video 14.3. Mesenterio normal.
Video 14.4. Mesenterio normal.
Video 14.5. Omento mayor normal.
Video 14.6. Omento normal sin ascitis.
Video 14.7. Infiltración tumoral del epiplón mayor.
Video 14.8. Infiltración tumoral del epiplón.
Video 14.9. Implante tumoral en la bolsa de Douglas.
Video 14.10. Implante tumoral en la bolsa de Douglas con manipulación en tiempo real de imágenes.
Video 14.11. Hematoma pélvico.
Video 14.12. Quiste de inclusión peritoneal.
Video 14.13. Carcinomatosis peritoneal del peritoneo parietal.

- Video 14.14.** Metástasis peritoneal visceral en la cúpula del hígado por tumor de células de la granulosa ovárica.
- Video 14.15.** Metástasis peritoneal visceral en la cúpula del hígado por tumor de células de la granulosa ovárica.
- Video 14.16.** Carcinomatosis peritoneal del peritoneo visceral.
- Video 14.17.** Carcinomatosis peritoneal del peritoneo visceral.
- Video 14.18.** Endometrioma en la bolsa de Douglas.
- Video 14.19.** Mesotelioma peritoneal.
- Video 14.20.** Grasa inflamada.
- Video 14.21.** Infarto segmentario omental izquierdo.
- Video 14.22.** Infarto segmentario omental izquierdo.
- Video 14.23.** Apéndice epiploico normal.
- Video 14.24.** Apendicitis epiploica.
- Video 14.25.** Paniculitis mesentérica.
- Video 14.26.** Placa endometrial.
- Video 14.27.** Placa endometrial.

15 Biopsia ecoguiada de tórax, abdomen y pelvis

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

- Video 15.1.** Biopsia central del omento guiada por ecografía.
- Video 15.2.** Biopsia hepática guiada por ecografía.
- Video 15.3.** Biopsia de masa hepática guiada por ecografía con técnica “a mano alzada”.
- Video 15.4.** Biopsia de masa hepática guiada por ecografía con técnica “a mano alzada”.
- Video 15.5.** Imágenes Doppler de potencia que mejoran la visibilidad del drenaje.
- Video 15.6.** Anestesia local para la aspiración transvaginal de quiste anexial.
- Video 15.7.** Aspiración transvaginal de quiste anexial.

16 Trasplante de órganos sólidos

Molly B. Carnahan y Ghaneh Fananapazir

- Video 16.1.** Parénquima hepático normal.
- Video 16.2.** Torsión en el trasplante de hígado.
- Video 16.3.** Trombosis arterial renal aguda.
- Video 16.4.** Trombosis arterial renal crónica.
- Video 16.5.** Seudoaneurisma de trasplante renal tras biopsia.
- Video 16.6.** Trombosis de la vena renal.
- Video 16.7.** Seudoaneurisma del trasplante pancreático.

17 Ecografía de la glándula tiroides y los ganglios linfáticos cervicales

Kedar Gopal Sharbidre y Franklin N. Tessler

- Video 17.1.** Corte transversal de un lóbulo tiroideo derecho normal.
- Video 17.2.** Corte sagital de un lóbulo derecho normal.
- Video 17.3.** El barrido transversal a través del lóbulo derecho y el istmo muestra múltiples nódulos.

- Video 17.4.** Corte sagital del lóbulo derecho que muestra dos nódulos degenerativos mixtos quísticos y sólidos.
- El **video 17.5.** muestra un carcinoma papilar de tiroides con múltiples focos ecogénicos puntiformes y microcalcificaciones.
- Video 17.6.** Nódulo espongiiforme con innumerables espacios quísticos pequeños, aspecto benigno clásico.
- Video 17.7.** La ecografía transversal del lóbulo derecho muestra un nódulo sólido (2 puntos), hipoeicoico (2 puntos) sin otras características sospechosas.
- Video 17.8.** Clip transversal durante una aspiración con aguja fina muestra excursiones de la aguja dentro del nódulo diana.
- Video 17.9.** Aspiración con aguja fina de un nódulo en la unión del lóbulo izquierdo y el istmo mediante abordaje superficial.
- Video 17.10.** Múltiples ganglios linfáticos con áreas quísticas y ecogénicas debido a metástasis del cáncer papilar de tiroides.
- Video 17.11.** Gammagrafía transversal de la parte superior izquierda del cuello que muestra un ganglio linfático anormal hipoeicoico de nivel I adyacente a la glándula submandibular ecogénica.
- Video 17.12.** Barrido transversal a través de un lecho tiroideo ecogénico normal sin masas.

18 Otras glándulas de la cabeza y el cuello

Mary E. Cunnane y Boris Bulat Kumaev

- Video 18.1.** Adenoma paratiroideo quístico y sólido.
- Video 18.2.** Pequeño adenoma paratiroideo.
- Video 18.3.** Hiperplasia paratiroidea de glándulas múltiples.
- Video 18.4.** Hiperplasia paratiroidea de glándulas múltiples.
- Video 18.5.** Adenoma paratiroideo superior.
- Video 18.6.** Adenoma paratiroideo superior.
- Video 18.7.** Adenoma paratiroideo inferior.
- Video 18.8.** Adenoma paratiroideo inferior.
- Video 18.9.** Adenoma paratiroideo superior ectópico.
- Video 18.10.** Adenoma paratiroideo intratiroideo.
- Video 18.11.** Adenoma paratiroideo intratiroideo.
- Video 18.12.** Adenoma paratiroideo ectópico.
- Video 18.13.** Paratiromatosis en el cuello posoperatoria.
- Video 18.14.** Adenoma paratiroideo.
- Video 18.15.** Pequeño adenoma paratiroideo inferior y bocio multinodular.
- Video 18.16.** Biopsia de adenoma paratiroideo intratiroideo ectópico.
- Video 18.17.** Adenoma paratiroideo ectópico en la biopsia de la vaina carotídea.
- Video 18.18.** Ablación con etanol del hiperparatiroidismo dependiente del injerto recurrente.

19 La mama

Jordana Phillips

- Video 19.1.** Importancia de la presión de la luz para el examen Doppler color.
- Video 19.2.** Importancia de la presión de la luz para el examen Doppler color.

- Video 19.3.** Quiste normal.
Video 19.4. Papiloma intraductal.
Video 19.5. Desechos ductales.
Video 19.6. Biopsia percutánea con dispositivo de biopsia disparado por resorte.
Video 19.7. Biopsia percutánea mediante video sin lanzamiento.

20 El escroto

Thomas Winter, III

- Video 20.1.** Testículo atrófico con seminoma.
Video 20.2. Teratoma.
Video 20.3. Tumor mixto de células germinales.
Video 20.4. Complejo de Carney y tumor de células de Sertoli calcificante de células grandes presuntamente benigno.
Video 20.5. Quiste epidermoide.
Video 20.6. Quiste epidermoide.
Video 20.7. Varicocele en paciente que realiza una maniobra de Valsalva.
Video 20.8. Varicocele mostrado en Doppler color.
Video 20.9. Aspecto pseudotesticular de un quiste epidermoide que simula poliorquidismo.
Video 20.10. Aspecto del epidídimo y el conducto deferente tras la vasectomía.
Video 20.11. Aspecto de esperma danzante tras una vasectomía.
Video 20.12. Torsión con infarto.
Video 20.13. Signo del remolino en la torsión testicular.
Video 20.14. Orquitis aguda.
Video 20.15. Ruptura traumática de la túnica albugínea inferior, hematoma en el testículo y extrusión de los túbulos seminíferos.
Video 20.16. Tumor mixto de células germinales en un testículo no descendido.

21 Visión general de la ecografía musculoesquelética: técnicas y aplicaciones

Kara Gaetke-Udager y Corrie M. Yablon

- Video 21.1.** Músculo bíceps normal y tendón distal.
Video 21.2. Tendón de Aquiles normal.
Video 21.3. Imagen dinámica normal de los tendones flexores del dedo.
Video 21.4. Subluxación dinámica del nervio cubital.
Video 21.5. Imagen de eje corto de un quiste de Baker.

22 El hombro

Kara Gaetke-Udager y Corrie M. Yablon

- Video 22.1.** Evaluación dinámica del pinzamiento subcoracoideo.
Video 22.2. Obtención de imágenes del supraespinoso en el eje largo y posterior transición al infraespinoso.
Video 22.3. Evaluación dinámica del pinzamiento subacromial.

- Video 22.4.** Imágenes dinámicas que muestran una mayor prominencia del derrame glenohumeral en rotación externa.
Video 22.5. Imagen de eje corto del tendón supraespinoso.

23 Intervenciones musculoesqueléticas

Ronald S. Adler

- Video 23.1.** Inyección intraarticular de cadera guiada por ecografía.
Video 23.2. Inyección en la vaina del tendón del bíceps mediante un abordaje del intervalo rotador.
Video 23.3. Aspiración de un quiste de muesca espinoglenoideo.
Video 23.4. Inyección en tendinosis calcificada.
Video 23.5. Inyección de plasma rico en plaquetas en la rodilla.
Video 23.6. Representación del procedimiento Tenex.
Video 23.7. Nervio cutáneo femoral lateral posinyección.

24 Los vasos cerebrales extracraneales

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

- Video 24.1.** Placa homogénea mínima en el bulbo carotídeo (escala de grises).
Video 24.2. Placa homogénea considerable en la arteria carótida interna (escala de grises).
Video 24.3. Placa homogénea de tipo 3 con menos del 50 % de sonolucencia (escala de grises).
Video 24.4. Placa homogénea de tipo 3 con estenosis de bajo grado de la arteria carótida interna (escala de grises).
Video 24.5. Placa calcificada en la arteria carótida interna (escala de grises).
Video 24.6. Placa heterogénea en la arteria carótida interna (tipo 1) (escala de grises).
Video 24.7. Placa heterogénea (tipo 1) con sonolucencia superior al 50 % dentro de la placa de la arteria carótida interna izquierda (escala de grises).
Video 24.8. Placa heterogénea (tipo 2) en la arteria carótida interna (escala de grises).
Video 24.9. Estenosis de alto grado en la arteria carótida interna proximal (Doppler color).
Video 24.10. Placa heterogénea en la arteria carótida interna (Doppler color).
Video 24.11. Placa heterogénea en la arteria carótida interna izquierda (Doppler de potencia).
Video 24.12. Estenosis de alto grado en la arteria carótida interna (Doppler transversal).
Video 24.13. Estenosis de alto grado de la arteria carótida interna (Doppler transversal).
Video 24.14. Estenosis de bajo grado en la arteria carótida interna (Doppler color transversal).
Video 24.15. Forma de onda espectral normal de la arteria carótida interna proximal.
Video 24.16. Forma de onda espectral normal de la arteria carótida interna media.
Video 24.17. Forma de onda espectral normal de la arteria carótida interna distal.
Video 24.18. Forma de onda espectral normal de la arteria carótida común distal.

Video 24.19. Estenosis de alto grado en la arteria carótida interna (Doppler de potencia).

Video 24.20. Estenosis de alto grado en la arteria carótida interna (Doppler color).

Video 24.21. Estenosis de alto grado con velocidad sistólica máxima marcadamente elevada y ensanchamiento espectral (Doppler color y espectral).

Video 24.22. Doppler color y espectral de estenosis de bajo grado en la arteria carótida interna.

25 Arterias periféricas

Mohd Zahid, Mark E. Lockhart y Michelle LaVonne Robbin

Video 25.1. Trombo agudo en la arteria femoral superficial.

Video 25.2. Oclusión de la arteria femoral superficial con una gran colateral que sale proximal a la oclusión.

Video 25.3. Calcificación grave de la arteria femoral superficial.

Video 25.4. Seudoaneurisma de la arteria femoral común.

Video 25.5. Fístula arteriovenosa (AVF) de arteria femoral común a vena femoral común.

Video 25.6. Estrechamiento visible en escala de grises.

Video 25.7. Seudoaneurisma de arteria radial grande con desgarro en la pared arterial.

Video 25.8. Seudoaneurisma de arteria radial grande.

Video 25.9. Derrame subclavio.

26 Venas periféricas

Muhammad U. Aziz, Mohd Zahid, Therese M. Weber y Michelle LaVonne Robbin

Video 26.1. Compresión normal de la vena femoral durante un estudio para evaluar la trombosis venosa profunda.

Video 26.2. Trombo agudo de la vena femoral común (CFV).

Video 26.3. Trombo no oclusivo ligeramente móvil dentro de la vena safena mayor (GSV) con extensión a la vena femoral común (CFV).

Video 26.4. Trombosis venosa profunda aguda en extremidad inferior derecha.

Video 26.5. Oclusión venosa crónica con colaterales.

Video 26.6. Oclusión crónica de la vena femoral común (CFV) con flujo anterógrado normal en la vena femoral e inversión del flujo en la vena femoral profunda.

Video 26.7. Flujo lento en una vena permeable y compresible sin trombosis venosa profunda, clip de cine longitudinal.

Video 26.8. Flujo lento en una vena permeable y compresible sin trombosis venosa profunda, corte transversal de cine.

Video 26.9. Trombo en una de las venas femorales pares.

Video 26.10. Válvula venosa femoral normal.

Video 26.11. Vena yugular interna (IJV) normal en un clip de cine con compresión en escala de grises.

Video 26.12. Trombo yugular interno agudo.

Video 26.13. Trombo no oclusivo en una vena braquial en las venas braquiales emparejadas.

Video 26.14. Trombo agudo alrededor de la vía del catéter central de inserción periférica (PICC) en la vena basílica.

Video 26.15. Trombo agudo alrededor del catéter central de inserción periférica (PICC) en la vena basílica.

27 Hemodiálisis

Kedar Gopal Sharbidre, Lauren Freeman Alexander, Heidi R. Umphrey, y Michelle LaVonne Robbin

Video 27.1. Vena cefálica de pared gruesa con trombo crónico.

Video 27.2. La compresión normal de la vena yugular interna derecha (IJV) sugiere la ausencia de trombosis.

Video 27.3. Estrechamiento y alteración del flujo de color en la anastomosis venosa del injerto que sugieren estenosis anastomótica.

Video 27.4. Hematoma de tamaño moderado adyacente a la fístula arteriovenosa (AVF).

Video 27.5. Seudoaneurisma de la vena basílica pequeña.

Video 27.6. Irregularidad y degeneración de la pared del injerto por punciones repetidas.

28 El útero

Pei-Kang Wei, Alison M. Savicke y Deborah Levine

Video 28.1. Útero tabicado completo.

Video 28.2. Útero bicorne.

Video 28.3. Útero didelfo.

Video 28.4. Útero unicorn.

Video 28.5. Fibroma necrótico.

Video 28.6. Adenomiosis.

Video 28.7. Pólipo prolapsante.

Video 28.8. Pólipo endometrial.

Video 28.9. Pólipo endometrial.

Video 28.10. Carcinoma endometrial.

Video 28.11. Carcinoma endometrial con hematometra.

Video 28.12. Sinequias.

Video 28.13. Dispositivo intrauterino circular (DIU).

Video 28.14. Posición baja del dispositivo intrauterino (DIU).

Video 28.15. Hematoma en colgajo vesical y suturas tras cesárea.

Video 28.16. Productos de la concepción vascularizados retenidos.

Video 28.17. Endometritis.

Video 28.18. Hematometra posparto.

29 Ecografía anexial

Maitray D. Patel

Video 29.1. Cuerpo *albicans*.

Video 29.2. Focos ecogénicos puntiformes.

Video 29.3. Morfología de los ovarios poliquísticos.

Video 29.4. Señal de deslizamiento normal.

Video 29.5. Signo de deslizamiento anormal.

Video 29.6. Endometriosis infiltrante profunda.

Video 29.7. Torsión ovárica.

Video 29.8. Signo de torsión/remolino de la torsión ovárica.

- Video 29.9.** Torsión ovárica en TC.
- Video 29.10.** Esquema del ovario invertido.
- Video 29.11.** Enfermedad inflamatoria pélvica.
- Video 29.12.** Quiste ovárico hemorrágico.
- Video 29.13.** Endometrioma.
- Video 29.14.** Endometrioma, con capa de líquido/fluido, con hemoderivado ecogénico y restos que se depositan en la porción dependiente del quiste.
- Video 29.15.** Quiste posmenopáusico.
- Video 29.16.** Hidrosálpinx.
- Video 29.17.** Hidrosálpinx en TC.
- Video 29.18.** Quistes de la teca luteínica.
- Video 29.19.** Tumor ovárico limítrofe.
- Video 29.20.** Cistoadenoma mucinoso.
- Video 29.21.** Carcinoma endometrioide de ovario de grado IIIa.
- Video 29.22.** Carcinoma de células claras que surge en un endometrioma.
- Video 29.23.** Dermoide.
- Video 29.24.** Dermoide sutil de gran tamaño.
- Video 29.25.** Tumor mixto de células germinales.

30 Visión general de la imagen obstétrica

Deborah Levine y Alison M. Savicke

- Video 30.1.** Cine clip en el primer trimestre cuando el modo M no puede captar una frecuencia cardíaca precisa.
- Video 30.2.** Vista normal de la línea media del útero, la placenta anterior y el feto en el plano sagital en posición cefálica.
- Video 30.3.** Anatomía intracraneal normal.
- Video 30.4.** Vista transversal del tórax fetal y de las cuatro cavidades cardíacas.
- Video 30.5.** Imágenes transvaginales para demostrar mejor la anatomía de la columna distal y los riñones.
- Video 30.6.** Columna transversal y evaluación del *situs*.
- Video 30.7.** Evaluación de las arterias umbilicales adyacentes a la vejiga, indicando un cordón umbilical de tres vasos.
- Video 30.8.** Útero fibroso tras cesárea previa.
- Video 30.9.** Sinequia uterina.
- Video 30.10.** Útero tabicado con embarazo en el lado izquierdo.
- Video 30.11.** Útero didelfo con embarazo en el cuerno uterino izquierdo.

31 Primer trimestre

Mindy M. Horrow

- Video 31.1.** La actividad cardíaca en el mismo embrión se observó en tiempo real y se grabó en un clip de cine porque el embrión era demasiado pequeño para obtener un trazado en modo M.
- Video 31.2.** Cine clip de un embrión que muestra el movimiento del tronco y las extremidades.
- Video 31.3.** Cine clip a través del embrión que muestra el movimiento de las piernas, las manos y la cabeza.
- Video 31.4.** Gemelos monocoriónicos monoamnióticos.
- Video 31.5.** CRL de 2 mm con saco móvil pasó a aborto espontáneo.

- Video 31.6.** Embarazo ectópico tubárico con movimiento suave de la sonda para evaluar el movimiento separado del embarazo ectópico y el ovario adyacente.

32 Anomalía cromosómica

Barbara O'Brien y William Choi

- Video 32.1.** Translucencia nuchal.
- Video 32.2.** Higroma quístico.
- Video 32.3.** Hueso nasal en el primer trimestre.
- Video 32.4.** Ausencia de hueso nasal en feto de segundo trimestre con trisomía 21.
- Video 32.5.** Intestino ecogénico.
- Video 32.6.** Aguja de amniocentesis retirada de la cavidad amniótica.

33 Embarazo múltiple

Catherine H. Phillips y Mary C. Frates

- Video 33.1.** Gestación cuadracoriónica cuadraamniótica a las 6 semanas, 6 días.
- Video 33.2.** Embriones unidos, 9 semanas de edad gestacional.
- Video 33.3.** Gemelos monocoriónicos monoamnióticos, 26 semanas de edad gestacional.
- Video 33.4.** Tres placentas separadas en un embarazo de trillizos tricoriónicos triamnióticos a las 13 semanas de edad gestacional.
- Video 33.5.** Inserción de cordón velamentoso en un gemelo a las 34 semanas de edad gestacional.
- Video 33.6.** Discrepancias de crecimiento y fluidos en gemelos dicoriónicos, 24 semanas de edad gestacional.
- Video 33.7.** Síndrome de transfusión gemelo a gemelo, 12 semanas y 4 días de edad gestacional.
- Video 33.8.** Gemelos monocoriónicos diamnióticos con síndrome de transfusión gemelo a gemelo.
- Video 33.9.** Gemelos monocoriónicos diamnióticos con síndrome de transfusión gemelo a gemelo.
- Video 33.10.** Síndrome de perfusión arterial inversa en gemelos, 16 semanas de edad gestacional.
- Video 33.11.** Gemelos monocoriónicos monoamnióticos, 12 semanas de edad gestacional.
- Video 33.12.** Cordones monocoriónicos monoamnióticos enredados a las 29 semanas de edad gestacional.
- Video 33.13.** Gemelos monocoriónicos monoamnióticos, 28 semanas de edad gestacional.
- Video 33.14.** Gemelos unidos monocoriónicos monoamnióticos, 35 semanas de edad gestacional.

34 Ecografía fetal de cara y cuello

Deborah Levine y Judy A. Estroff

- Video 34.1.** Tomografía computarizada (TC) en neonato con virus del Zika.

- Video 34.2.** Labio leporino completo unilateral izquierdo, alvéolo leporino y paladar hendido en plano sagital en feto de 20 semanas de edad gestacional.
- Video 34.3.** Labio leporino completo unilateral izquierdo, alvéolo leporino y paladar hendido en plano coronal en feto de 20 semanas de edad gestacional.
- Video 34.4.** Labio leporino completo unilateral izquierdo, alvéolo leporino y paladar hendido en plano axial en feto de 20 semanas de edad gestacional.
- Video 34.5.** Micrognatia a las 20 semanas de gestación.

35 El cerebro fetal

Yi Li y Deborah Levine

- Video 35.1.** Cerebro normal, axial.
- Video 35.2.** Cerebro normal, transvaginal coronal.
- Video 35.3.** Transvaginal sagital de cerebro normal, usando una sutura como ventana de imagen, enfocando el cuerpo calloso normal por encima del *cavum septum pellucidum*.
- Video 35.4.** Quistes del plexo coroideo.
- Video 35.5.** Ventriculomegalia moderada bilateral.
- Video 35.6.** Anencefalia a las 15 semanas.
- Video 35.7.** Secuencia de banda amniótica disfrazada de anencefalia.
- Video 35.8.** Malformación de Chiari en feto con defecto del tubo neural espinal.
- Video 35.9.** Holoprosencefalia en el plano axial.
- Video 35.10.** El mismo feto que en el Video 35.10 en el plano sagital.
- Video 35.11.** Sintelencefalia.
- Video 35.12.** Agenesia del cuerpo calloso en el segundo trimestre en el plano axial.
- Video 35.13.** Agenesia del cuerpo calloso en el plano coronal.
- Video 35.14.** Agenesia del cuerpo calloso en el plano sagital en el tercer trimestre.
- Video 35.15.** Agenesia del cuerpo calloso en el plano axial con quiste en la línea media.
- Video 35.16.** Cine clip transvaginal de la ausencia del *cavum* del septo pelúcido en un feto con displasia septoóptica.

36 La columna vertebral del feto

Edward R. Oliver y Beverly G. Coleman

- Video 36.1.** Columna transversal normal a las 19 semanas de gestación.
- Video 36.2.** Columna torácica y cervical sagital normal a las 19 semanas de gestación.
- Video 36.3.** Columna lumbosacra sagital normal a las 19 semanas de gestación.
- Video 36.4.** Columna toracolumbar coronal normal a las 19 semanas de gestación.
- Video 36.5.** Columna torácica inferior y lumbar superior transversal normal para localizar el nivel vertebral a las 21 semanas de gestación.

- Video 36.6.** Columna torácica inferior y lumbar superior sagital normal para localizar el nivel vertebral a las 21 semanas de gestación.
- Video 36.7.** Mielomeningocele transversal lumbosacro a las 21 semanas de gestación.
- Video 36.8.** Mielomeningocele lumbosacro sagital a las 21 semanas de gestación (mismo caso que el Video 36.7).
- Video 36.9.** Mielomeningocele transversal lumbosacro a las 22 semanas de gestación para localizar el nivel del defecto (mismo caso que el Video 36.7).
- Video 36.10.** Lipomielomeningocele lumbosacro sagital a las 21 semanas de gestación.
- Video 36.11.** Columna toracolumbar coronal en feto con hemivértebra y escoliosis asociada a las 21 semanas de gestación.
- Video 36.12.** Teratoma sacrococcígeo sagital tipo II a las 22 semanas de gestación.

37 El tórax fetal

Dorothy Bulas

- Video 37.1.** Malformación adenomatoide pulmonar congénita (macroquística).
- Video 37.2.** Malformación adenomatoide pulmonar congénita (microquística) con desplazamiento moderado del mediastino.
- Video 37.3.** Secuestro broncopulmonar.
- Video 37.4.** Pequeño derrame pleural a las 16 semanas de gestación.
- Video 37.5.** Hernia diafragmática congénita izquierda a las 32 semanas de edad gestacional (vista transversal).
- Video 37.6.** Hernia diafragmática congénita izquierda a las 32 semanas de edad gestacional (vista sagital).
- Video 37.7.** Hernia diafragmática congénita del lado izquierdo con gran cantidad de hígado en el tórax.
- Video 37.8.** Hernia diafragmática congénita derecha.

38 Ecocardiografía fetal

Julia A. Drose

- Video 38.1.** Angulación del transductor desde una vista subcostal de cuatro cámaras a una vista de eje largo de la aorta, una vista de eje largo de la arteria pulmonar, una vista de eje corto de los ventrículos y una vista de eje corto de las grandes arterias.
- Video 38.2.** Desplazamiento cefálico del transductor de una vista apical de cuatro cámaras a una vista de tres vasos y tráquea.
- Video 38.3.** Colocación del cursor en modo M a través de una pared apical y una pared ventricular al mismo tiempo para evaluar una arritmia.
- Video 38.4.** Uso del Doppler espectral para evaluar una arritmia colocando el volumen de muestra en el ventrículo izquierdo para visualizar simultáneamente el flujo de entrada a través de la válvula mitral y el flujo de salida a través de la válvula aórtica.
- Video 38.5.** Comparación de imágenes en color que muestra una comunicación interventricular (VSD) con color en la imagen en color que no se visualiza en la imagen en escala de grises.
- Video 38.6.** Comunicación auriculoventricular completa (AVSD) con comunicación interauricular (ASD), comunicación

interventricular (VSD) y válvula auriculoventricular única con múltiples valvas.

Video 38.7. Comunicación auriculoventricular parcial (AVSD) con comunicación interauricular (ASD), comunicación interventricular (VSD) y dos válvulas auriculoventriculares separadas.

Video 38.8. Anomalia de Ebstein con desplazamiento demasiado bajo de la válvula tricúspide en el ventrículo derecho.

Video 38.9. Ventrículo derecho hipoplásico secundario a atresia tricúspide que muestra un ventrículo derecho muy pequeño.

Video 38.10. Otro ejemplo de corazón derecho hipoplásico.

Video 38.11. Síndrome del corazón izquierdo hipoplásico.

Video 38.12. Rabdomiomas múltiples.

39 El tracto gastrointestinal fetal y la pared abdominal

Elizabeth Asch y Deborah Levine

Video 39.1. Atresia esofágica.

Video 39.2. Restos gástricos.

Video 39.3. Restos gástricos.

Video 39.4. Atresia duodenal.

Video 39.5. Atresia yeyunal.

Video 39.6. Malformación cloacal.

Video 39.7. Quiste de duplicación.

Video 39.8. Peritonitis meconial.

Video 39.9. Intestino ecogénico.

Video 39.10. Vesícula biliar normal.

Video 39.11. Páncreas anular.

Video 39.12. Quiste esplénico.

Video 39.13. Gastrosquisis.

Video 39.14. Onfalocele gigante.

Video 39.15. Extrofia vesical.

Video 39.16. Extrofia cloacal.

40 El tracto urogenital fetal

Dilkash Kaja y Deborah Levine

Video 40.1. Signo de la suprarrenal “tumbada” debido a una agenesia renal unilateral.

Video 40.2. Agenesia renal bilateral.

Video 40.3. Ectopia renal con fusión cruzada.

Video 40.4. Riñón en herradura.

Video 40.5. Riñón displásico multiquistico derecho (MCDK) y reflujo vesicoureteral izquierdo.

Video 40.6. Riñón displásico multiquistico derecho (MCDK) y reflujo vesicoureteral izquierdo.

Video 40.7. Reflujo vesicoureteral izquierdo posnatal.

Video 40.8. Poliquistosis renal autosómica recesiva.

Video 40.9. Poliquistosis renal autosómica recesiva con quistes grandes atípicos a las 25 semanas.

Video 40.10. Urinoma perinéfrico a las 22 semanas.

Video 40.11. Riñón dúplex izquierdo con hidroureteronefrosis.

Video 40.12. Síndrome del vientre en ciruela pasa a las 15 semanas.

Video 40.13. Síndrome del vientre en ciruela pasa a las 35 semanas.

Video 40.14. Megalouretra (en asociación con válvulas uretrales posteriores).

Video 40.15. Disgenesia cloacal y peritonitis meconial a las 17 semanas.

Video 40.16. Quistes ováricos fetales.

41 El sistema musculoesquelético fetal

Phyllis Glanc, Johannes Keunen y David Chitayat

Video 41.1. Displasia tanatofórica.

Video 41.2. Acondrogénesis tipo 1.

Video 41.3. Acondrogénesis tipo 1.

Video 41.4. Condrodisplasia *punctata*.

Video 41.5. Aqueiropodia.

Video 41.6. Pies zambos bilaterales a las 21 semanas.

42 Ecografía de la hidropesía fetal

Lisa R. Dunn-Albanese y Deborah Levine

Video 42.1. Rastreo de ascitis.

Video 42.2. Ascitis moderada.

Video 42.3. Pequeño derrame pleural izquierdo.

Video 42.4. El diagnóstico del síndrome de Kabuki se realizó con la secuenciación del exoma completo después del nacimiento.

Video 42.5. Hidropesía por miocardiopatía con corazón poco contráctil, derrames pleurales bilaterales moderados y anasarca.

Video 42.6. La vista sagital muestra un derrame pleural unilateral grande que sobresale del hemidiafragma y se asocia con ascitis.

Video 42.7. Pequeño derrame pericárdico en un feto con corazón poco contráctil y ecogénico.

Video 42.8. Feto con hidropesía y placentomegalia.

Video 42.9. Desplazamiento mediastínico grave e hidropesía debido a una gran malformación adenomatoidea pulmonar congénita macroquistica (CPAM).

Video 42.10. Secuestro broncopulmonar con desplazamiento mediastínico leve y compromiso cardíaco secundario.

Video 42.11. Desplazamiento mediastínico leve en paciente con secuestro broncopulmonar con hidropesía.

Video 42.12. Toracocentesis fetal guiada por ecografía de derrame pleural alrededor de secuestro broncopulmonar.

43 Mediciones fetales: crecimiento fetal normal y anormal y evaluación del bienestar fetal

Carol B. Benson y Peter M. Doubilet

Video 43.1. Video de latidos embrionarios tempranos, visibles en un embrión pequeño adyacente al saco vitelino.

Video 43.2. Videoclip de movimientos respiratorios fetales.

Video 43.3. Videoclip de movimiento fetal.

44 Evaluación ecográfica de la placenta

Thomas D. Shipp

- Video 44.1.** Lago placentario.
- Video 44.2.** Placenta gruesa en feto con vilitis.
- Video 44.3.** Placenta acreta.
- Video 44.4.** Placenta increta.
- Video 44.5.** Placenta percreta.
- Video 44.6.** Embarazo con cicatriz de cesárea y placenta acreta.
- Video 44.7.** Abruption.
- Video 44.8.** Abruption.
- Video 44.9.** Hematoma preplacentario.
- Video 44.10.** Hematoma preplacentario.
- Video 44.11.** Infarto placentario.
- Video 44.12.** Infarto placentario.
- Video 44.13.** Embarazo molar parcial.
- Video 44.14.** Placenta circunvalada.
- Video 44.15.** Placenta circunvalada.
- Video 44.16.** Placenta bilobulada.
- Video 44.17.** Cordón umbilical desenrollado con Doppler color.
- Video 44.18.** Seudoquistes del cordón umbilical.
- Video 44.19.** Inserción del cordón umbilical en la placenta de un par de gemelos monoamnióticos.
- Video 44.20.** Inserción de cordón velamentoso y cordón de dos vasos.
- Video 44.21.** Vasa previa.

45 Ecografía cervical y parto pretérmino

Hournaz Ghandehari y Phyllis Glanc

- Video 45.1.** Pólipo cervical con tallo vascular.
- Video 45.2.** “Tapón mucoso” cervical con vascularidad circundante, imitando un pólipo.
- Video 45.3.** Cuello uterino corto con embudo y membranas abultadas.
- Video 45.4.** Cuello uterino corto con pie fetal que se extiende hacia el embudo grande.
- Video 45.5.** Cuello uterino abierto con restos flotantes.
- Video 45.6.** Restos que imitan el tejido placentario en el orificio cervical interno.
- Video 45.7.** Punto de cerclaje que rodea el cuello uterino.

46 Imágenes cerebrales neonatales e infantiles

Carol M. Rumack y Amanda K. Auckland

- Video 46.1.** Barrido coronal normal.
- Video 46.2.** Barrido sagital normal.
- Video 46.3.** Barrido normal de la fontanela mastoidea a través de la fosa posterior.
- Video 46.4.** Malformación de Chiari II.
- Video 46.5.** Ventriculomegalia asociada a la malformación de Chiari II (vista en el Video 46.4).

- Video 46.6.** Malformación de Chiari II (mismo neonato que en los Videos 46.4 y 46.5).
- Video 46.7.** Cuerda anclada en paciente con malformación de Chiari II, exploración sagital.
- Video 46.8.** Ausencia de *septum pellucidum*, gammagrafía coronal.
- Video 46.9.** Hemorragia subependimaria subaguda derecha, intraventricular e intraparenquimatosa frontal derecha, gammagrafía coronal.
- Video 46.10.** Hemorragia subependimaria derecha en el surco caudotalámico que se extiende al núcleo caudado posterior, frecuente en niños extremadamente prematuros.
- Video 46.11.** Hemorragia intraventricular con coágulo ecogénico en el cuarto ventrículo que se extiende posteriormente a la cisterna magna.
- Video 46.12.** Sangre ecogénica intraventricular aguda en el tercer y cuarto ventrículo y cisterna magna vista sagital (mismo neonato que en el Video 46.11).
- Video 46.13.** Se observan hemorragias intraventriculares bilaterales con coágulos en ambos ventrículos dilatados y hemorragia intraparenquimatosa en la región parietooccipital derecha en una exploración mediante una vista coronal.
- Video 46.14.** Hemorragia aguda altamente ecogénica que forma un molde en el ventrículo lateral y oscurece las paredes ventriculares en esta vista sagital.
- Video 46.15.** La hemorragia intraventricular es un molde de material ecogénico en el ventrículo lateral en vista sagital.
- Video 46.16.** La leucomalacia periventricular quística es extensa en el parénquima frontal, parietal y occipital.
- Video 46.17.** Citomegalovirus con calcificaciones puntiformes en la región parietal posterior en este barrido sagital derecho.
- Video 46.18.** Múltiples calcificaciones focales causadas por citomegalovirus y un quiste subependimario.
- Video 46.19.** Septación ventricular causada por citomegalovirus, mostrada en esta vista de fontanela posterior.

47 Doppler cerebral neonatal y técnicas avanzadas de ecografía

Judy H. Squires y Misun Hwang

- Video 47.1.** Doppler de potencia normal de la circulación anterior y posterior profunda.
- Video 47.2.** Realce normal (*wash-in*) del cerebro de una mujer a término en ultrasonido realzado por contraste.
- Video 47.3.** Lactante a término con accidente cerebrovascular en la arteria cerebral media (MCA) izquierda e hiperperfusión de lujo.
- Video 47.4.** Glioma de alto grado en una niña de un día de vida.

48 Ecografía Doppler del cerebro en niños

Dorothy Bulas y Alexia M. Egloff

- Video 48.1.** Doppler color normal del polígono de Willis en un niño de 6 años.
- Video 48.2.** Forma de onda espectral de la arteria cerebral media derecha.

- Video 48.3.** Doppler espectral normal de bifurcación derecha.
Video 48.4. Niño de cuatro años en estado de muerte cerebral tras caer desde un segundo piso.
Video 48.5. Niño de ocho años en estado de muerte cerebral tras accidente automovilístico. Poscraneotomía por hematoma.

49 Cabeza y cuello pediátricos

Rupa Radhakrishnan y Beth M. Kline-Fath

- Video 49.1.** Cálculo en el conducto de Wharton.
Video 49.2. Bocio multinodular.
Video 49.3. Cáncer de tiroides, tipo papilar.
Video 49.4. Teratoma cervical *in utero*.
Video 49.5. Hemangioma infantil.
Video 49.6. Malformación linfática.
Video 49.7. Trombosis de la vena yugular.

50 Ecografía pediátrica del canal raquídeo

Ilse Castro-Aragón y Ramón Sánchez-Jacob

- Video 50.1.** Anatomía normal de la columna sagital.
Video 50.2. Sagital normal del *filum terminale* y la *cauda equina*.
Video 50.3. Hoyuelo cutáneo y tracto hipocócico en tejidos subcutáneos que se extienden hasta el cóccix normal.
Video 50.4. Lipomielocelo en vista sagital.
Video 50.5. Lipomielocelo en vista sagital.
Video 50.6. Lipomielocelo en vista transversal.
Video 50.7. Lipomielomeningoceles.
Video 50.8. Lipoma filar en vista transversal.
Video 50.9. Disgenesia espinal segmentaria en vista sagital.
Video 50.10. Disgenesia espinal segmentaria en paciente con *filum* graso.

51 El tórax pediátrico

Chetan Chandulal Shah

- Video 51.1.** Septaciones móviles dentro del líquido pleural en la ecografía longitudinal de una niña de 14 años con fibrosis quística.
Video 51.2. Los movimientos hemidiafragmáticos bilaterales normales e iguales en un lactante sano de 9 meses se observan en una ecografía transversal realizada justo debajo del esternón utilizando el hígado como ventana acústica.
Video 51.3. Movimiento hemidiafragmático derecho normal en sonograma longitudinal en niño sano de 31 meses de edad.
Video 51.4. Parálisis diafragmática unilateral en un lactante tras cirugía cardíaca: movimiento diafragmático derecho mínimo en un niño de 1 año con antecedentes de mediastinitis tras trasplante ortotópico de corazón.

52 Hígado y bazo pediátricos

Sara M. O'Hara

- Video 52.1.** *Porta hepatis* normal que muestra la vena porta, la arteria hepática y el conducto biliar común.
Video 52.2. Hepatitis neonatal.
Video 52.3. Esteatosis por obesidad.
Video 52.4. Hemangiomas cutáneos múltiples en un lactante de 1 mes de edad.
Video 52.5. Lesión hepática focal.
Video 52.6. Biopsia de carcinoma hepatocelular.
Video 52.7. Flujo normal en la vena porta principal.
Video 52.8. Vasos ramificados normales en el hígado.
Video 52.9. Ramas normales de tercer y cuarto orden en el hígado.
Video 52.10. Transformación cavernosa de la vena porta. Imágenes Doppler color.
Video 52.11. Neumobilia, un hallazgo esperado tras una portoenterostomía.
Video 52.12. Laceración esplénica.

53 Ecografía renal, urinaria y suprarrenal pediátrica

Harriet J. Paltiel

- Video 53.1.** Ectopia renal cruzada.
Video 53.2. La urosonografía con contraste muestra una vejiga normal.
Video 53.3. Urosonografía con contraste demuestra reflujo vesicoureteral.
Video 53.4. La urosonografía con contraste muestra una uretra masculina normal.
Video 53.5. Pielonefritis aguda con engrosamiento de la pelvis renal y las paredes ureterales proximales.
Video 53.6. Pionefrosis.
Video 53.7. Candidiasis renal con microabscesos ecogénicos.
Video 53.8. Cistitis hemorrágica con coágulo de sangre alrededor del globo del catéter Foley.
Video 53.9. Seudotumor inflamatorio.
Video 53.10. Laceración de la cara medio-lateral del riñón izquierdo y hematoma perirrenal.
Video 53.11. Riñón displásico multiquistico.
Video 53.12. Linfoma de Burkitt con afectación renal.
Video 53.13. Neuroblastoma.

54 Ecografía pediátrica del tracto gastrointestinal

Susan D. John y HaiThuy N. Nguyen

- Video 54.1.** Planos transversales de la unión gastroesofágica muestran mucosa muscular prominente en el esófago distal con fluido pasando a través del lumen.
Video 54.2. El líquido pasa libremente por el píloro normal.
Video 54.3. Estenosis pilórica hipertrófica.

Video 54.4. El mismo lactante de la Figura 54.16C muestra el estómago dilatado y el duodeno proximal con movimiento de vaivén del contenido intraluminal.

Video 54.5. Se muestra el movimiento de vaivén del contenido entérico ecogénico.

Video 54.6. Niño de seis días con emesis biliosa y obstrucción del intestino delgado.

Video 54.7. Ningún signo de remolino en la imagen de cine transversal sugiere un vólvulo complicado.

Video 54.8. El video muestra una estructura tubular intraluminal sin salida dentro del intestino delgado en el cuadrante inferior derecho, que se presume representa ascariasis (tenia).

Video 54.9. Video complementario de la ecografía del niño en C.

55 Ecografía pélvica pediátrica

Christine L. Xue y Patricia T. Acharya

Video 55.1. Hidrosonovaginografía.

Video 55.2. Ovario normal en una niña.

Video 55.3. Poliquistosis ovárica.

Video 55.4. Testículos pospuberales.

Video 55.5. Leyenda: microlitiasis testicular.

56 Ecografía musculoesquelética pediátrica

Ramón Sánchez-Jacob y Jessica Leschied

Video 56.1. Cabeza femoral luxada posteriormente que puede reducirse manualmente con abducción de la cadera.

Video 56.2. Bucle de cine longitudinal del codo medial con rotura completa del ligamento colateral cubital.

Video 56.3. Disrupción de espesor completo del ligamento colateral cubital del pulgar sin retracción ni la denominada lesión de Stener.



Física del ultrasonido

DA ZHANG, KOROSH KAHLILI,
HOJUN YU Y DEBORAH LEVINE

ESQUEMA DEL CAPÍTULO

ACÚSTICA BÁSICA 1

Longitud de onda y frecuencia 1

Propagación del sonido 2

Medición de la distancia 3

Impedancia acústica 3

Reflexión 4

Refracción 5

Atenuación 5

INSTRUMENTACIÓN 5

Transmisor 5

Transductor 6

Receptor 7

Visualización de imágenes 8

Escáneres mecánicos sectoriales 9

Transductores 9

Selección del transductor 11

VISUALIZACIÓN Y ALMACENAMIENTO
DE IMÁGENES 11

MODOS ESPECIALES DE IMAGEN 12

Imágenes armónicas de tejidos 12

Composición espacial 12

Ecografía tridimensional 13

Elastografía por ultrasonido 13

CALIDAD DE IMAGEN 15

Resolución espacial 15

ECOGRAFÍA DOPPLER 16

Procesamiento y visualización de señales
Doppler 19

Instrumentación Doppler 20

Doppler de potencia 21

Interpretación del Doppler espectral 22

Interpretación del Doppler color 24

Otras consideraciones técnicas 25

ARTEFACTOS ECOGRÁFICOS 26

Suposiciones en la obtención de imágenes
en escala de grises 27

Artefactos de la velocidad del sonido 27

Atenuación de artefactos sonoros 27

Sombras 27

Reforzamiento de la transmisión 29

Trayectoria de los artefactos relacionados
con el sonido 29

Artefactos relacionados con el gas 30

Artefactos relacionados con el perfil
del haz 32

Artefactos de las imágenes Doppler 35

APLICACIONES TERAPÉUTICAS:

ULTRASONIDOS FOCALIZADOS

DE ALTA INTENSIDAD 42

AGRADECIMIENTOS 45

REFERENCIAS 45

Todas las aplicaciones de diagnóstico por ultrasonidos se basan en la detección y visualización de la energía acústica reflejada por las interfaces del interior del cuerpo. Estas interacciones proporcionan la información necesaria para generar imágenes del cuerpo en escala de grises de alta resolución, así como para mostrar información relacionada con el flujo sanguíneo.

Sus atributos únicos de imagen han hecho de la ecografía una herramienta de imagen médica importante y versátil. Sin embargo, la costosa instrumentación de última generación no garantiza la producción de estudios de alta calidad con valor diagnóstico. Para obtener el máximo beneficio de esta compleja tecnología, se requiere una combinación de habilidades, incluido el conocimiento de los principios físicos que confieren a los ultrasonidos sus capacidades diagnósticas únicas. El usuario debe comprender los fundamentos de las interacciones de las ondas acústicas con los tejidos y los métodos e instrumentos utilizados para producir y optimizar la visualización ecográfica. Con estos conocimientos, el usuario puede obtener la máxima información de cada examen, evitando los escollos y errores de diagnóstico que pueden derivarse de la omisión de información o la interpretación errónea de artefactos.¹

Las imágenes por ultrasonidos y los ultrasonidos Doppler se basan en la reflexión de la energía acústica por interfaces de materiales con propiedades diferentes mediante interacciones regidas por la física acústica. La amplitud de la energía reflejada se utiliza para generar imágenes de ultrasonidos, y los cambios de frecuencia en los ultrasonidos retrodispersados

proporcionan información relativa a objetivos en movimiento, como la sangre. Para producir, detectar y procesar datos de ultrasonidos, los usuarios deben gestionar numerosas variables, muchas de ellas bajo su control directo. Para ello, los operadores deben comprender los métodos utilizados para generar datos ecográficos y la teoría y el funcionamiento de los instrumentos que detectan, muestran y almacenan la información acústica generada en los exámenes clínicos.

En este capítulo, se ofrece una visión general de los fundamentos de la acústica, la física de las imágenes ecográficas y la detección de flujos, así como de la instrumentación ecográfica, haciendo hincapié en los puntos más relevantes para la práctica clínica. Con una revisión de la formación de imágenes ecográficas y los supuestos empleados, se dedica una sección a los distintos tipos de artefactos en las imágenes en escala de grises y Doppler. El capítulo concluye con un análisis de la aplicación terapéutica de los ultrasonidos focalizados de alta intensidad.

ACÚSTICA BÁSICA

Longitud de onda y frecuencia

El sonido es el resultado de la energía mecánica que viaja a través de la materia en forma de onda produciendo alternativamente **compresión**

y **rarefacción**. 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 de presión es una forma de onda sinusoidal (Figura 1.1), en la que el eje Y indica la presión en un punto dado y el eje X indica el tiempo. El cambio de presión con el tiempo define la unidad básica de medida del sonido. El cambio máximo de presión con respecto al fondo (condiciones ambientales en ausencia de la onda sonora) se denomina **amplitud** de presión (P). Para el sonido audible, la amplitud de presión se asocia con su “sonoridad”. La distancia entre los puntos correspondientes de la curva tiempo-presión se define como la **longitud de onda** (λ), y el tiempo (T) para completar un solo ciclo se denomina **período**. El número de ciclos completos en una unidad de tiempo es la **frecuencia** (f) del sonido. La frecuencia y el período están inversamente relacionados. Si el período (T) se expresa en segundos, $f = 1/T$. La unidad de **frecuencia acústica** es el **hertzio** (Hz); 1 Hz = 1 ciclo por segundo (o segundo⁻¹). Las altas frecuencias se expresan en kilohertzios (kHz; 1 kHz = 1000 Hz) o megahertzios (MHz; 1 MHz = 1 000 000 Hz).

En la naturaleza, las frecuencias acústicas abarcan una gama que va de menos de 1 Hz a más de 100 000 Hz (100 kHz). La audición humana se limita a la parte inferior de esta gama, que va de 20 a 20 000 Hz. Los ultrasonidos solo se diferencian del sonido audible en que sus frecuencias son superiores al límite superior audible del oído humano.

Las frecuencias acústicas utilizadas para aplicaciones de diagnóstico suelen oscilar entre 2 y 15 MHz, aunque se están investigando frecuencias de hasta 50 a 60 MHz para determinadas aplicaciones especializadas de obtención de imágenes, como la obtención de imágenes del ojo y la piel, así como de pequeños animales.² En general, las frecuencias utilizadas para la obtención de imágenes por ultrasonidos son superiores a las utilizadas para el Doppler.

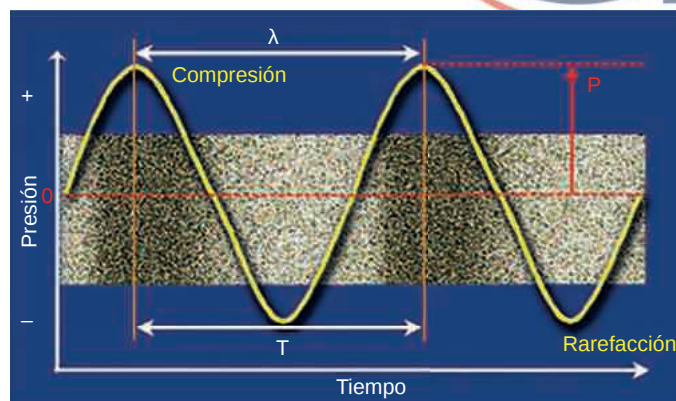


FIGURA 1.1. Ondas sonoras. El sonido se transmite mecánicamente a nivel molecular. En estado de reposo, la presión es uniforme en todo el medio. El sonido se propaga como una serie de ondas de presión alternas que producen compresión y rarefacción del medio conductor. El tiempo que tarda una onda de presión en pasar por un punto dado es el período, T. La frecuencia de la onda es $1/T$. La longitud de onda, λ , es la distancia entre los puntos correspondientes consecutivos de la misma fase en la curva tiempo-presión, como dos crestas o depresiones vecinas. El cambio máximo de presión con respecto al fondo (condiciones ambientales en ausencia de la onda sonora) se denomina amplitud de presión (P).

Independientemente de la frecuencia, se aplican los mismos principios básicos de acústica.

Propagación del sonido

En la mayoría de las aplicaciones clínicas de los ultrasonidos, se transmiten breves impulsos de energía al interior del cuerpo que luego se propagan a través de los tejidos. Las ondas acústicas de presión pueden viajar en dirección perpendicular a la dirección de las partículas que se desplazan (ondas **transversales**), pero en los tejidos y los fluidos, la propagación del sonido se produce principalmente en la dirección del movimiento de las partículas (ondas **longitudinales**). Las ondas longitudinales son importantes en la ecografía convencional y el Doppler, mientras que las ondas transversales se miden en la **elastografía por ondas de cizallamiento**. La velocidad a la que las ondas de presión se desplazan a través del tejido varía enormemente y se ve afectada por las propiedades físicas del tejido. La **velocidad de propagación** viene determinada, en gran medida, por la **resistencia** del medio a la compresión, que a su vez está influida por la **densidad** del medio y su **rigidez** o **elasticidad**. La velocidad de propagación incrementa al aumentar la rigidez y se reduce al disminuir la densidad. En el cuerpo, la velocidad de propagación de las ondas longitudinales puede considerarse constante para un tejido determinado y no se ve afectada por la frecuencia o la longitud de onda del sonido. Esto contrasta con las ondas transversales (de cizalla), cuya velocidad viene determinada por el módulo de Young, una medida de la rigidez o elasticidad del tejido.

La Figura 1.2 muestra las velocidades de propagación longitudinal típicas para diversos materiales. En el cuerpo, se supone que la velocidad de propagación del sonido es de 1540 m/s. Este valor es la media

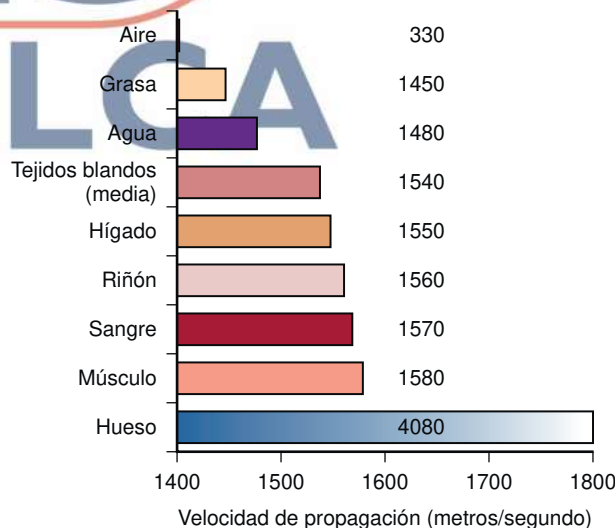


FIGURA 1.2. Velocidad de propagación en diversos tejidos. En el cuerpo, la velocidad de propagación del sonido viene determinada por las propiedades físicas del tejido, que varían considerablemente. Los aparatos de ultrasonidos médicos basan sus mediciones en una velocidad de propagación media supuesta de los tejidos blandos de 1540 m/s.

de las mediciones obtenidas en tejidos blandos normales.^{3,4} Aunque este valor representa la mayoría de los tejidos blandos, algunos tejidos, como el pulmón aireado y la grasa, tienen velocidades de propagación sustancialmente inferiores a 1540 m/s, mientras que tejidos como el hueso tienen velocidades mayores. La velocidad de propagación del sonido (c) está relacionada con la frecuencia y la longitud de onda mediante la siguiente ecuación simple:

$$c = f\lambda$$

Así, se puede demostrar que una frecuencia de 5 MHz tiene una longitud de onda de 0,308 mm en el tejido: $\lambda = c/f = 1540 \text{ m/seg} / 5\,000\,000 \text{ seg}^{-1} = 0,000308 \text{ m} = 0,308 \text{ mm}$. La longitud de onda es un determinante importante de la resolución espacial en la obtención de imágenes por ultrasonidos; cuanto menor es la longitud de onda, más fina es la capacidad de separar dos puntos. Por lo tanto, la selección de la frecuencia del transductor para una aplicación determinada es una decisión clave del usuario. La selección descuidada de la frecuencia del transductor y la falta de atención a las características focales del haz provocarán la pérdida de información clínicamente valiosa procedente de reflectores profundos de baja amplitud y de objetivos pequeños.

Medición de la distancia

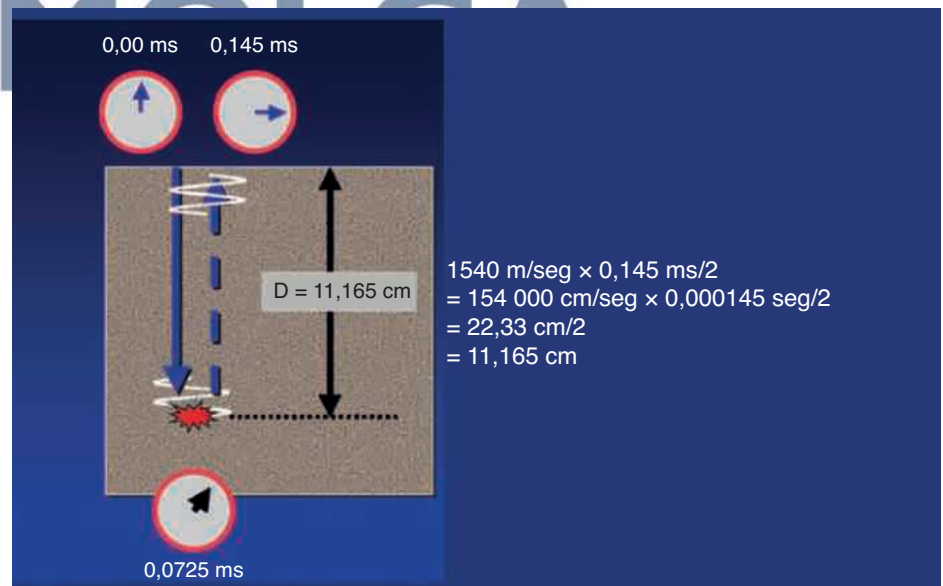
La velocidad de propagación es un valor especialmente importante en la ecografía clínica y es fundamental para determinar la distancia de una interfaz reflectante con respecto al transductor. Gran parte de la información utilizada para generar una ecografía se basa en la medición precisa del tiempo y emplea el principio del alcance o **rango del eco** (Figura 1.3). Si se transmite un pulso de ultrasonidos al interior del

cuerpo y se mide el tiempo transcurrido hasta el retorno de un eco, resulta sencillo calcular la profundidad de la interfase que generó el eco, siempre que se conozca la velocidad de propagación del sonido para el tejido. Por ejemplo, si el tiempo transcurrido desde la transmisión de un pulso hasta el retorno de un eco es de 0,000145 segundos y la velocidad del sonido es de 1540 m/s, la distancia que ha recorrido el sonido debe ser de 22,33 cm ($1540 \text{ m/seg} \times 0,000145 \text{ seg} = 22,33 \text{ cm}$). Dado que el tiempo medido incluye el tiempo que tarda el sonido en viajar hasta la interfaz y luego regresar por el mismo camino hasta el transductor, la distancia desde el transductor hasta la interfaz reflectante es de $22,33 \text{ cm} / 2 = 11,165 \text{ cm}$. Al repetir rápidamente este proceso, se crea un mapa bidimensional (2D) de las interfaces reflectantes para formar la imagen ecográfica. La exactitud de esta medición depende, por tanto, de la correspondencia entre la supuesta velocidad del sonido y la velocidad real en el tejido observado, así como de la importante suposición de que el impulso acústico se desplaza en línea recta hacia y desde la interfaz reflectante.

Impedancia acústica

Los ecógrafos de diagnóstico se basan en la detección y visualización del **sonido reflejado** o **eco**. También es posible obtener imágenes basadas en la transmisión de ultrasonidos, pero esto no se utiliza clínicamente en la actualidad. Para producir un eco, debe existir una interfaz reflectante. El sonido que atraviesa un medio homogéneo, como un líquido transparente, no encuentra interfaces que reflejen el sonido, y el medio aparece **anecoico** o **quístico**. La unión de tejidos o materiales con propiedades físicas diferentes produce una interfaz acústica. Estas interfaces son responsables de la reflexión de cantidades variables de la energía acústica incidente. Así, cuando los ultrasonidos pasan de un tejido a otro o se encuentran con la pared de un

FIGURA 1.3. Posicionamiento de ecos de ultrasonidos. La información utilizada para posicionar un eco para su visualización se basa en la medición precisa del tiempo. En esta imagen, el tiempo que tarda un eco en viajar desde el transductor hasta el blanco y volver al transductor es de 0,145 ms (0,000145 segundos). Multiplicando la velocidad del sonido en el tejido (1540 m/s) por el tiempo se obtiene que el sonido que regresa del blanco ha recorrido 22,33 cm. Por lo tanto, el objetivo se encuentra a la mitad de esta distancia; es decir, a 11,165 cm del transductor. Al repetir rápidamente este proceso, se crea un mapa bidimensional de interfaces reflectantes para formar la imagen ecográfica.



vaso o con células sanguíneas circulantes, parte de la energía acústica incidente se refleja.

La cantidad de reflexión o retrodispersión viene determinada por la diferencia en las impedancias acústicas de los materiales que forman la interfaz.

La **impedancia acústica** (Z) viene determinada por el producto de la densidad (ρ) del medio que propaga el sonido y la velocidad de propagación (c) del sonido en ese medio, de forma que $Z = \rho c$

Las interfaces con grandes diferencias de impedancia acústica, como las interfaces de tejido con aire o hueso, reflejan casi toda la energía incidente. Las interfaces compuestas por sustancias con menores diferencias de impedancia acústica, como una interfaz de músculo y grasa, reflejan solo parte de la energía incidente, permitiendo que el resto continúe hacia adelante. Al igual que ocurre con la velocidad de propagación, la impedancia acústica viene determinada por las propiedades de los tejidos implicados y es independiente de la frecuencia.

Reflexión

La forma en que se reflejan los ultrasonidos cuando chocan con una interfaz acústica viene determinada por el tamaño y las características de la superficie de la interfaz (Figura 1.4). Si es grande y relativamente lisa, la interfaz refleja el sonido como un espejo refleja la luz. Tales interfaces se denominan **reflectores especulares** porque se comportan como “espejos para el 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 es perpendicular al haz sonoro incidente, la cantidad de energía reflejada viene 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 de los medios que forman la interfaz.

Dado que los ecógrafos solo detectan los reflejos que vuelven al transductor, la visualización de las interfaces especulares depende en gran medida del **ángulo de insonación** (exposición a las ondas ultrasónicas). Los reflectores especulares devolverán ecos al transductor solo si el haz de sonido es perpendicular a la interfaz. Si la interfaz no se encuentra en un ángulo de 90 grados o cerca de él con respecto al haz de sonido, se reflejará lejos del transductor y no se detectará el eco.

La mayoría de los ecos en el cuerpo no proceden de reflectores especulares, sino de interfaces mucho más pequeñas dentro de órganos sólidos. En este caso, las interfaces acústicas implican estructuras con dimensiones mucho menores que la longitud de onda del sonido incidente. Los ecos de estas interfaces se dispersan en todas direcciones. Tales reflectores se denominan **reflectores difusos** y explican los ecos que forman los patrones de eco característicos que se observan en los órganos y tejidos sólidos. La interferencia constructiva y destructiva del sonido dispersado por los reflectores difusos da lugar a la producción del **moteado ecográfico**, una característica de la textura tisular de los ecogramas de órganos sólidos (Figura 1.5). Para algunas aplicaciones diagnósticas, la naturaleza de las estructuras reflectantes crea importantes conflictos. Por ejemplo, la mayoría de las paredes de los vasos se comportan como reflectores especulares que requieren una

Ejemplos de reflectores especulares

Diafragma
Pared de los vasos
Pared de la vejiga llena de orina
Línea endometrial

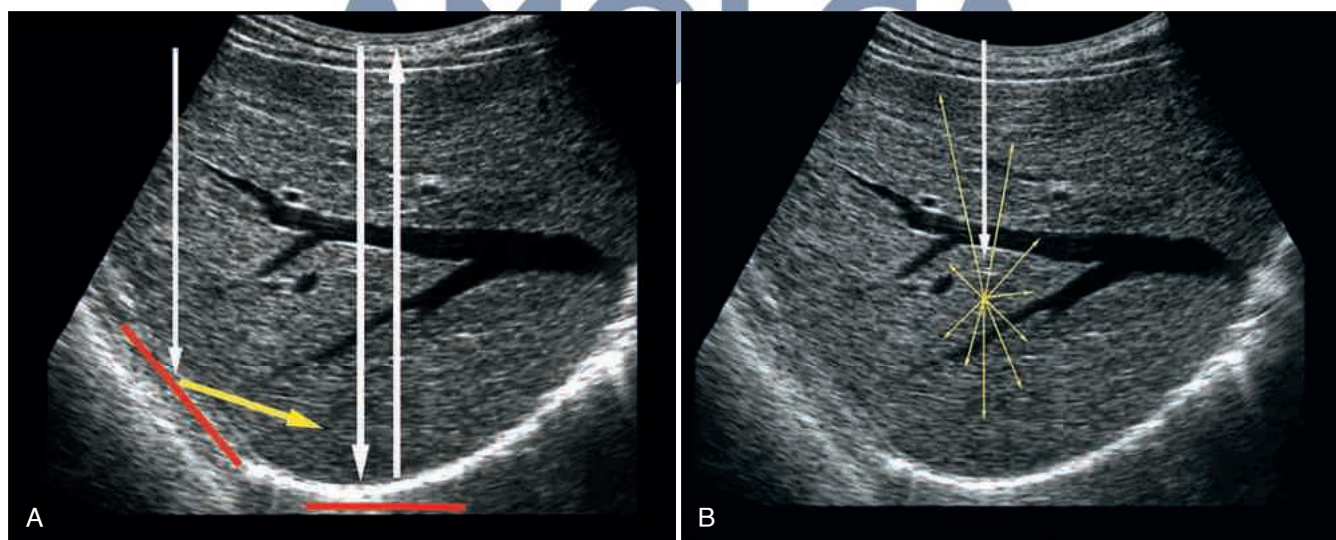


FIGURA 1.4. Reflectores especulares y difusos. (A) Reflector especular. El diafragma es una superficie grande y relativamente lisa que refleja el sonido como un espejo refleja la luz. Así, el sonido que golpea el diafragma en un ángulo de casi 90 grados se refleja directamente en el transductor, lo que produce un eco intenso. El sonido que golpea el diafragma oblicuamente se refleja lejos del transductor, y no se muestra ningún eco (*flecha amarilla*). **(B) Reflector difuso.** A diferencia del diafragma, el parénquima hepático está formado por interfaces acústicas que son pequeñas en comparación con la longitud de onda del sonido utilizado para la obtención de imágenes. Estas interfaces dispersan el sonido en todas las direcciones y solo una parte de la energía regresa al transductor para producir la imagen, lo que da lugar a un eco más débil.

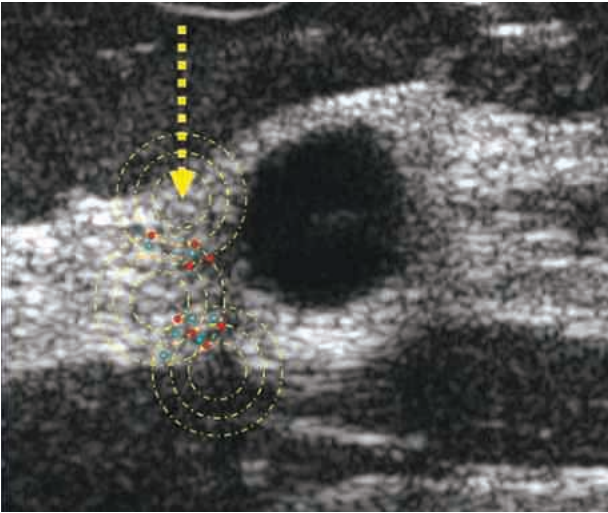


FIGURA 1.5. Moteado ecográfico. La inspección minuciosa de una imagen ecográfica de la mama que contiene un pequeño quiste revela que está compuesta por numerosas zonas de intensidad variable (moteado). El moteado es el resultado de la interacción constructiva (rojo) y destructiva (verde) de los campos acústicos (anillos amarillos) generados por la dispersión de los ultrasonidos a partir de pequeños reflectores tisulares. Este patrón de interferencia confiere a las imágenes ecográficas su característico aspecto granuloso y puede reducir el contraste. El moteado de los ultrasonidos es la base de la textura que se muestra en las imágenes ecográficas de tejidos sólidos.

insonación en un ángulo de 90 grados para obtener la mejor imagen, mientras que la imagen Doppler espectral requiere un ángulo que se mantenga mejor a menos de 60 grados entre el haz de sonido y el vaso.⁵

Refracción

Cuando el sonido pasa de un tejido con una velocidad del sonido a otro con una velocidad del sonido diferente, se produce un cambio en la dirección de la onda sonora. Este cambio en la dirección de propagación se denomina **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 interfase, θ_2 es el **ángulo de refracción**, y c_1 y c_2 son las velocidades del sonido en los medios que forman la interfase (Figura 1.6).

Atenuación

A medida que un haz sonoro atraviesa el tejido, su amplitud se reduce con el aumento de la distancia recorrida; el término general para esta reducción a lo largo de la distancia recorrida es **atenuación**. A la atenuación del sonido contribuyen la transferencia de energía al tejido, que provoca su calentamiento (absorción), y la eliminación de energía por reflexión y dispersión. La atenuación es, por tanto, el resultado de los efectos combinados de la **absorción**, la **dispersión** y la **reflexión**.

La **potencia acústica**, expresada en vatios (W) o milivatios (mW), describe la tasa de energía acústica transmitida al medio, es decir, la cantidad de energía transmitida por unidad de tiempo. Aunque la

medición de la potencia proporciona una indicación de la energía en relación con el tiempo, no tiene en cuenta la distribución espacial de la energía. La **intensidad** (I) se utiliza para describir la distribución espacial de la energía.

La **atenuación** del sonido a su paso por el tejido es de gran importancia clínica porque influye en la profundidad del tejido de la que puede obtenerse información útil. Esto, a su vez, afecta a la selección del transductor y a una serie de ajustes del instrumento controlados por el operador, como la compensación de ganancia de tiempo (o profundidad), la atenuación de la potencia de salida y los niveles de ganancia del sistema. La atenuación del haz sonoro se mide en unidades relativas en lugar de absolutas. La notación en **decibelios** (dB) se utiliza generalmente para comparar diferentes niveles de potencia o intensidad de los ultrasonidos. Este valor es 10 veces el logaritmo₁₀ de la relación de los valores de potencia o intensidad que se comparan. Por ejemplo, si la intensidad medida en un punto de los tejidos es de 10 mW/cm² y en un punto más profundo es de 0,01 mW/cm², la diferencia de intensidad es la siguiente:

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

La atenuación depende de la frecuencia de insonación y de la naturaleza del medio atenuante. Las ondas sonoras de frecuencias altas se atenúan con mayor rapidez que las de frecuencias más bajas, por lo que la frecuencia del transductor es un factor determinante de la profundidad útil a partir de la cual se puede obtener información con los ultrasonidos. La atenuación determina la eficacia con la que los ultrasonidos penetran en un tejido específico y varía de manera considerable en los tejidos normales (Figura 1.7).

INSTRUMENTACIÓN

Los ecógrafos son dispositivos de obtención de imágenes complejos y sofisticados, pero todos constan de los siguientes componentes básicos para realizar funciones clave:

- Transmisor o pulsador para energizar el transductor.
- Transductor de ultrasonido.
- Receptor y procesador para detectar y amplificar la energía retrodispersada y manipular las señales reflejadas para su visualización.
- Pantalla que presenta la imagen o los datos ecográficos de forma adecuada para su análisis e interpretación.
- Método para grabar o almacenar la imagen ecográfica.

Transmisor

La mayoría de las aplicaciones clínicas utilizan ultrasonidos pulsados, en los que se transmiten breves ráfagas de energía acústica al cuerpo. La fuente de estos pulsos, el transmisor de ultrasonidos, se energiza mediante la aplicación de un voltaje de alta amplitud sincronizado con precisión. El voltaje máximo que puede aplicarse al transductor está limitado por la normativa federal que restringe la salida acústica de los escáneres de diagnóstico. La mayoría de los escáneres disponen de un control que permite atenuar la tensión de salida. Dado que el uso de la salida máxima da lugar a una mayor exposición del paciente

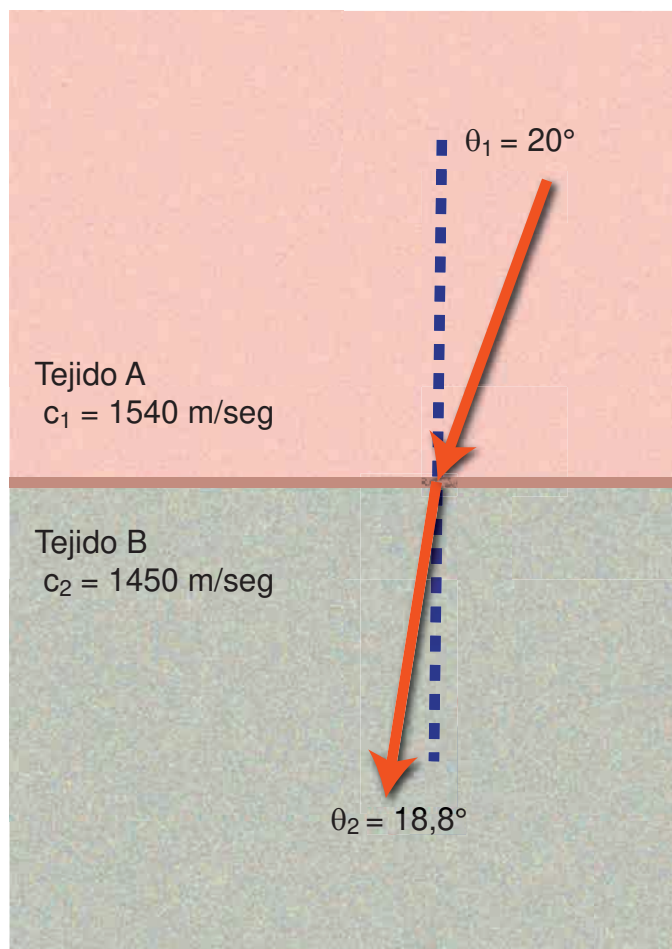


FIGURA. 1.6. Refracción. Cuando el sonido pasa de un tejido blando con una velocidad de propagación (c_1) de 1540 m/s a una grasa con una velocidad de propagación (c_2) de 1450 m/s, se produce un cambio en la dirección de la onda sonora debido a la refracción. El grado de cambio está relacionado con la relación de las velocidades de propagación de los medios que forman la interfaz ($\sin \theta_1 / \sin \theta_2 = c_1 / c_2$). Obsérvese que cuando el ángulo de incidencia se cambia a cero grados, es decir, el haz incidente es perpendicular a la interfaz ($\theta_1 = 0^\circ$), el artefacto desaparece.

a la **energía** de ultrasonidos, el principio **ALARA** (tan bajo como sea razonablemente posible) dicta el uso de los controles de atenuación de salida para reducir los niveles de potencia a los niveles más bajos coherentes con el problema de diagnóstico.⁶

El transmisor también controla la tasa de pulsos emitidos por el transductor, o la **frecuencia de repetición de pulsos** (PRF, por sus siglas en inglés). La PRF determina el intervalo de tiempo entre los pulsos de ultrasonidos y es importante para determinar la profundidad a partir de la cual se pueden obtener datos tanto en el modo de imagen como en el modo Doppler. Los pulsos de ultrasonidos deben espaciarse con suficiente tiempo entre ellos para permitir que el sonido viaje hasta la profundidad de interés y regrese antes de que se envíe el siguiente pulso. Para la obtención de imágenes, se utilizan PRF de 1 a 10 kHz, lo que resulta en un intervalo de 0,1 a 1 ms entre pulsos. Así, una PRF de 5 kHz permite que un eco viaje y regrese desde una profundidad de 15,4 cm antes de que se envíe el siguiente pulso: $1/5(\text{kHz}) = 0,0002$ (segundos) $= 2 \cdot 0,154 \text{ m} / 1540 \text{ (m/s)}$.

Transductor

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

Los transductores de ultrasonidos utilizan la **piezoelectricidad**, un principio descubierto por Pierre y Jacques Curie en 1880. Los materiales piezoeléctricos tienen la capacidad única de responder a la acción de un campo eléctrico cambiando de forma. También tienen la propiedad de generar potenciales eléctricos cuando se comprimen. Al cambiar la polaridad de un voltaje aplicado al transductor, cambia el grosor del transductor, que se expande y contrae al cambiar la polaridad. El resultado es la generación de ondas de presión mecánicas que pueden transmitirse al cuerpo. El efecto piezoeléctrico también da lugar a la generación de pequeños potenciales a través del transductor cuando este es golpeado por ecos de retorno. Las presiones positivas durante la parte de compresión de la onda acústica hacen que se desarrolle una pequeña polaridad a través del transductor; la presión negativa durante la parte de rarefacción de la onda acústica produce la polaridad opuesta a través del transductor. Estos pequeños cambios de polaridad y las tensiones asociadas son la fuente de toda la información procesada para generar una imagen ecográfica o una visualización Doppler.

Cuando se estimula mediante la aplicación de una diferencia de tensión alterna a través de su espesor, el transductor vibra. La frecuencia de vibración viene determinada por el material del transductor. Cuando el transductor se estimula eléctricamente, resulta una gama o **banda de frecuencias**. La frecuencia preferente producida por un transductor viene determinada por la **velocidad de propagación** del material del transductor y su espesor. En los modos de funcionamiento de **onda pulsada** utilizados para la mayoría de las aplicaciones clínicas de ultrasonidos, los pulsos de ultrasonidos contienen frecuencias adicionales que son más altas o más bajas que la frecuencia preferencial. La gama de frecuencias producidas por un transductor determinado se denomina **ancho de banda**. Por lo general, cuanto más corto es el pulso de ultrasonido producido por el transductor, mayor es el ancho de banda.

La mayoría de los ecógrafos digitales modernos utilizan tecnología de banda ancha. El **ancho de banda de los ultrasonidos** se refiere a la gama de frecuencias producidas y detectadas por el sistema de ultrasonidos. Esto es importante porque cada tejido del cuerpo tiene una respuesta característica a los ultrasonidos de una frecuencia determinada, y los distintos tejidos responden de forma variable a frecuencias diferentes. La gama de frecuencias procedentes de un tejido expuesto a ultrasonidos se denomina **ancho de banda del espectro de frecuencias** del tejido, o firma tisular. La tecnología de **ancho de banda amplio** proporciona un medio para capturar el espectro de frecuencias de los tejidos insonados, preservando la información acústica y la firma tisular. Los formadores de haz de ancho de banda amplio reducen el artefacto de moteado mediante un proceso de **composición de frecuencias**. Esto es posible porque los patrones de moteado a diferentes frecuencias son independientes entre sí, y la combinación de datos de múltiples bandas

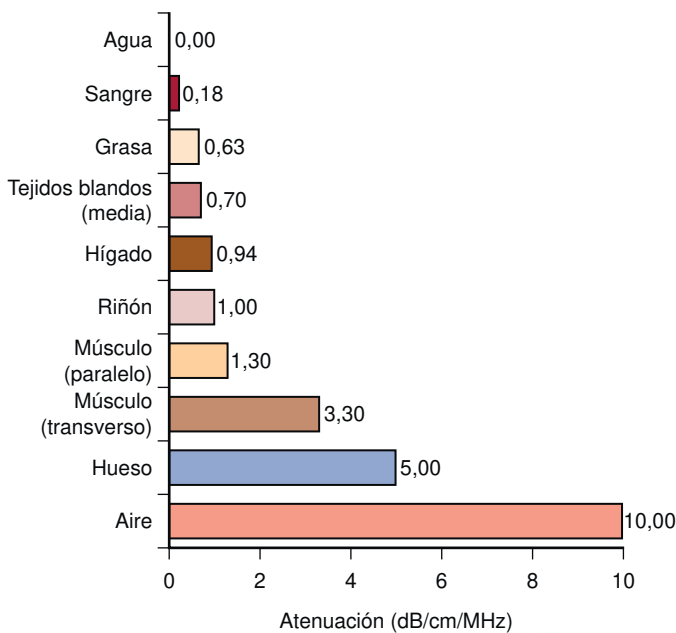


FIGURA 1.7. Atenuación. A medida que el sonido atraviesa el tejido, pierde energía mediante la transferencia de energía al tejido por absorción, reflexión y dispersión. La atenuación viene determinada por la frecuencia de insonación y la naturaleza del medio atenuante. Los valores de atenuación de los tejidos normales varían de forma considerable. La atenuación también aumenta en proporción a la frecuencia de insonación, lo que se traduce en una menor penetración a frecuencias más altas.

de frecuencia (es decir, la composición) da lugar a una reducción del moteado en la imagen final, lo que mejora la resolución del contraste.

La duración de un pulso de ultrasonido viene determinada por el número de cambios de tensión alterna aplicados al transductor. En los dispositivos de ultrasonidos de **onda continua** (CW, por sus siglas en inglés), se aplica una **corriente alterna** constante al transductor, y la polaridad alterna produce una onda de ultrasonidos continua. Para la formación de imágenes, se aplica un único y breve cambio de tensión al transductor, que lo hace vibrar a su frecuencia preferente. Dado que el transductor sigue vibrando o “sonando” durante un breve período de tiempo tras ser estimulado por el cambio de tensión, el pulso de ultrasonidos tendrá varios ciclos de duración. El número de ciclos de sonido en cada pulso determina la **longitud del pulso**. Para la obtención de imágenes, es deseable una longitud de pulso corta, ya que los pulsos más largos tienen como resultado una resolución axial más pobre. Para reducir la longitud del pulso, se utilizan materiales **amortiguadores** en la construcción del transductor. En las aplicaciones de imágenes clínicas, se aplican pulsos muy cortos al transductor, y los transductores tienen una amortiguación muy eficaz. Esto da lugar a pulsos muy cortos de ultrasonidos, que generalmente constan de solo dos o tres ciclos de sonido.

El pulso ultrasónico generado por un transductor debe propagarse en el tejido para proporcionar información clínica. Son necesarios revestimientos especiales del transductor y geles de acoplamiento de ultrasonidos para permitir una transferencia eficaz de energía del transductor al cuerpo. Una vez en el cuerpo, los pulsos de ultrasonidos se propagan, reflejan, refractan y absorben, de acuerdo con los principios acústicos básicos resumidos anteriormente.

Los impulsos de ultrasonidos producidos por el transductor dan lugar a una serie de frentes de onda que forman un haz tridimensional (3D) de ultrasonidos. Las características de este haz se ven influidas por la interferencia constructiva y destructiva de las ondas de presión, la curvatura del transductor y las lentes acústicas utilizadas para dar forma al haz. La interferencia de las ondas de presión da lugar a una zona cerca del transductor en la que la amplitud de la presión varía mucho. Esta región se denomina **campo cercano** o **zona de Fresnel**. Más lejos del transductor, a una distancia determinada por el radio del transductor y la frecuencia, el campo sonoro empieza a divergir y la amplitud de la presión disminuye a un ritmo constante con el aumento de la distancia al transductor. Esta región se denomina **campo lejano** o **zona de Fraunhofer**. En las modernas matrices de transductores multielemento, la sincronización precisa del disparo de los elementos permite corregir esta divergencia del haz de ultrasonidos y enfocar a profundidades seleccionadas.⁷ Las ondas de ultrasonidos reflejadas (ecos) que regresan al transductor son capaces de estimular el transductor con pequeños cambios de presión, que se convierten en los cambios de tensión que se detectan, amplifican y procesan para construir una imagen basada en la información del eco.

Receptor

Cuando los ecos devueltos golpean la cara del transductor, se producen tensiones mínimas en los elementos piezoeléctricos. El receptor detecta y amplifica estas débiles señales. El receptor también proporciona un medio para compensar las diferencias en la intensidad del eco, que resultan de la atenuación por el diferente grosor del tejido mediante el uso de **control de ganancia de tiempo** (TGC, por sus siglas en inglés), también llamado compensación de ganancia de tiempo.

El sonido se atenúa a medida que penetra en el cuerpo, y la energía se elimina aún más cuando los ecos regresan al transductor a través del tejido. La atenuación del sonido es proporcional a la frecuencia y es constante para tejidos específicos. Debido a que los ecos que regresan de los tejidos más profundos son más débiles que los que regresan de estructuras más superficiales, deben ser amplificados más por el receptor para producir una apariencia de eco tisular uniforme. Este ajuste se realiza mediante controles TGC que permiten al usuario amplificar selectivamente las señales de las estructuras más profundas o suprimir las señales de los tejidos superficiales, compensando la atenuación tisular (Figura 1.8). Aunque muchas máquinas ofrecen algunos medios de TGC automático, el ajuste manual de este control es uno de los controles más importantes del usuario y puede tener un efecto profundo en la calidad de la imagen de ultrasonido proporcionada para la interpretación. Un ajuste incorrecto de la ganancia del sistema y del TGC puede provocar la pérdida de información de la imagen.

Otra función importante del receptor es la compresión de la amplia gama de amplitudes que vuelven al transductor en una gama que pueda mostrarse al usuario. La relación entre las amplitudes más altas y las más bajas que pueden visualizarse puede expresarse en decibelios y se denomina **rango dinámico**. En una aplicación clínica típica, el rango de señales reflejadas puede variar en un factor de hasta 1:10,¹² lo que resulta en un rango dinámico de hasta 120 dB. Aunque los amplificadores utilizados en los ecógrafos son capaces de manejar este rango de tensiones, las pantallas de escala de grises están limitadas a mostrar un rango de intensidad de señal de solo 35 a 40 dB.

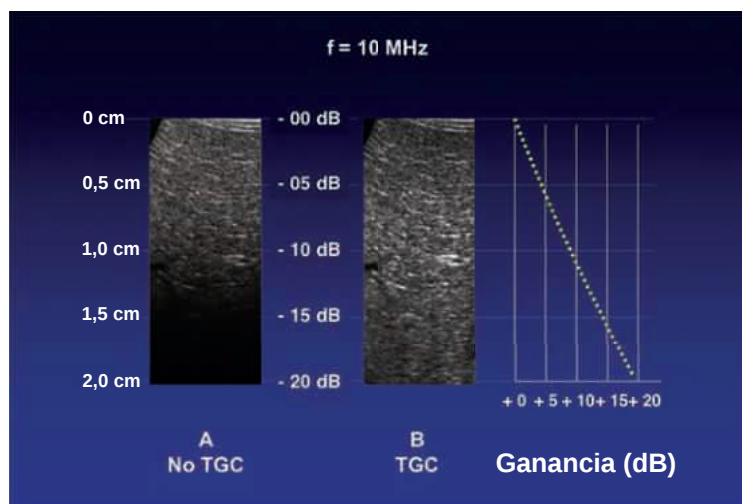


FIGURA 1.8. Compensación de ganancia en el tiempo (TGC). Sin TGC, la atenuación tisular provoca una pérdida gradual de visualización de los tejidos más profundos (A). En este ejemplo, se simula una atenuación tisular de 1 dB/cm/MHz para un transductor de 10 MHz. A una profundidad de 2 cm, la intensidad es -20 dB (1 %) del valor inicial. Aplicando una amplificación creciente (ganancia) a la señal retrodispersada para compensar esta atenuación, se restablece una intensidad uniforme en el tejido a todas las profundidades (B).

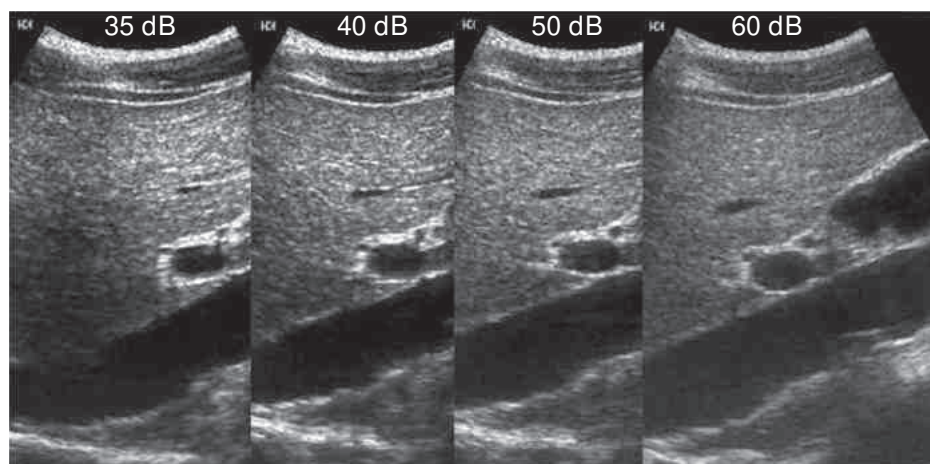


FIGURA 1.9. Rango dinámico. El receptor de ultrasonidos debe comprimir la amplia gama de amplitudes que regresan al transductor en una gama que pueda mostrarse al usuario. Aquí se muestra la compresión y reasignación de los datos para mostrar rangos dinámicos de 35, 40, 50 y 60 dB. El rango dinámico más amplio mostrado (60 dB) permite la mejor distinción de diferencias sutiles en la intensidad del eco y es el preferido para la mayoría de las aplicaciones de imagen. Los rangos más estrechos aumentan la visibilidad de las diferencias de eco más grandes.

La **compresión** y la **reasignación** de los datos son necesarias para adaptar el rango dinámico de la intensidad de la señal de retorno al rango dinámico de la pantalla (Figura 1.9). La compresión se realiza en el receptor mediante la amplificación selectiva de las señales más débiles. Otros controles manuales de posprocesamiento permiten al usuario asignar selectivamente la señal de retorno a la pantalla. Estos controles afectan al brillo de los diferentes niveles de eco en la imagen y, por tanto, determinan el contraste de la imagen.

Visualización de imágenes

Las señales de ultrasonidos pueden visualizarse de varias formas. A lo largo de los años, las imágenes han evolucionado desde el simple **modo A (modo de amplitud)** y la visualización biestable hasta las imágenes de alta resolución, en tiempo real y en escala de grises.

Otra forma sencilla de obtención de imágenes, la ecografía en **modo M (modo de movimiento)**, muestra la amplitud del eco y la posición de los reflectores en movimiento (Figura 1.10). El modo M

utiliza el brillo de la pantalla para indicar la intensidad de la señal reflejada. La base temporal de la pantalla puede ajustarse para permitir distintos grados de resolución temporal, según dicte la aplicación clínica. La ecografía en modo M se interpreta evaluando los patrones de movimiento de reflectores específicos y determinando las relaciones anatómicas a partir de patrones de movimiento característicos. Las aplicaciones de la visualización en modo M incluyen: (1) la evaluación de la frecuencia cardíaca embrionaria y fetal; (2) la ecocardiografía, para evaluar el movimiento rápido de las válvulas cardíacas y de las paredes de las cámaras y vasos cardíacos; y (3) la evaluación de las arritmias cardíacas. Las imágenes en modo M pueden desempeñar un papel futuro en la medición de los cambios sutiles en la elasticidad de la pared vascular que acompañan a la aterogénesis.

El pilar de la obtención de imágenes con ultrasonidos lo proporciona la visualización en **tiempo real**, en **escala de grises**, en **modo B (modo de brillo)**, en la que las variaciones en la intensidad o el brillo de la pantalla se utilizan para indicar señales reflejadas de diferente amplitud. Para generar una imagen bidimensional, se envían múltiples pulsos de ultrasonidos por una serie de líneas de exploración

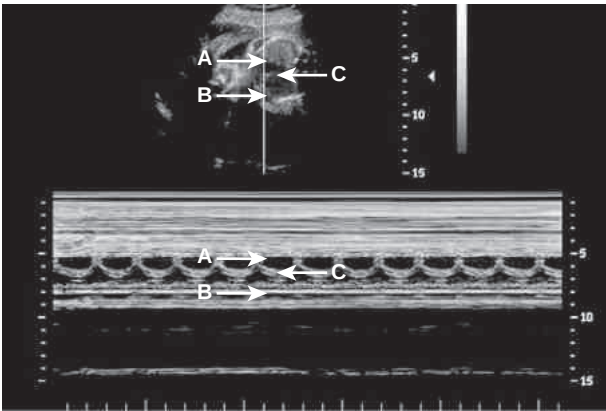


FIGURA 1.10. Visualización en modo M (modo de movimiento). La ecografía en modo M muestra los cambios de amplitud y posición del eco con el tiempo. La visualización de los cambios en la posición del eco es útil en la evaluación de estructuras que se mueven rápidamente, como las válvulas cardíacas y las paredes de la cámara. Aquí, las tres principales estructuras móviles de la imagen superior en escala de grises del feto se registran en la imagen en modo M correspondiente e incluyen la pared ventricular cercana (A), la pared ventricular lejana (B) y el tabique interventricular (C). La línea de base es una escala temporal que permite calcular la frecuencia cardíaca a partir de los datos del modo M.

sucesivas, barriendo el objeto (Figura 1.11). Las posiciones y amplitudes de las señales reflejadas se almacenan, construyendo una representación bidimensional de los ecos procedentes del objeto explorado. Cuando se visualiza una imagen ecográfica sobre un fondo negro, las señales de mayor amplitud aparecen en blanco; la ausencia de señal se muestra en negro; y las señales de amplitudes intermedias aparecen en tonos de gris. Las partes más brillantes de la imagen bidimensional resultante indican estructuras que reflejan una mayor parte de la energía acústica transmitida hacia el transductor.

En la mayoría de los instrumentos modernos, se utiliza una memoria digital para almacenar los valores que corresponden a las amplitudes del eco procedentes de las posiciones correspondientes en el paciente. Para cada píxel son posibles al menos 2^8 o 256, tonos de gris, de acuerdo con la amplitud del eco representado. La imagen así almacenada en la memoria puede enviarse a un monitor para su visualización.

Dado que la visualización en modo B relaciona la intensidad de una señal de retorno con un nivel de brillo en el dispositivo de visualización, es importante que el operador entienda cómo se traduce la información de amplitud de la señal de ultrasonido en una escala de brillo en la visualización de la imagen. Cada fabricante de ecógrafos ofrece varias opciones para la forma en que se comprime el rango dinámico del objetivo para la visualización, así como la función de transferencia que asigna una amplitud de señal determinada a un tono de gris. Aunque estos detalles técnicos varían de un aparato a otro, la forma en que el operador los utiliza puede afectar en gran medida al valor clínico de la imagen final. En general, es deseable mostrar un rango dinámico lo más *amplio* posible, para identificar diferencias sutiles en la ecogenicidad de los tejidos.

La ecografía 2D en modo B en tiempo real es el principal método de obtención de imágenes ecográficas de todo el cuerpo y es la forma más común de visualización en modo B. La ecografía en tiempo real puede producir una serie de imágenes bidimensionales individuales a velocidades de 15 a 60 fotogramas por segundo y permite evaluar

tanto la anatomía como el movimiento. Cuando las imágenes se adquieren y visualizan a velocidades de varias veces por segundo, el efecto es dinámico y, dado que la imagen refleja el estado y el movimiento del órgano en el momento en que se examina, se considera que la información se muestra en tiempo real. En las aplicaciones cardíacas, los términos ecocardiografía 2D y eco 2D se utilizan para describir las imágenes en modo B en tiempo real; en la mayoría de las demás aplicaciones, se utiliza el término ecografía en tiempo real.

Los transductores utilizados para la obtención de imágenes en tiempo real pueden clasificarse según la forma en que se dirige el haz de ultrasonidos para generar rápidamente cada imagen individual. La **orientación del haz** puede realizarse mediante rotación u oscilación mecánica del transductor o por medios electrónicos. La **orientación electrónica del haz** se utiliza en los transductores de matriz lineal y de matriz en fase, y permite una gran variedad de formatos de visualización de imágenes. La mayoría de los transductores de orientación electrónica actualmente en uso también proporcionan un enfoque electrónico ajustable en profundidad. La **orientación mecánica del haz** puede utilizar transductores de un solo elemento con un enfoque fijo o matrices anulares de elementos con enfoque controlado electrónicamente. Para la obtención de imágenes en tiempo real, los transductores que utilizan la dirección mecánica o electrónica del haz generan visualizaciones en formato rectangular o sectorial. Los escáneres sectoriales con dirección mecánica o electrónica solo requieren una pequeña superficie de contacto y son más adecuados para exploraciones en las que el acceso es limitado.

Escáneres mecánicos sectoriales

Los primeros ecógrafos utilizaban transductores formados por un único elemento piezoeléctrico. Para generar imágenes en tiempo real con estos transductores, se necesitaban dispositivos mecánicos para mover el transductor en un movimiento lineal o circular. Los escáneres sectoriales mecánicos que utilizan uno o varios transductores de un solo elemento no permiten un enfoque variable. Este problema se supera utilizando transductores de matriz anular, que tienen una serie de elementos concéntricos anidados unos dentro de otros en una pieza circular de material piezoeléctrico que permite la dirección mecánica. Aunque fueron importantes en los inicios de la obtención de imágenes en tiempo real, los escáneres mecánicos sectoriales con transductores de un solo elemento y enfoque fijo no son de uso común en la actualidad.

Transductores

La tecnología actual utiliza un transductor bidimensional de alta densidad compuesto de múltiples elementos, generalmente producidos por el corte preciso de una pieza de material piezoeléctrico perpendicular al eje largo del transductor para producir numerosas unidades rectangulares pequeñas, cada una con sus propios electrodos. Mediante la sincronización precisa del disparo de los elementos de estas matrices, se puede aprovechar la interferencia de los frentes de onda generados por los elementos individuales para cambiar la dirección del haz de ultrasonidos, lo que puede utilizarse para proporcionar un haz orientable para la generación de imágenes en tiempo real en formato lineal o sectorial. Una ventaja de la construcción de **arrays bidimensionales** es que el haz puede enfocarse tanto en el **plano de elevación** como

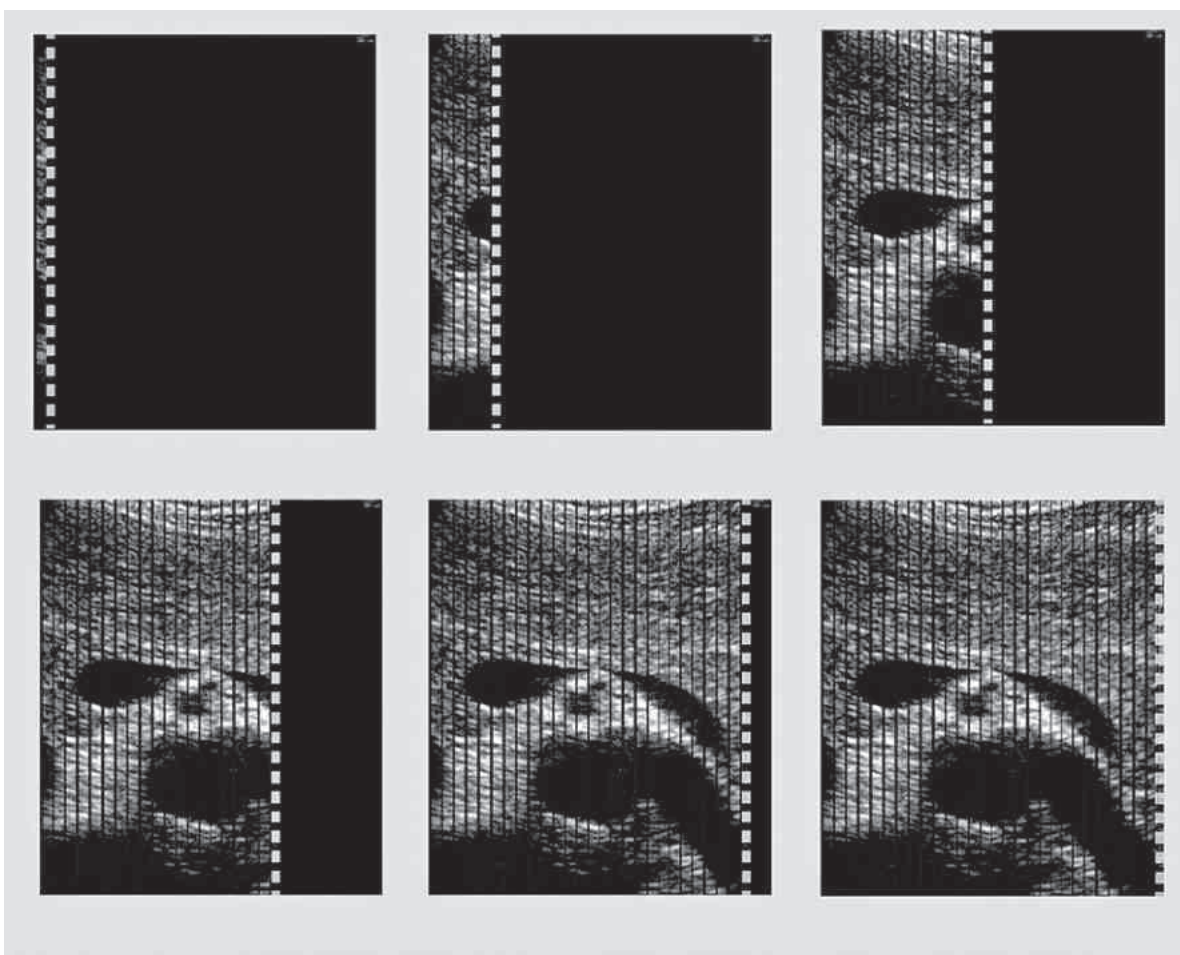


FIGURA 1.11. Imágenes en modo B (modo de brillo). Se construye una imagen bidimensional (2D) en tiempo real mediante pulsos de ultrasonidos enviados a través de una serie de líneas de exploración sucesivas. Cada línea de exploración se añade a la imagen, construyendo una representación bidimensional de los ecos del objeto explorado. En las imágenes en tiempo real, se crea una imagen completa de 15 a 60 veces por segundo.

en el **plano lateral**, y puede producirse un haz uniforme y altamente enfocado (Figuras 1.12 y 1.13). Estas sondas mejoran la resolución espacial y el contraste, reducen el desorden y son muy adecuadas para la recogida de datos de volúmenes de tejido para su procesamiento y visualización en 3D.

Transductores lineales

Los transductores de matriz lineal se utilizan para aplicaciones vasculares, obstétricas y de pequeñas partes, ya que el formato de imagen rectangular que producen estos transductores es muy adecuado para estas aplicaciones. En estos transductores, los elementos individuales están dispuestos de forma lineal. Al disparar los elementos del transductor en secuencia, ya sea individualmente o en grupos, se genera una serie de impulsos paralelos, cada uno de los cuales forma una línea de visión perpendicular a la cara del transductor. Estas líneas visuales individuales se combinan para formar el campo de visión de la imagen. Dependiendo del número de elementos transductores y de la secuencia en que se disparen, se puede lograr el enfoque a profundidades seleccionadas desde la superficie. La imagen rectangular resultante tiene la ventaja de un mayor campo de visión cerca de la superficie, lo que permite obtener imágenes más precisas de las estructuras superficiales. El inconveniente es que requiere una gran superficie para el contacto del transductor, y el campo de visión es

limitado en comparación con los transductores que tienen una visualización sectorial.

Transductores convexos

Las sondas lineales moldeadas en curvas convexas producen una imagen que combina un campo de visión de superficie relativamente grande con un formato de visualización sectorial. Los transductores de matriz curva se utilizan para diversas aplicaciones, y las versiones más grandes sirven para la exploración abdominal general, obstétrica y pélvica transabdominal. Los escáneres de matriz curva pequeños y de alta frecuencia suelen utilizarse en sondas transvaginales y transrectales, y para la obtención de imágenes pediátricas.

Transductores en fase

Los transductores *phased array* o de disposición en fase también producen campos de visión sectoriales. Al controlar el tiempo y la secuencia de disparo de los distintos elementos del transductor, la onda ultrasónica resultante puede orientarse en distintas direcciones y enfocarse a distintas profundidades. Al dirigir rápidamente el haz para generar una serie de líneas de visión en ángulos variables de un lado a otro del transductor, se produce una imagen sectorial. Esto permite fabricar transductores de tamaño relativamente pequeño, pero con grandes campos de visión en profundidad. Estos transductores ocupan poco

espacio y son especialmente útiles para la ecografía craneal neonatal, así como para la exploración intercostal, para evaluar el corazón, el hígado o el bazo, y para exámenes en otras zonas de acceso limitado. Sin embargo, debido a su estrecha apertura, los transductores *phased array* suelen tener un campo de visión estrecho a profundidades superficiales y no son adecuados para la evaluación de estructuras superficiales.

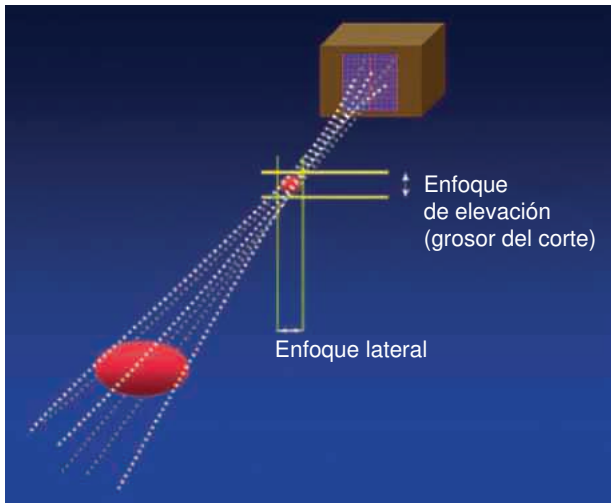


FIGURA 1.12. Matriz bidimensional. Las matrices bidimensionales (2D) de alta densidad están formadas por una matriz 2D de elementos transductores, lo que permite la adquisición de datos de un volumen en lugar de un único plano de tejido. El control electrónico preciso de los elementos individuales permite un enfoque ajustable en los **planos lateral y de elevación**.

Selección del transductor

A la hora de seleccionar el transductor óptimo para una aplicación determinada, hay que tener en cuenta no solo los requisitos de resolución espacial, sino también la distancia entre el objeto y el transductor, ya que la penetración de los ultrasonidos disminuye a medida que aumenta la frecuencia. En general, *debe seleccionarse la frecuencia de ultrasonidos más alta que permita la penetración hasta la profundidad de interés*. Para los vasos y órganos superficiales, como la tiroides, las mamas o los testículos, situados entre 1 y 3 cm de la superficie, se suelen utilizar frecuencias de imagen de 7,5 a 15 MHz. Estas altas frecuencias también son ideales para aplicaciones intraoperatorias. Si la región que se va a explorar es muy superficial, de forma que la sonda no permite el enfoque en la zona de interés, se puede utilizar 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, pueden ser necesarias frecuencias tan bajas como 2,25 a 3,5 MHz. Cuando se necesita la máxima resolución, se requiere un transductor de alta frecuencia con excelente resolución lateral y axial en la profundidad de interés.

VISUALIZACIÓN Y ALMACENAMIENTO DE IMÁGENES

Con la ecografía en tiempo real, la información al usuario se proporciona inmediatamente mediante una pantalla de video. El brillo y el contraste de la imagen en esta pantalla vienen determinados por la

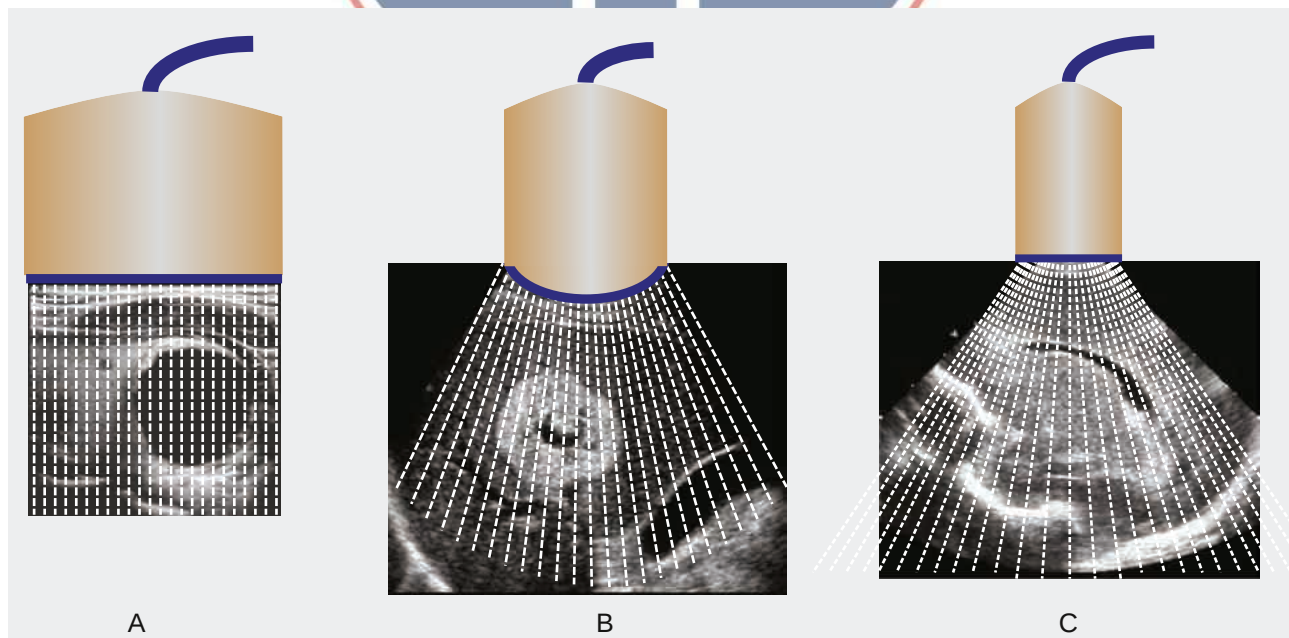


FIGURA 1.13. Transductores. (A) **Transductor lineal.** En un transductor de matriz lineal, los elementos individuales o grupos de elementos se disparan en secuencia. Esto genera una serie de haces de ultrasonidos paralelos, cada uno perpendicular a la cara del transductor. A medida que estos haces se desplazan por la cara del transductor, generan las líneas de visión que se combinan para formar la imagen final. Dependiendo del número de elementos transductores y de la secuencia en la que se disparan, se puede lograr el enfoque a determinadas profundidades de la superficie. (B) **Transductor convexo.** Una variante de la matriz lineal, la matriz curva utiliza elementos transductores dispuestos en arco, produciendo una imagen en forma de tarta. (C) **Transductor en fase.** Un transductor de matriz en fase produce un campo de visión sectorial disparando múltiples elementos transductores en una secuencia precisa para generar interferencias de frentes de onda acústicos que dirigen el haz. El haz de ultrasonidos resultante genera una serie de líneas de visión en ángulos variables de un lado a otro del transductor, produciendo un formato de imagen sectorial. Son útiles para la exploración en zonas de acceso limitado.

iluminación ambiental de la sala de exploración, los ajustes de brillo y contraste del monitor de video, el ajuste de ganancia del sistema y el ajuste del TGC. El factor que más afecta a la calidad de la imagen en muchos departamentos de ultrasonido es probablemente un ajuste inadecuado de la pantalla de video, con una falta de apreciación de la relación entre los ajustes de la pantalla de video y el aspecto de la copia impresa o de las imágenes visualizadas en una estación de trabajo. Dada la importancia de la pantalla de video en tiempo real para proporcionar información al usuario, es esencial que la pantalla y las condiciones de iluminación en las que se visualiza estén normalizadas y se ajusten a la pantalla utilizada para la interpretación. La interpretación de las imágenes y su almacenamiento pueden realizarse en forma de transparencias impresas en película por cámaras e impresoras ópticas o láser, cintas de video o **sistemas digitales de archivo y comunicación de imágenes** (PACS, por sus siglas en inglés).

MODOS ESPECIALES DE IMAGEN

Imágenes armónicas de tejidos

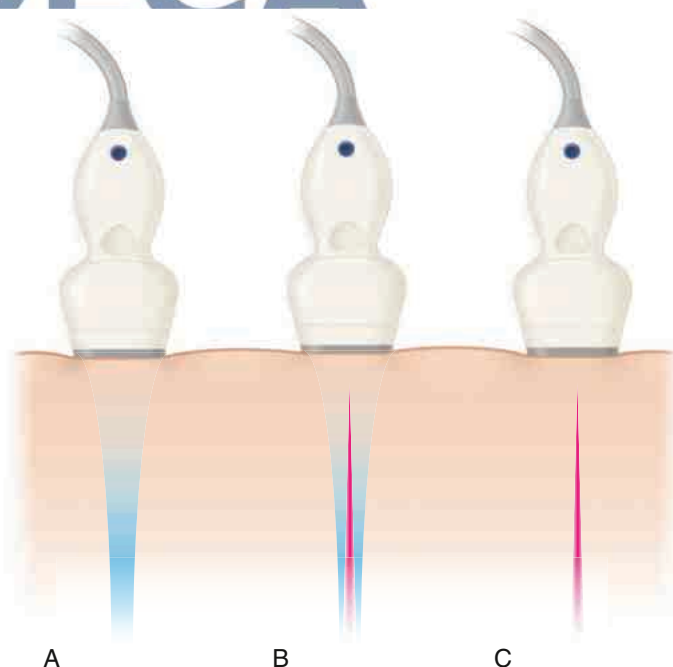
La variación de la velocidad de propagación del sonido en la grasa y otros tejidos cercanos al transductor da lugar a una **aberración de fase** que distorsiona el frente de onda de ultrasonidos convergente, produciendo ruido y desorden en la imagen de ultrasonidos y deteriorando la resolución de los tejidos más profundos.^{8,9} Las imágenes armónicas de los tejidos proporcionan un abordaje para reducir los efectos de las aberraciones de fase.¹⁰ La propagación no lineal de los ultrasonidos a través de los tejidos se asocia con una propagación más rápida del componente compresional de la onda de ultrasonidos de alta presión que su componente negativo (rarefaccional). Esto da lugar a una distorsión creciente del pulso acústico a medida que viaja dentro del tejido y provoca la generación de múltiplos, o **armónicos**, de la frecuencia transmitida (Figura 1.14).

Las imágenes armónicas de tejidos aprovechan la generación, en profundidad, de estos armónicos. Dado que la generación de armónicos requiere la interacción del campo transmitido con el tejido que se propaga, la generación de armónicos no está presente cerca de la interfaz transductor/piel, y solo adquiere importancia a cierta distancia del transductor. En la mayoría de los casos, los campos cercano y lejano de la imagen se ven menos afectados por los armónicos que las ubicaciones intermedias. Utilizando transductores de banda ancha y filtrado de la señal o pulsos codificados, las señales armónicas reflejadas por las interfaces tisulares pueden visualizarse de forma selectiva. Debido a que la mayoría de los artefactos de imagen son causados por la interacción del haz de ultrasonidos con estructuras superficiales o por aberraciones en los bordes del perfil del haz, estos artefactos se eliminan utilizando imágenes armónicas porque las señales que producen artefactos no constan de suficiente energía para generar frecuencias armónicas y, por lo tanto, se filtran durante la formación de la imagen. Las imágenes generadas utilizando armónicos tisulares, a menudo, exhiben ruido y desorden reducidos (Figura 1.15).¹¹ Debido a que los haces armónicos son más estrechos que los haces transmitidos originalmente, se mejora la resolución espacial y se reducen los lóbulos laterales.

Composición espacial

Una fuente importante de degradación de la imagen y pérdida de contraste es el **moteado** de los ultrasonidos. El moteado es el resultado de la interacción constructiva y destructiva de los campos acústicos generados por la dispersión de los ultrasonidos en pequeños reflectores tisulares. Este patrón de interferencia confiere a las imágenes ecográficas su característico aspecto granulado, reduciendo el contraste (Figura 1.16)¹¹ y dificultando la identificación de rasgos sutiles. Mediante la suma de imágenes de diferentes ángulos de exploración a través de la **composición espacial** (Figura 1.17), se puede lograr una mejora significativa en la **relación contraste-ruido**. Esto se debe a que el moteado es aleatorio, y la generación de una imagen mediante composición

FIGURA 1.14. Armónicos tisulares. A medida que las ondas ultrasónicas de alta presión se propagan a través del tejido, el componente de compresión de las ondas viaja con mayor rapidez que el componente de rarefacción, produciendo una distorsión de la onda y generando componentes de mayor frecuencia (armónicos). **(A)** El campo acústico de la frecuencia primaria se representa en azul. **(B)** El segundo armónico (el doble de la frecuencia primaria) se representa en rojo. **(C)** Utilizando un transductor de banda ancha, el receptor puede sintonizarse para generar una imagen a partir de la frecuencia armónica en lugar de la frecuencia primaria. Como resultado, se reducen las interferencias de campo cercano, ya que el armónico solo se desarrolla en profundidad en el tejido, y se mejora el perfil del haz, lo que conduce a una mejor resolución espacial.



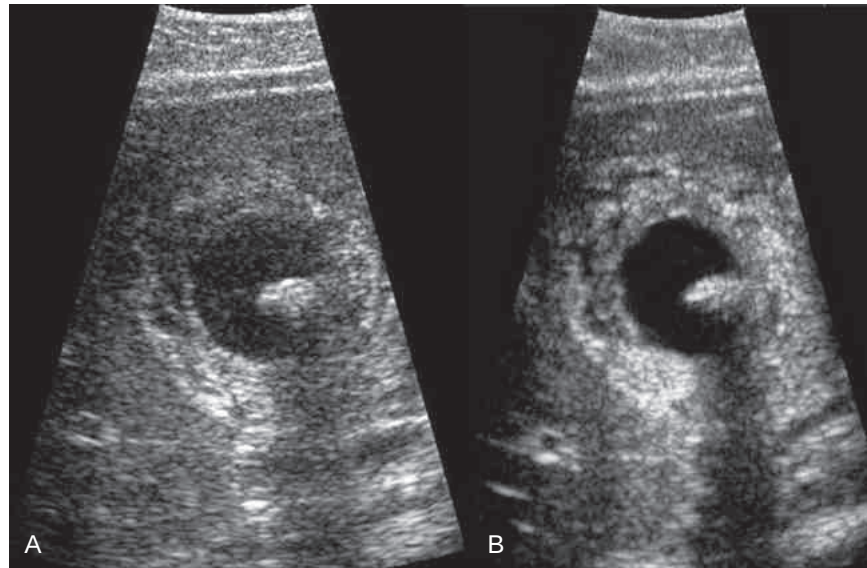


FIGURA 1.15. Imagen armónica tisular. (A) Imagen convencional y (B) imagen armónica tisular de la vesícula biliar en un paciente con **colecistitis aguda**. Obsérvese la reducción del ruido y las interferencias en la imagen armónica tisular. Dado que los haces armónicos no interactúan con las estructuras superficiales y son más estrechos que el haz transmitido originalmente, **se mejora la resolución espacial** y se reducen las interferencias y los lóbulos laterales. (Con permiso de Merritt CR. *Technology update. Radiol Clin North Am.* 2001;39:385 e397.11).

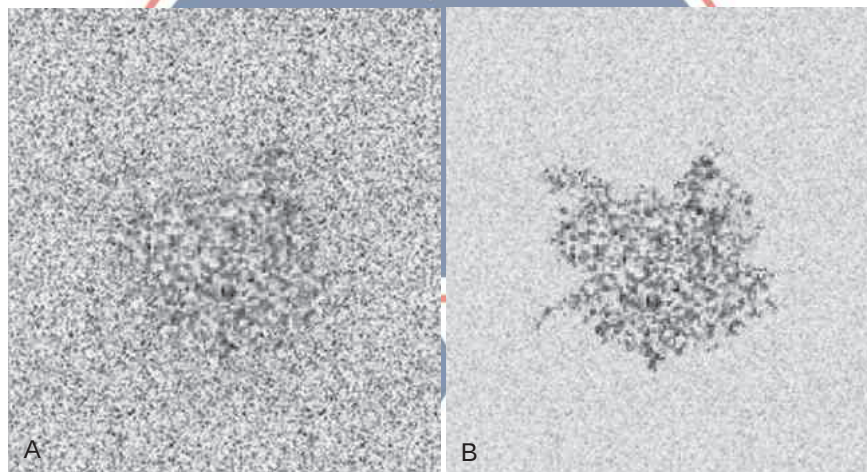


FIGURA 1.16. Efecto del moteado sobre el contraste. (A) El ruido de moteado oculta parcialmente la lesión simulada. **(B)** Se ha reducido el moteado, aumentando la resolución del contraste entre la lesión y el fondo. (Con permiso de Merritt CR. *Technology update. Radiol Clin North Am.* 2001;39:385e397.11).

reducirá el ruido de moteado porque solo se refuerza la señal. Además, la composición espacial puede reducir los artefactos que se producen cuando un haz de ultrasonidos incide en un reflector especular en un ángulo distinto de 90 grados. En las imágenes en tiempo real convencionales, cada línea de exploración utilizada para generar la imagen incide en el objetivo con un ángulo fijo y constante. Como resultado, los reflectores fuertes que no son perpendiculares al haz de ultrasonidos dispersan el sonido en direcciones que impiden su clara detección y visualización. Esto, a su vez, da lugar a una mala definición de los márgenes y a unos límites menos definidos de los quistes y otras masas. La composición reduce estos artefactos. Las limitaciones de la composición son la disminución de la visibilidad de las sombras y de la transmisión pasante; no obstante, estas limitaciones se compensan con la capacidad de evaluar las lesiones, tanto con composición como sin ella, conservando las sombras y la transmisión pasante cuando estas características son importantes para establecer un diagnóstico.¹¹

Ecografía tridimensional

Los escáneres tridimensionales específicos utilizados para la exploración fetal (Figura 1.18), ginecológica y cardíaca pueden emplear el registro de imágenes basado en *hardware*, matrices bidimensionales de alta densidad o el registro mediante *software* de los planos de exploración a medida que se adquiere un volumen de tejido. Las imágenes 3D permiten visualizar los datos de volumen en múltiples planos de imagen y medir con precisión el volumen de la lesión.

Elastografía por ultrasonido

La palpación es un método eficaz para la detección de anomalías tisulares mediante la detección de cambios en la rigidez o elasticidad de los tejidos y puede proporcionar la indicación más temprana de

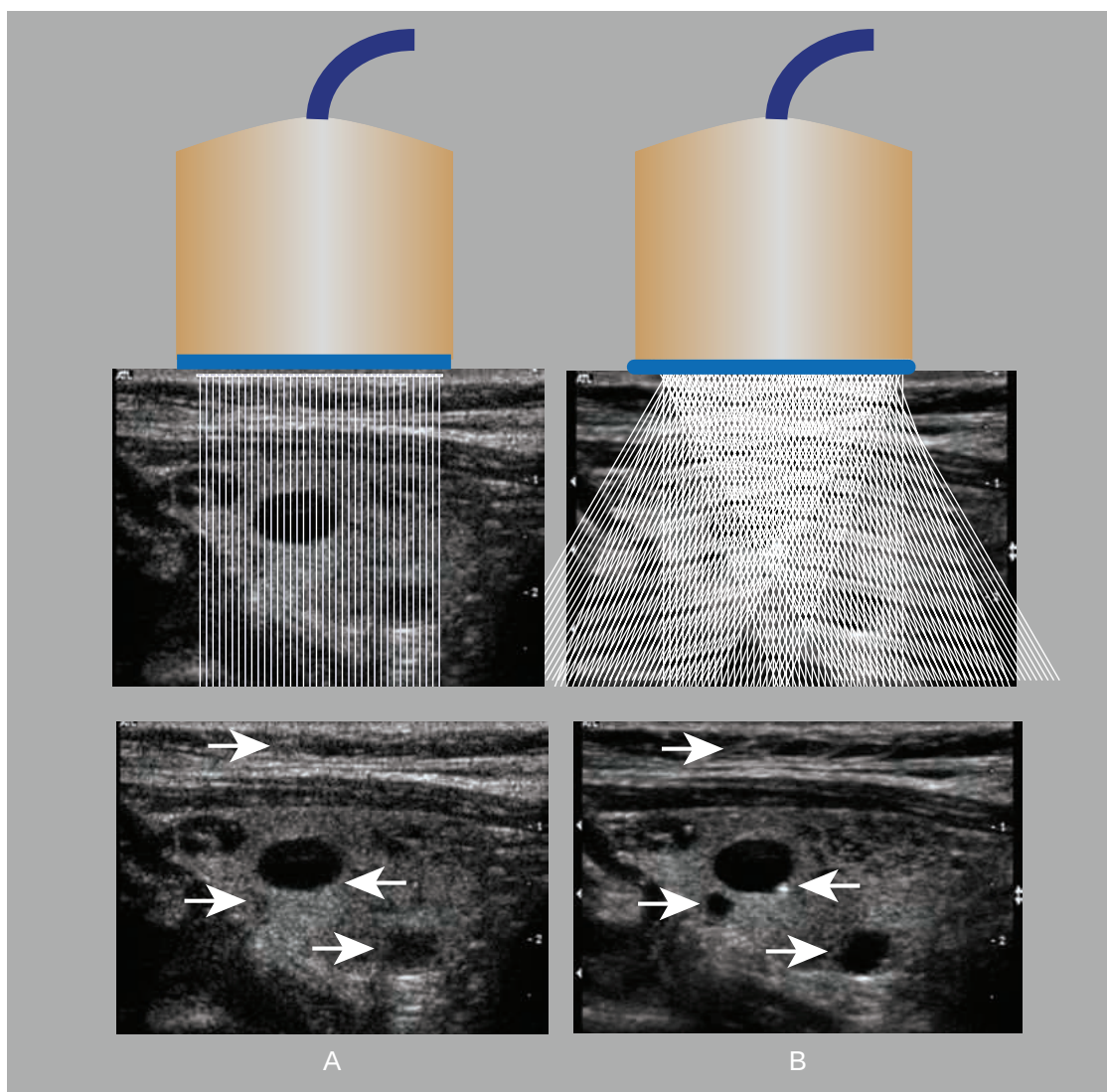


FIGURA 1.17. Composición espacial. (A) Las imágenes convencionales se limitan a un ángulo fijo de incidencia de las líneas de exploración ecográfica en las interfaces tisulares, lo que da lugar a una definición deficiente de los reflectores especulares que no son perpendiculares al haz, como se muestra en esta superposición de imágenes de una tiroides. (B) La composición espacial combina imágenes obtenidas realizando la insonación del objetivo desde múltiples ángulos. Además de mejorar la detección de interfaces, la combinación reduce el ruido de moteado porque solo se refuerza la señal; el moteado es aleatorio y no se refuerza. Esto mejora el contraste, como muestra la reducción del moteado, así como una mejor definición de las regiones (flechas), como el tejido superficial y los pequeños quistes y calcificaciones.

enfermedad, incluso cuando los estudios de imagen convencionales son normales. La elastografía por ultrasonido proporciona un método no invasivo para evaluar la rigidez de los tejidos.¹²

El módulo de masa es una medida de la compresibilidad cuando se aplican fuerzas de compresión a un objeto en todas las direcciones por igual. El contraste tisular en la ecografía convencional se basa en el **módulo de masa**, que viene determinado por la composición molecular del tejido. La elastografía refleja las propiedades de cizallamiento, que vienen determinadas por un mayor nivel de organización del tejido, y el **módulo de deformación**, que es una medida de la distorsión cuando la fuerza se aplica de forma desigual y/o no en todas las direcciones. Es muy probable que este nivel superior de organización tisular se vea alterado por una enfermedad. Por lo tanto, la elastografía ofrece la posibilidad de un alto grado

de sensibilidad y especificidad para diferenciar los tejidos normales de los anormales.^{12,14,15}

La rigidez o elasticidad de los tejidos se expresa mediante el **módulo de Young**, que es la relación entre la presión de compresión (tensión) y la deformación resultante (deformación).

$$E = \sigma / \epsilon$$

donde E es el módulo de Young expresado en Pa (**pascales**), σ es la tensión expresada en Newtons, y ϵ es el desplazamiento expresado en m². La elastografía basada en ultrasonidos permite estudiar el comportamiento elástico del tejido a través de dos abordajes generales (Figura 1.19): elastografía de deformación y elastografía de ondas de cizallamiento.



FIGURA 1.18. Imagen de ecografía tridimensional, feto de 24 semanas. La ecografía tridimensional permite recopilar y revisar los datos obtenidos de un volumen de tejido en múltiples planos de imagen, así como representar las características de la superficie.

Elastografía de deformación

La elastografía de deformación implica la medición del desplazamiento longitudinal del tejido antes y después de la compresión, normalmente mediante la manipulación manual del transductor de ultrasonido (Figura 1.20). A continuación, se utiliza el rastreo de manchas mediante retrodispersión por radiofrecuencia o Doppler para evaluar el movimiento del tejido. La elastografía de deformación no puede determinar el módulo de Young porque la presión de compresión (tensión) no puede medirse directamente. En su lugar, los coeficientes de deformación se estiman comparando la deformación de la lesión con la de los tejidos normales circundantes y se muestran en la imagen en diferentes tonos de gris o mediante mapas de color. La elastografía de deformación proporciona una indicación de la rigidez relativa de una zona de interés en comparación con su entorno.

Elastografía de ondas de cizallamiento

La compresión longitudinal del tejido da lugar a la generación de ondas de cizallamiento transversales^{16,17} (Figura 1.21). En la elastografía de ondas de cizallamiento, las ondas de cizallamiento se generan por compresión repetitiva producida por pulsos de alta intensidad del transductor de ultrasonidos. A diferencia de las ondas de compresión longitudinales que se propagan muy rápidamente en el cuerpo humano (≈ 1540 m/s), las ondas de cizallamiento se propagan lentamente (≈ 1 a 50 m/s). Las ondas de cizallamiento se rastrean con imágenes de alta frecuencia de cuadro para determinar su velocidad. La **velocidad de propagación de las ondas de cizallamiento** es directamente

proporcional al módulo de Young y proporciona una estimación cuantitativa de la rigidez del tejido.^{18,19}

Puntos clave de la elastografía por ultrasonidos

- Las imágenes por ultrasonidos se basan en el módulo de masa de los tejidos, que refleja las interacciones a nivel molecular.
- Los cambios en la rigidez tisular basados en el módulo de cizallamiento tisular son importantes indicios de enfermedad.
- La elastografía por ultrasonidos proporciona una evaluación relativa y cuantitativa de la rigidez de los tejidos.
- La elastografía por ultrasonidos se basa en la organización de los tejidos (módulo de deformación).
- La elastografía de deformación proporciona una indicación de la rigidez relativa del tejido.
- La elastografía de ondas de cizallamiento proporciona una estimación cuantitativa de la rigidez tisular (módulo de Young).

CALIDAD DE IMAGEN

Los factores determinantes de la calidad de una imagen ecográfica son su resolución espacial, de contraste y temporal, así como la ausencia de determinados artefactos.

Resolución espacial

La capacidad de diferenciar dos objetos próximos como estructuras distintas viene determinada por la resolución espacial del ecógrafo. La resolución espacial debe considerarse en tres planos, con diferentes determinantes de resolución para cada uno. El más sencillo es la resolución a lo largo del eje del haz de ultrasonidos, o **resolución axial**. Con los ultrasonidos de onda pulsada, el transductor introduce en el cuerpo una serie de breves ráfagas de sonido. Cada pulso de ultrasonido suele constar de dos o tres ciclos de sonido. La longitud del pulso es el producto de la longitud de onda y el número de ciclos del pulso. La resolución axial, la resolución máxima a lo largo del eje del haz, viene determinada por la longitud del pulso (Figura 1.22). Dado que la frecuencia de ultrasonido y la longitud de onda están inversamente relacionadas, la longitud de pulso disminuye a medida que aumenta la frecuencia de imagen. Dado que la longitud de pulso determina la resolución máxima a lo largo del eje del haz de ultrasonido, *las frecuencias de transductor más altas proporcionan una mayor resolución de imagen*. Por ejemplo, un transductor que funciona a 5 MHz produce sonido con una longitud de onda de $0,308$ mm. Si cada pulso consta de tres ciclos de sonido, la longitud del pulso es ligeramente inferior a 1 mm, y esto se convierte en la resolución máxima a lo largo del eje del haz. Si la frecuencia del transductor se multiplica por tres, hasta 15 MHz, la longitud del pulso es un tercio más larga; es decir, menos de $0,4$ mm, lo que permite la resolución de detalles más pequeños.

Además de la resolución axial, también debe tenerse en cuenta la resolución en los planos perpendiculares al eje del haz. La **resolución lateral** se refiere a la resolución en el plano perpendicular al haz y paralelo al transductor y viene determinada por la **anchura** del haz de ultrasonidos. La **resolución de elevación** se refiere al **grosor** del corte en el plano perpendicular al haz y al transductor (Figura

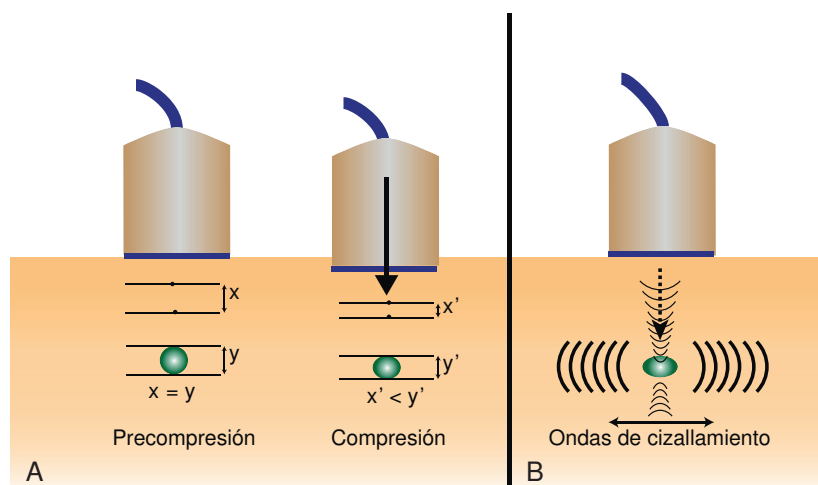


FIGURA 1.19. Elastografía. (A) La elastografía de deformación representa cualitativamente la rigidez tisular generada por el análisis de los desplazamientos especulares antes y después de la compresión mecánica del tejido. La trama previa a la compresión se compara con una trama obtenida tras la compresión. En este ejemplo, la lesión se comprime mucho menos que el tejido circundante, lo que indica una rigidez relativa. **(B) En la elastografía de ondas de cizallamiento** (SWE, por sus siglas en inglés), los pulsos de compresión de alta intensidad del transductor se centran en un área de interés, lo que da lugar a la generación de ondas de cizallamiento de baja frecuencia. El desplazamiento moteado resultante de las ondas de cizallamiento (transversales) se rastrea con múltiples cuadros de imagen para estimar la velocidad de las ondas de cizallamiento. La velocidad de las ondas de cizallamiento está directamente relacionada con el módulo de Young, lo que permite una estimación cuantitativa de la rigidez del tejido.

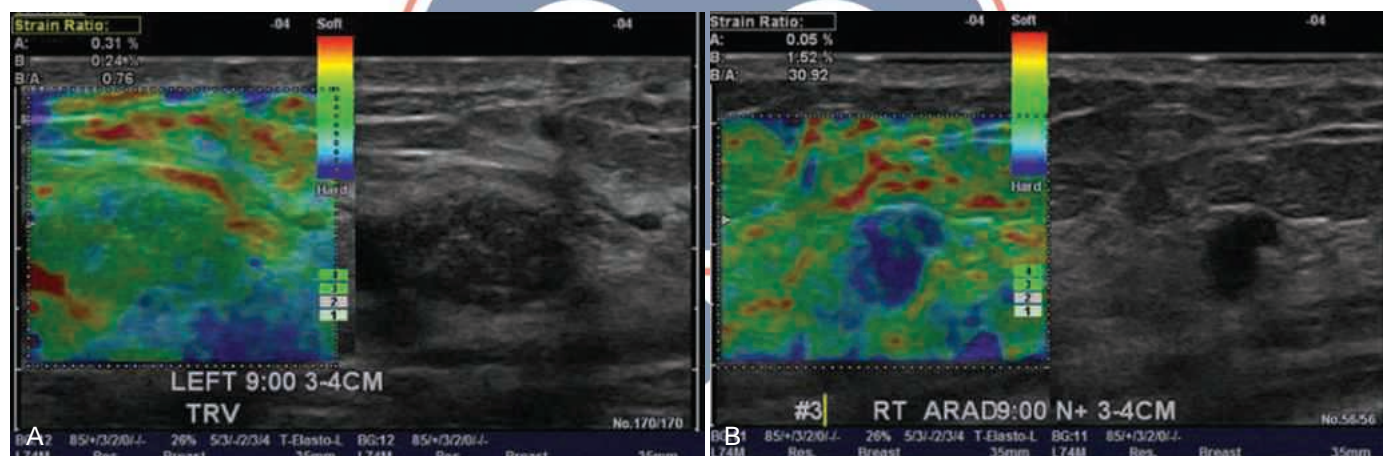


FIGURA 1.20. La elastografía de deformación representa cualitativamente la rigidez tisular generada por el análisis de los desplazamientos especulares antes y después de la compresión mecánica del tejido. La trama previa a la compresión se compara con una trama obtenida tras la compresión. En este ejemplo de masas mamarias, **(A)** es benigna y **(B)** es maligna. **(A)** Una masa macrolobulada hipoecoica de aspecto benigno tiene un valor de deformación similar al valor de deformación del tejido circundante. La relación es, por tanto, cercana a 1. **(B)** Una masa irregular, espiculada y no paralela tiene un valor de deformación inferior en comparación con el tejido circundante, lo que es coherente con malignidad. (Cortesía de Sughra Raza, MD).

1.23). La anchura y el grosor del haz de ultrasonidos son determinantes importantes de la calidad de la imagen. Una anchura y grosor excesivos del haz limitan la capacidad de delinear rasgos pequeños y pueden oscurecer las sombras y la transmisión a través de estructuras pequeñas, como las microcalcificaciones mamarias y los pequeños quistes tiroideos. La anchura y el grosor del haz ecográfico determinan la resolución lateral y la resolución de elevación, respectivamente. Las resoluciones lateral y de elevación son significativamente más pobres que la resolución axial del haz. La resolución lateral se controla enfocando el haz, normalmente por fase electrónica, para alterar la anchura del haz a una profundidad de interés seleccionada. La resolución de elevación viene determinada por la construcción del transductor y,

por lo general, no puede ser controlada por el usuario. Debido a la relativa falta de divergencia del haz, los transductores lineales tienen mayor resolución lateral que los transductores curvos y los transductores de matriz en fase.

ECOGRAFÍA DOPPLER

La ecografía convencional en modo B utiliza técnicas de transmisión, detección y visualización de pulso-eco. Los breves pulsos de energía ultrasónica emitidos por el transductor se reflejan en las interfaces

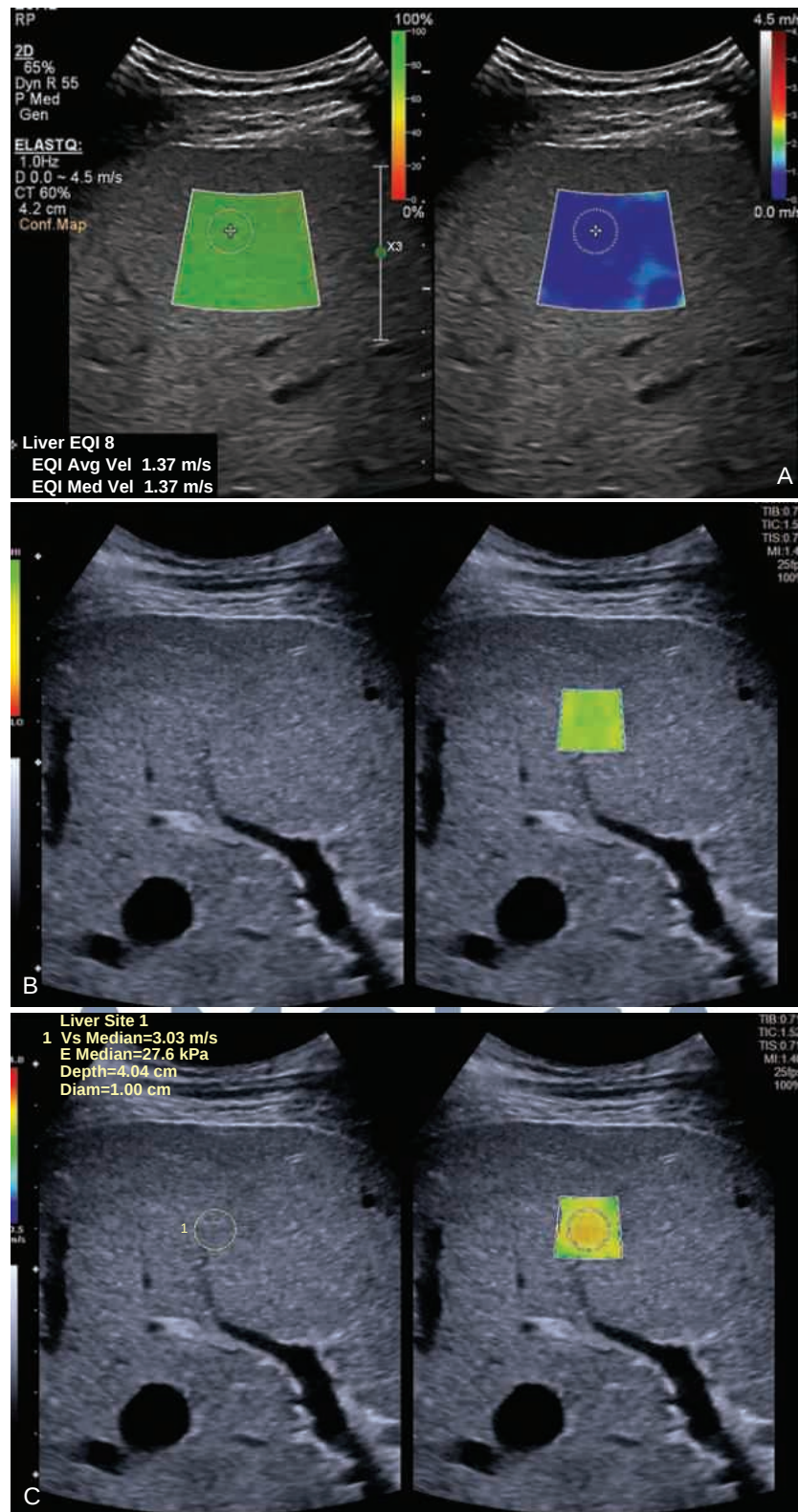


FIGURA 1.21. Elastografía por ondas de cizallamiento (SWE) en hígado normal y cirrótico. Los pulsos de compresión de alta intensidad del transductor se centran en una zona de interés, lo que genera ondas de cizallamiento de baja frecuencia. El desplazamiento especular resultante de las ondas de cizallamiento (transversales) se rastrea con múltiples cuadros de imágenes para estimar la velocidad de las ondas de cizallamiento. La velocidad de la onda de cizallamiento está directamente relacionada con el módulo de Young, lo que permite una estimación cuantitativa de la rigidez del tejido. **(A)** Hígado normal con buena calidad de la medición y valor de rigidez hepática de 1,37 m/s, en el rango de la normalidad. **(B y C)** Hígado cirrótico con una buena calidad de la medición y un valor de rigidez hepática de 3,03 m/s, en el rango de la cirrosis con hipertensión portal clínicamente significativa. El mapa de confianza codificado por colores es una evaluación de la calidad de las señales adquiridas. El umbral de confianza (CT, por sus siglas en inglés) se fija en el 60 % en **A**. En **C** se utiliza una escala de colores en la que amarillo/verde es buena calidad y rojo es baja calidad. (Imágenes cortesía de Richard G. Barr, MD, PhD.)

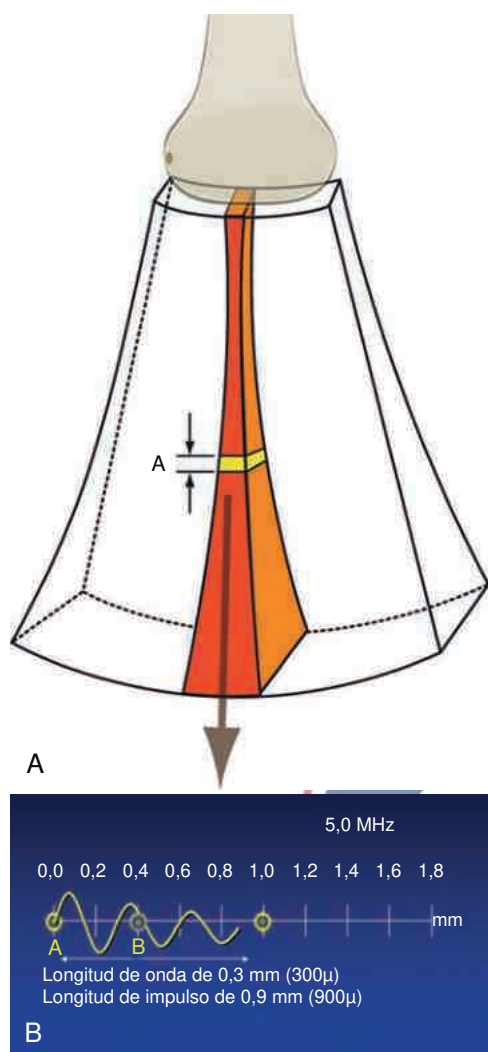


FIGURA 1.22. Resolución axial. (A) La resolución axial (A) es la resolución a lo largo del eje del haz y viene determinada por la longitud del pulso. (B) La longitud de pulso es el producto de la longitud de onda (que es inversamente proporcional a la frecuencia) y el número de ondas (normalmente de dos a tres). Dado que la longitud de pulso determina la resolución axial, las frecuencias de transductor más altas proporcionan una mayor resolución de imagen. En este ejemplo, un transductor que funciona a 5 MHz produce un sonido con una longitud de onda de 0,31 mm. Si cada pulso consta de tres ciclos de sonido, la longitud del pulso es ligeramente inferior a 1 mm, y los objetos A y B, que están separados 0,5 mm, no pueden resolverse como estructuras separadas. Si se aumenta la frecuencia del transductor a 15 MHz, la longitud del pulso es inferior a 0,3 mm, lo que permite identificar A y B como estructuras separadas.

acústicas del cuerpo. Una temporización precisa permite determinar la profundidad desde la que se origina el eco. Cuando el ultrasonido de onda pulsada se refleja en una interfaz, la señal reflejada (retrodispersada) contiene información de amplitud, fase y frecuencia (Figura 1.24). Esta información permite inferir la posición, naturaleza y movimiento de la interfase que refleja el pulso. La ecografía en modo B solo utiliza la información de amplitud de la señal reflejada para generar la imagen, en la que las diferencias en la intensidad de las reflexiones se muestran en distintos tonos de gris. Los objetos que se mueven con rapidez, como los glóbulos rojos en el torrente sanguíneo, producen ecos de baja amplitud que no suelen visualizarse, lo que da lugar a

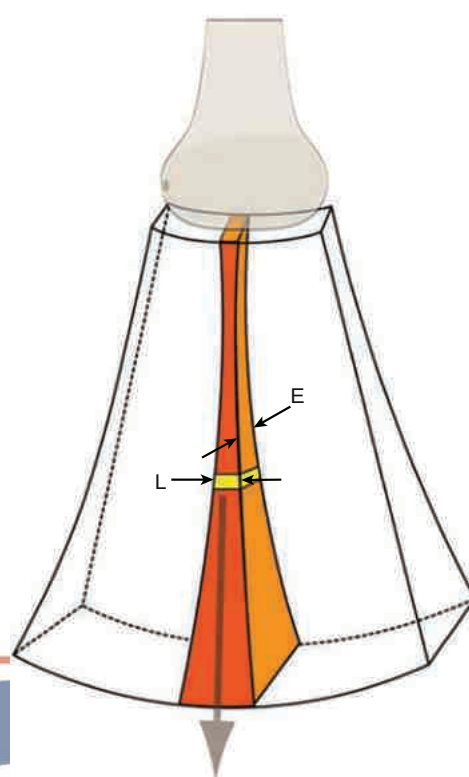


FIGURA 1.23. Resolución lateral y de elevación. La resolución en los planos perpendiculares al eje del haz es un determinante importante de la calidad de la imagen. La **resolución lateral (L)** es la resolución en el plano perpendicular al haz y paralelo al transductor, y viene determinada por la anchura del haz de ultrasonidos. La resolución lateral se controla enfocando el haz, normalmente mediante desfase electrónico para alterar la anchura del haz a una profundidad de interés seleccionada. La **resolución de elevación (E)** viene determinada por el grosor del corte en el plano perpendicular al haz y al transductor. La resolución de elevación está controlada por la construcción del transductor. Tanto la resolución lateral como la resolución de elevación son inferiores a la resolución axial.

un patrón relativamente anecoico dentro de los lúmenes de los grandes vasos.

Aunque la visualización en escala de grises se basa en la amplitud de la señal de ultrasonido reflejada, en los ecos de retorno hay información adicional que puede utilizarse para evaluar el movimiento de objetivos en movimiento.²⁰ Cuando el sonido de alta frecuencia incide en una interfaz estacionaria, el ultrasonido reflejado tiene esencialmente la misma frecuencia o longitud de onda que el sonido transmitido. Sin embargo, si la interfaz reflectante se mueve con respecto al haz de sonido emitido por el transductor, se produce un cambio en la frecuencia del sonido dispersado por el objeto en movimiento (Figura 1.25). Este cambio en la frecuencia es directamente proporcional a la velocidad de la interfaz reflectante con respecto al transductor y es el resultado del **efecto Doppler**. La relación de la frecuencia ultrasónica de retorno con la velocidad del reflector se describe mediante la ecuación de Doppler, como sigue:

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

El **desplazamiento de frecuencia Doppler** es ΔF ; F_R es la frecuencia del sonido reflejado por el objetivo en movimiento; F_T es la frecuencia

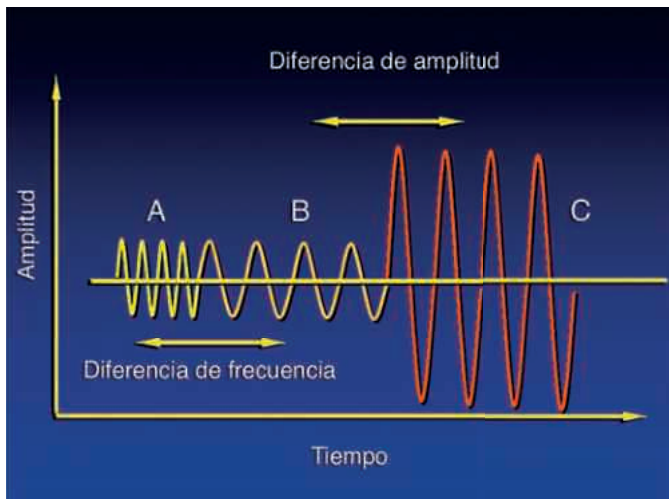


FIGURA 1.24. Información de amplitud, frecuencia y fase. La señal de ultrasonido reflejada contiene información de amplitud, fase y frecuencia. Las señales B y C difieren en amplitud, pero tienen la misma frecuencia. Las diferencias de amplitud se utilizan para generar imágenes en modo B. Las señales A y B difieren en frecuencia, pero tienen amplitudes similares. Estas diferencias de frecuencia son la base de la ecografía Doppler.

del sonido emitido por el transductor; v es la velocidad del objetivo hacia el transductor; y c es la velocidad del sonido en el medio. El desplazamiento de frecuencia Doppler (ΔF) solo se aplica si el objetivo se mueve directamente hacia el transductor o se aleja de él (Figura 1.26). En la mayoría de los entornos clínicos, la dirección del haz de ultrasonidos rara vez se dirige directamente hacia la dirección del flujo o se aleja de ella, y el haz de ultrasonidos suele acercarse al objeto en movimiento en un ángulo denominado **ángulo Doppler**. En este caso, el ΔF se reduce en proporción al coseno de este ángulo, como sigue:

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

donde θ es el ángulo entre el eje del flujo y el haz de ultrasonidos incidente. Si se puede medir el ángulo Doppler, es posible estimar la velocidad del flujo. La estimación exacta de la velocidad del objetivo requiere una medición precisa tanto del desplazamiento de frecuencia Doppler como del ángulo de insonación con respecto a la dirección del movimiento del objetivo. A medida que el ángulo Doppler (θ) se aproxima a 90 grados, el coseno de θ se aproxima a 0. En un **ángulo de 90 grados**, no hay movimiento relativo del objetivo hacia o desde el transductor, y **no se detecta ningún desplazamiento de frecuencia Doppler** (Figura 1.27). Dado que el coseno del ángulo Doppler cambia rápidamente para ángulos superiores a 60 grados, la corrección precisa del ángulo requiere que las mediciones Doppler se realicen en ángulos inferiores a 60 grados. Por encima de 60 grados, pequeños cambios en el ángulo Doppler θ están asociados con cambios sustanciales en $\cos \theta$, y por lo tanto 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 utilizar instrumentos Doppler dúplex y en color. La imagen óptima de la pared vascular se obtiene cuando el eje del transductor es perpendicular a la pared, mientras que las diferencias de frecuencia Doppler máximas se obtienen cuando el eje del transductor y la dirección del flujo forman un ángulo relativamente pequeño.

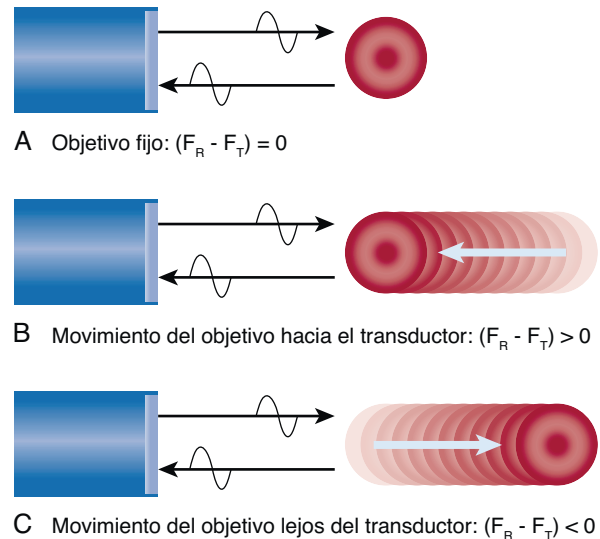


FIGURA 1.25. Efecto Doppler. (A) Objetivo fijo. Si la interfase reflectante es estacionaria, el ultrasonido reflejado tiene la misma frecuencia o longitud de onda que el sonido transmitido, y no hay diferencia en la frecuencia transmitida (F_T) y la frecuencia reflejada (F_R). (B y C) Objetivos en movimiento. Si la interfaz reflectante se mueve con respecto al haz de sonido emitido por el transductor, se produce un cambio en la frecuencia del sonido reflejado por el objeto en movimiento. Cuando la interfaz se mueve hacia el transductor (B), la diferencia entre las frecuencias reflejadas y transmitidas es mayor que cero. Cuando el objeto se aleja del transductor (C), esta diferencia es menor que cero. La ecuación de Doppler se utiliza para relacionar este cambio de frecuencia con la velocidad del objeto en movimiento.

Procesamiento y visualización de señales Doppler

Existen varias opciones para el procesamiento y la representación de ΔF , el desplazamiento de frecuencia Doppler, con el fin de proporcionar información útil sobre la dirección y la velocidad de la sangre. Los desplazamientos de frecuencia Doppler que se encuentran clínicamente están en el rango audible. Esta señal audible puede analizarse por oído y, con entrenamiento, el operador puede identificar muchas características del flujo. Con mayor frecuencia, los datos de desplazamiento Doppler se muestran en forma gráfica como un gráfico temporal del espectro de frecuencia de la señal de retorno. Se utiliza una transformada rápida de Fourier para realizar el análisis de frecuencia. El espectro de frecuencia Doppler resultante muestra lo siguiente (Figura 1.28):

- Variación con el tiempo de las frecuencias Doppler presentes en el volumen muestreado.
- La **envolvente del espectro**, que representa las frecuencias máximas presentes en un momento dado.
- La **anchura del espectro** en cualquier punto, que indica la gama de frecuencias presentes.

La amplitud de la señal Doppler está relacionada con el número de objetivos que se mueven a una velocidad determinada. 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 del ciclo cardíaco provoca un **ensanchamiento espectral**.

En los sistemas de imágenes Doppler en color, se muestra una representación del desplazamiento de frecuencia Doppler como una característica de la propia imagen. Cuando el Doppler de onda pulsada se

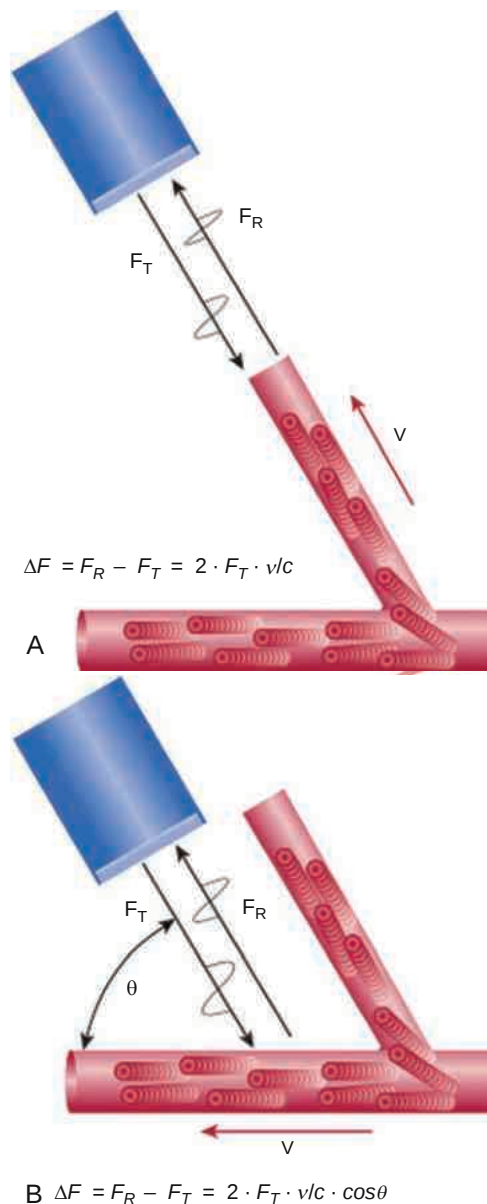


FIGURA 1.26. Ecuación Doppler. La ecuación de Doppler describe la relación entre el desplazamiento de frecuencia Doppler y la velocidad del objeto. **(A)** En su forma más simple, se supone que la dirección del haz de ultrasonidos es paralela a la dirección de movimiento del objetivo. Esta situación es poco habitual en la práctica clínica. **(B)** En este caso, el desplazamiento de frecuencia Doppler detectado se reduce proporcionalmente al coseno de θ . ΔF : desplazamiento de frecuencia; F_R : frecuencia reflejada; F_T : frecuencia transmitida; v : velocidad del objetivo; c : velocidad del sonido.

combina con un generador de imágenes en modo B 2D y en tiempo real en forma de **escáner dúplex**, la posición de la muestra Doppler puede controlarse y monitorizarse con precisión (véase la Figura 1.28). Además de la detección de datos de desplazamiento de frecuencia Doppler de cada píxel de la imagen, estos sistemas también proporcionan Doppler de onda pulsada de rango controlado con análisis espectral para la visualización de los datos Doppler.

En las aplicaciones vasculares, es necesario que las frecuencias Doppler medidas se corrijan en función del ángulo Doppler para proporcionar una medición precisa de la velocidad. Esto permite la comparación de datos de sistemas que utilizan diferentes frecuencias

Doppler y disminuye el error en la interpretación de los datos de frecuencia obtenidos en diferentes ángulos Doppler.

Instrumentación Doppler

A diferencia de la ecografía en escala de grises en modo A, modo M y modo B, que muestra la información estructural de las interfaces tisulares, los ecógrafos Doppler están optimizados para mostrar información sobre el **flujo**. Los dispositivos Doppler más sencillos utilizan **Doppler de onda continua (CW)** en lugar de ultrasonidos de onda pulsada, utilizando dos transductores que transmiten y reciben ultrasonidos de forma continua. Los haces de transmisión y recepción se superponen en un volumen sensible a cierta distancia de la cara del transductor (Figura 1.29). Aunque la dirección del flujo puede determinarse con el Doppler de onda continua, estos dispositivos no permiten discriminar el movimiento procedente de varias profundidades, y es difícil, si no imposible, determinar el origen de la señal detectada. Los instrumentos Doppler de onda continua, baratos y portátiles, se utilizan principalmente en la cabecera del paciente o intraoperatoriamente para confirmar la presencia de flujo en los vasos superficiales.

Debido a las limitaciones de los sistemas de onda continua, la mayoría de las aplicaciones de obtención de imágenes utilizan el Doppler de onda pulsada. En lugar de utilizar una onda continua de ultrasonidos, los dispositivos Doppler de onda pulsada emiten breves pulsos de ondas de ultrasonidos. Con los pulsos de sonido, el intervalo de tiempo entre la transmisión de un pulso y el retorno del eco se utiliza para determinar la profundidad de la que surge el desplazamiento Doppler.

En las imágenes Doppler en color (Figura 1.30), la información de desplazamiento de frecuencia determinada a partir de mediciones Doppler se muestra como una característica de la propia imagen. Los blancos estacionarios o en movimiento lento proporcionan la base para la imagen en modo B, basada en las amplitudes de los ecos devueltos. La fase de la señal Doppler proporciona información sobre la presencia y la dirección del movimiento, y los cambios en la frecuencia de la señal de eco se relacionan con la velocidad del objetivo.²¹ Las señales retrodispersadas de los glóbulos rojos se muestran en color en función de su movimiento hacia o desde el transductor, y el grado de saturación del color se utiliza para indicar el desplazamiento de frecuencia relativo producido por los glóbulos rojos en movimiento.

La **imagen Doppler en color** amplía la ecografía dúplex convencional al proporcionar capacidades adicionales. El uso de la saturación de color para mostrar las variaciones en la frecuencia de desplazamiento Doppler permite una estimación de la velocidad relativa a partir de la imagen por sí sola, siempre que se observen las variaciones en el ángulo Doppler. La visualización del flujo en todo el campo de imagen permite observar en todo momento la posición y orientación del vaso de interés. La visualización de la información espacial con respecto a la velocidad es ideal para la visualización de áreas pequeñas y localizadas de turbulencia dentro de un vaso, que proporcionan indicios de estenosis o irregularidad de la pared del vaso causada por ateroma, traumatismo u otra enfermedad. El flujo dentro del vaso se observa en todos los puntos, y se muestran jets estenóticos y áreas focales de turbulencia que podrían pasarse por alto con la instrumentación dúplex. El contraste del flujo dentro de la luz del vaso permite la visualización de vasos pequeños que no son visibles con los instrumentos convencionales y mejora la visibilidad de las irregularidades de la pared. El Doppler en color ayuda a determinar la dirección del flujo y a medir el ángulo Doppler.

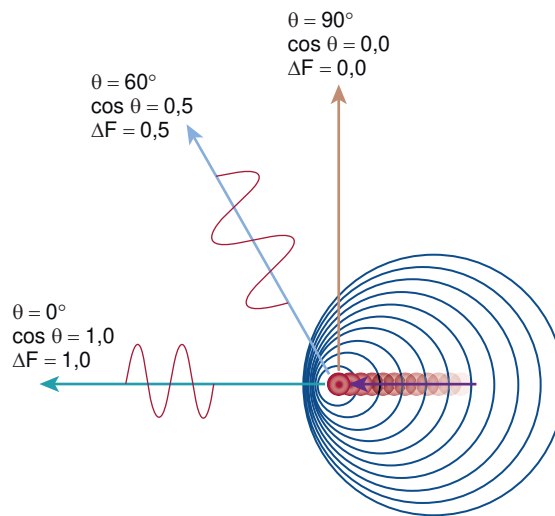
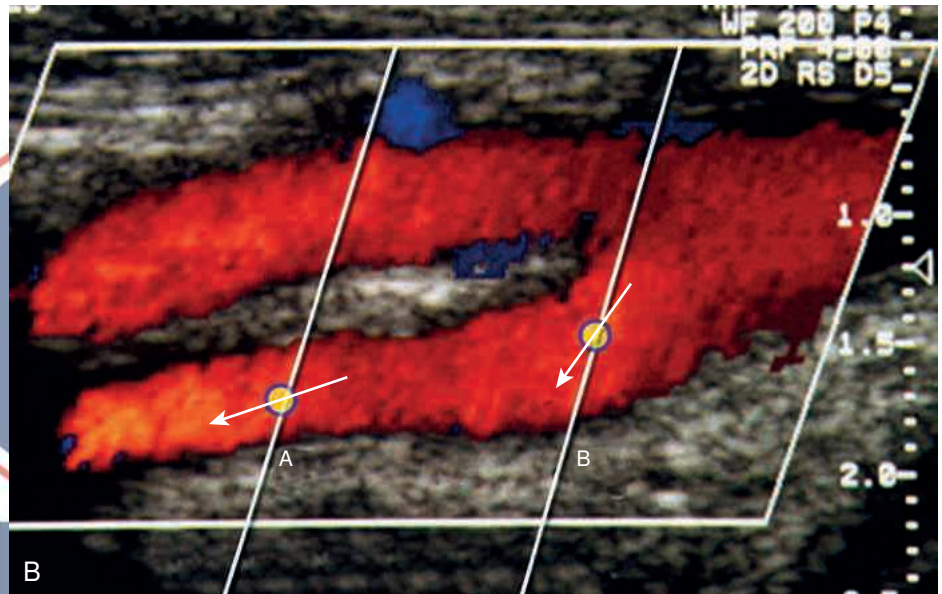


FIGURA 1.27. Efecto del ángulo Doppler sobre el cambio de frecuencia. (A) En un ángulo de 60 grados, el cambio de frecuencia (ΔF) detectado por el transductor es solo el 50 % del cambio detectado en un ángulo de 0 grados. A 90 grados, no hay movimiento relativo del objetivo hacia o desde el transductor, y no se detecta ningún desplazamiento de frecuencia. El desplazamiento de frecuencia Doppler detectado se reduce en proporción al coseno del ángulo Doppler. Dado que el coseno del ángulo cambia rápidamente en ángulos superiores a 60 grados (por lo que pequeños cambios en la corrección del ángulo pueden dar lugar a grandes diferencias en la velocidad calculada), se recomienda el uso de ángulos Doppler inferiores a 60 grados para realizar estimaciones de velocidad. (B) Cada píxel de color en una imagen Doppler en color representa el cambio de frecuencia Doppler en ese punto, y no puede utilizarse para estimar la velocidad. Aunque los puntos A y B tienen valores de color similares y, por tanto, frecuencias Doppler similares, la velocidad en A es mucho mayor que en B debido al gran ángulo Doppler en A en comparación con B. La velocidad representada por una frecuencia Doppler dada aumenta en proporción al ángulo Doppler.

A



B

Puntos clave de la elastografía por ultrasonido

DOPPLER COLOR	DOPPLER DE POTENCIA
Indica la dirección del flujo	No hay datos sobre la dirección del flujo
La saturación del color da representación cualitativa de velocidad	No hay datos sobre la velocidad
Menor sensibilidad para la detección de pequeños vasos y zonas de estenosis severa	Mayor sensibilidad para la detección de flujo
<i>Aliasing</i>	Sin <i>aliasing</i>
El ruido aparece en todo el espectro de frecuencias y limita la sensibilidad	El ruido es un color de fondo homogéneo, lo que permite el uso de configuraciones de ganancia más altas para mejorar la detección de flujo

Doppler de potencia

Una alternativa a la visualización de la información de frecuencia con imágenes Doppler en color es utilizar un mapa de color que muestre la potencia integrada de la señal Doppler en lugar de su cambio de frecuencia promedio. Como no se muestran los datos de cambio de frecuencia, no hay *aliasing*. La imagen no proporciona información relacionada con la dirección o la velocidad del flujo, y la imagen Doppler de potencia depende mucho menos del ángulo que la visualización Doppler color basada en la frecuencia. A diferencia del Doppler color, en el que el ruido puede aparecer en la imagen como cualquier color, el Doppler de potencia permite asignar el ruido a un color de fondo homogéneo que no interfiere en gran medida con la imagen. El resultado es un aumento significativo del rango dinámico utilizable del escáner, lo que permite ajustes de ganancia efectiva más altos y una mayor sensibilidad para la detección de flujo.

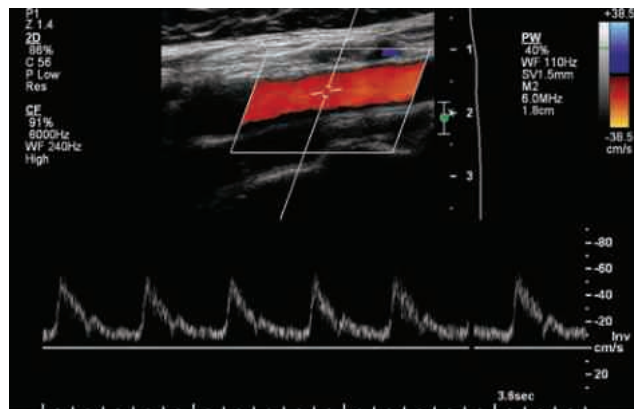


FIGURA 1.28. Pantalla Doppler dúplex. En la parte superior de la imagen en color aparece una imagen de la arteria carótida que está siendo evaluada. La fase de las señales Doppler proporciona información sobre la presencia y dirección del movimiento, y los cambios de frecuencia se relacionan con la velocidad del objetivo. Las señales retrodispersadas de los glóbulos rojos se muestran en color en función de su movimiento hacia o desde el transductor, y el grado de saturación del color se utiliza para indicar el cambio de frecuencia de los glóbulos rojos en movimiento. Tenga en cuenta que el operador elige la dirección (hacia o lejos del transductor), por lo que “rojo” no siempre indica flujo hacia el transductor. En esta imagen de la parte media izquierda de la arteria carótida común, el flujo se aleja realmente del transductor, pero la escala se ha invertido como se muestra en la escala de colores a la derecha de la imagen. En la parte inferior de la imagen, una forma de onda Doppler espectral muestra los cambios en la velocidad y dirección del flujo mediante desviaciones verticales de la forma de onda por encima y por debajo de la línea de base. La anchura de la forma de onda espectral (ensanchamiento espectral) viene determinada por la gama de frecuencias presentes en cualquier instante de tiempo. Se utiliza una escala de brillo (gris) para indicar la amplitud de cada componente de frecuencia.



FIGURA 1.29. Doppler de onda continua y de onda pulsada. (A) El Doppler de onda continua (CW) utiliza cristales de transmisión y recepción independientes que transmiten y reciben ultrasonidos de forma continua. Aunque son capaces de detectar la presencia y la dirección del flujo, los dispositivos de onda continua no pueden distinguir las señales procedentes de vasos situados a distintas profundidades (*zona sombreada en verde*). **(B) El Doppler de onda pulsada** utiliza el principio de alcance de eco (véase la Figura 1.3) y permite el muestreo de datos de flujo desde profundidades seleccionadas procesando solo las señales que regresan al transductor tras intervalos de tiempo precisos. El operador puede controlar la posición del volumen de muestra y, en los sistemas dúplex, ver el lugar desde el que se obtienen los datos Doppler.

Interpretación del Doppler espectral

Los componentes de los datos Doppler que deben evaluarse tanto en la visualización espectral como en las imágenes Doppler en color incluyen la frecuencia y amplitud del desplazamiento Doppler, el ángulo Doppler, la distribución espacial de las frecuencias a través del vaso y la variación temporal de la señal. Dado que la señal Doppler en sí no tiene significado anatómico, el examinador debe interpretar la señal Doppler y determinar su relevancia en el contexto de la imagen.

La detección de un desplazamiento de frecuencia Doppler indica el movimiento del objeto, que en la mayoría de las aplicaciones está relacionado con la presencia de flujo. El signo del desplazamiento de frecuencia (positivo o negativo) indica la dirección del flujo en

relación con el transductor. La **estenosis vascular** suele asociarse a grandes desplazamientos de frecuencia Doppler tanto en sístole como en diástole en el lugar de mayor estrechamiento, con flujo turbulento en las regiones postestenóticas. En los vasos periféricos, el análisis de los cambios Doppler permite predecir con exactitud el grado de estrechamiento del vaso. La información relacionada con la resistencia al flujo en el árbol vascular distal puede obtenerse mediante el análisis de los cambios de la velocidad de la sangre con el tiempo, como se muestra en la **visualización del Doppler espectral**. Las imágenes Doppler pueden proporcionar información sobre el flujo sanguíneo tanto en los vasos grandes como en los pequeños. La impedancia de los vasos pequeños se refleja en la forma de onda Doppler espectral de los vasos aferentes.

656
VIDEOS

BIBLIOTECA
DIGITAL

INCLUYE
E-BOOK

656
VIDEOS

TOMO
2

DIAGNÓSTICO POR ULTRASONIDO

CAROL M. RUMACK
DEBORAH LEVINE

SEXTA
EDICIÓN


AMOLCA



DIAGNÓSTICO POR ULTRASONIDO



TOMO
2

SEXTA
EDICIÓN

DIAGNÓSTICO POR ULTRASONIDO

CAROL M. RUMACK, MD, FACR

Profesora distinguida de Radiología y Pediatría
Facultad de Medicina de la Universidad de Colorado
Denver, Colorado

DEBORAH LEVINE, MD, FACR

Profesora emérita de Radiología
Facultad de Medicina de Harvard
Boston, Massachusetts

2026



Editor en jefe: Félix E. Suárez

Todos los derechos reservados. Ninguna parte de esta publicación puede reproducirse o transmitirse por ningún medio electrónico, mecánico, incluyendo fotocopiado o grabado mediante cualquier sistema de almacenamiento de información sin el permiso escrito de los editores.

El editor no es responsable (de hechos de responsabilidad, negligencia u otra) por lesión alguna resultante de cualquier material contenido aquí. Esta publicación contiene información relacionada a principios generales de cuidados médicos que no deben ser tomados como instrucciones específicas para pacientes individuales. La información y empaque de productos manufacturados insertos deben ser revisados para el conocimiento actual, incluyendo contraindicaciones, dosis y precauciones.

Esta traducción ha sido publicada por AMOLCA. Practicantes e investigadores deben confiar siempre en su propia experiencia y conocimientos al momento de evaluar y usar cualquier información, métodos, composiciones o experimentos aquí descritos. Debido al rápido avance de la ciencia médica, en lo particular, se debe realizar la verificación independiente de los diagnósticos y dosificaciones. En toda la extensión de la ley, ninguna responsabilidad será asumida por Elsevier, autores, editores o colaboradores en cuanto a la traducción o alguna lesión y/o daño a personas y/o propiedades como consecuencia de la responsabilidad, negligencia u otros, o de cualquier uso u operación de cualquier método, productos o ideas contenidas en este material.

Diagnostic Ultrasound, 2-Volume Set, 6e

Copyright © 2024 by Elsevier, Inc. All rights reserved, including those for text and data mining, AI training, and similar technologies.

Publisher's note: Elsevier takes a neutral position with respect to territorial disputes or jurisdictional claims in its published content, including in maps and institutional affiliations.

ISBN: 978-0-323-87795-4

Esta traducción de *Diagnostic Ultrasound, 2-Volume Set, 6e*, de Carol M. Rumack y Deborah Levine, ha sido llevada a cabo por Editorial Amolca S. A. S. y se publica con el permiso de Elsevier, Inc.

Edición en idioma castellano

Diagnóstico por ultrasonido, 6.ª edición

de Carol M. Rumack y Deborah Levine

© 2026 - Editorial Amolca S. A. S.

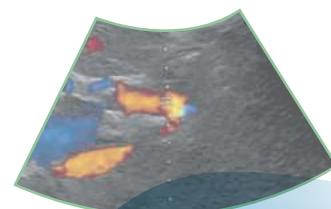
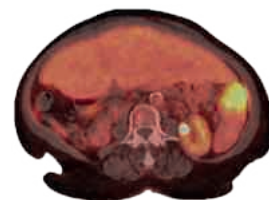
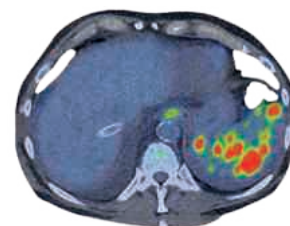
eISBN: 978-9962-748-41-0

Corrección clínica: Dra. Lorena Martínez, Dra. Marycell Cardona y Dr. Nicolás Pastrano

Corrección de estilo y gramática: Daniela Olivero

Artes finales: Lukas Cardona

Diseño de portada: Steven Cifuentes



CASA
MATRIZ

Cra 43 # 9 Sur 195 Ed. Square Torre Inexmoda Ofc. 1334 - 1338 Medellín, Colombia

+573027157665

(604) 479 74 31

hola@amolca.com

www.amolca.com

AMOLCA COLOMBIA



Circular 5 #71 A -5 Barrio Laureles
(604) 444 3314
+57 3175049844
gerencia@amolca.com.co

AMOLCA PERÚ



Jr. Inclán 312 Magdalena del Mar, Lima
+51 998 128 873
ventas@amolca.com.pe

AMOLCA CHILE



+56 944182523
+56 920298344
ventas@amolcachile.com

AMOLCA MÉXICO



Arquitectura 49 – 202 o Videoporte-
ro Amolca. Colonia Copilco
Universidad. Alcaldía Coyoacán. C.P.
04360.
Ciudad de México.
+52 5556580882
administracion@amolcamexico.com

AMOLCA VENEZUELA



Calle VillaFlor Edificio Centro Profesional del Este
Piso 08 Oficina 81. Urbanización San Antonio /
Sabana Grande Sur Parroquia El Recreo, Municipio
Libertador. Distrito Libertador
+58 414 255 51 85
comercioexterior@amolca.com



Distribuidores

Argentina - Bolivia - Brasil - Costa Rica - Ecuador - El Salvador - España - Guatemala
Honduras - Nicaragua - Panamá - Paraguay - República Dominicana - Uruguay

ACERCA DE LAS EDITORAS



Deborah Levine, MD, FACR, es profesora emérita de Radiología en la Harvard Medical School. Su práctica clínica se desarrolló en el Beth Israel Deaconess Medical Center de Boston. Su investigación se centró en dos áreas principales. La primera fue la obtención de imágenes de los quistes anexiales, en particular para disminuir el seguimiento y las intervenciones de los quistes anexiales benignos. La segunda área fue la resonancia magnética obstétrica, en particular para el cuidado de la paciente embarazada y la evaluación de anomalías fetales cuando la ecografía era insuficiente para proporcionar un diagnóstico específico y completo. Ha publicado numerosos trabajos y pronunciado numerosas conferencias. Es miembro, expresidenta de la Ultrasound Commission y exvicepresidenta del American College of Radiology. También es miembro y expresidenta de la Society of Radiologists in Ultrasound. También ha sido miembro de la American Association for Women Radiologists y del American Institute of Ultrasound in Medicine. Ella y su marido, Alex, tienen dos hijos, Becky y Julie.



Carol M. Rumack, MD, FACR, es profesora distinguida de Radiología y Pediatría en la University of Colorado School of Medicine en Denver, Colorado. Su práctica clínica se desarrolla en el University of Colorado Hospital. Su investigación principal se ha centrado en la ecografía neonatal de lactantes de alto riesgo, en particular el cerebro, sobre el que ha publicado y pronunciado numerosas conferencias. Es miembro y anterior presidenta de la Ultrasound Commission, expresidenta del American College of Radiology y de la American Association for Women Radiologists, y miembro del American Institute of Ultrasound in Medicine y de la Society of Radiologists in Ultrasound. Ella y su marido, Barry, tienen dos hijos, Becky y Marc, y cinco nietos.

Patricia T. Acharya, MD, FAAP

Directora de Radiología Musculoesquelética
Directora asociada del programa
Beca de Radiología Pediátrica
Departamento de Radiología
Children's Hospital Los Angeles
Los Ángeles, California
Profesora asistente
Departamento de Radiología
Keck School of Medicine
University of Southern California, Los Ángeles
Profesora clínica adjunta
Departamento de Radiología
Loma Linda University School of Medicine
Loma Linda, California
Estados Unidos

Ronald S. Adler, MD, PhD

Profesor de Radiología
Departamento de Radiología
New York University School of Medicine
Nueva York, Nueva York
Estados Unidos

Allison Aguado, MD

Profesora asociada
Departamento de Radiología
Nemours Children's Hospital
Wilmington, Delaware
Estados Unidos

Lauren Freeman Alexander, MD

Profesora asociada
Departamento de Radiología
Mayo Clinic
Jacksonville, Florida
Estados Unidos

Elizabeth Asch, MD

Instructora de Radiología
Departamento de Radiología
Brigham and Women's Hospital
Boston, Massachusetts
Estados Unidos

Thomas D. Atwell, MD

Profesor
Departamento de Radiología
Mayo Clinic
Rochester, Minnesota
Estados Unidos

Amanda K. Auckland, BS, RT(R), RDMS, RDCS, RVT, RMSKS

Jefa de Sonografía Médica de Diagnóstico
División de Ecografía
University of Colorado Hospital
Aurora, Colorado
Estados Unidos

Muhammad U. Aziz, MD

Profesor asistente
Departamento de Radiología
University of Alabama at Birmingham
Birmingham, Alabama
Estados Unidos

Carol B. Benson, MD

Profesora de Radiología
Departamento de Radiología
Harvard Medical School
Radióloga
Departamento de Radiología
Brigham and Women's Hospital
Boston, Massachusetts
Estados Unidos

Edward I. Bluth, MD, FACR, FSRU, FAIUM

Presidente emérito
Departamento de Radiología
Ochsner Health United States
Profesor
Ochsner Clinical School
University of Queensland, School of Medicine
Nueva Orleans, Luisiana
Estados Unidos

Dorothy Bulas, MD

Profesora de Pediatría y Radiología
Diagnóstico por imagen y radiología
Children's National Hospital
Washington, Distrito de Columbia
Estados Unidos

Constantine M. Burgan, MD

Profesor asociado, jefe de Ecografía y Procedimientos
Corporales
Departamento de Radiología
Sección de imagen abdominal
The University of Alabama at Birmingham
Birmingham, Alabama
Estados Unidos

Peter N. Burns, PhD

Profesor
Biofísica médica y Radiología
University of Toronto
Científico superior
Investigación sobre imágenes
Sunnybrook Research Institute
Toronto, Ontario
Canadá

Christopher M. Buross, MD

Profesor asistente
Departamento de Radiología
University of Pittsburgh
Pittsburgh, Pensilvania
Estados Unidos

Molly B. Carnahan, MD

Becaria de Radiología
Departamento de Radiología
Mayo Clinic in Arizona
Phoenix, Arizona
Estados Unidos

Ilse Castro-Aragon, MD

Jefa de Sección de Radiología Pediátrica
Departamento de Radiología
Boston Medical Center
Boston, Massachusetts
Estados Unidos

J. William Charboneau, MD

Profesor emérito de Radiología
Departamento de Radiología
Mayo Clinic
Rochester, Minnesota
Estados Unidos

David Chitayat, MD, FACMG, FCCMG, FRCPC

Director del Prenatal Diagnosis and Medical Genetics Program
Departamento de Obstetricia y Ginecología
Mount Sinai Hospital
University of Toronto
Personal de la División de Genética Clínica y Metabólica
Departamento de Pediatría
The SickKids Hospital
Toronto, Ontario
Canadá

William Choi, MD, PhD

Becario clínico
Medicina materno-fetal
Beth Israel Deaconess Medical Center
Boston, Massachusetts
Estados Unidos

Beverly G. Coleman, MD, FFAWR, FACR, FAIUM, FSRU

Profesora
Departamento de Radiología
Children's Hospital of Philadelphia
Filadelfia, Pensilvania
Estados Unidos

Mary E. Cunnane, MD

Radióloga de plantilla
Departamento de Radiología
Massachusetts Eye and Ear Infirmary
Boston, Massachusetts
Estados Unidos

Peter M. Doubilet, MD, PhD

Profesor
Departamento de Radiología
Harvard Medical School
Vicepresidente sénior
Departamento de Radiología
Brigham and Women's Hospital
Boston, Massachusetts
Estados Unidos

Julia A. Droese, BA, RDMS, RDCS, RVT

Profesora asociada
Departamento de Radiología
University of Colorado School of Medicine
Aurora, Colorado
Estados Unidos

Lisa R. Dunn-Albanese, MD

Profesora asistente
Harvard Medical School
Medicina materno-fetal
Brigham and Women's Hospital
Boston, Massachusetts
Estados Unidos

Alexia M. Egloff, MD

Consultora de Radiología
Departamento de Radiología
Guys and St. Thomas
Northwood, Londres
Reino Unido
Radióloga de plantilla
Departamento de Imagen y Salud Perinatal
King's College London
Londres, Reino Unido

Judy A. Estroff, MD

Jefa de Sección, Imagen Fetal-Neonatal
Departamento de Radiología
Boston Children's Hospital
Boston, Massachusetts
Estados Unidos

Ghaneh Fananapazir, MD

Profesor asociado
Departamento de Radiología
University of California Medical Center
Sacramento, California
Estados Unidos

J. Brian Fowlkes, MD

Profesor
Departamento de Radiología
Departamento de Ingeniería Biomédica
University of Michigan
Ann Arbor, Michigan
Estados Unidos

Mary C. Frates, MD

Profesora
Harvard Medical School
Vicepresidenta, Departamento de Radiología
Brigham and Women's Hospital
Boston, Massachusetts
Estados Unidos

Helena Gabriel, MD

Profesora de Radiología
Departamento de Radiología
Northwestern University
Chicago, Illinois
Estados Unidos

Kara Gaetke-Udager, MD

Profesora asociada
Departamento de Radiología
University of Michigan
Ann Arbor, Michigan
Estados Unidos

Sangeet Ghai, MD

Profesor
JT Departamento de Imagen Médica
University Health Network
Mount Sinai Hospital
Women's College Hospital
University of Toronto
Toronto, Ontario
Canadá

Hournaz Ghandehari, MD, FRCPC

Imagen Médica, División Abdominal
University of Toronto
Sunnybrook Hospital
Toronto, Ontario
Canadá

Phyllis Glanc, MD

Profesora, University of Toronto
Departamento de Imagen Médica
Toronto, Ontario
Canadá

Christy K. Holland, PhD

Profesora
Departamento de Medicina Interna
División de Salud y Enfermedades Cardiovasculares
Departamento de Ingeniería Biomédica
University of Cincinnati
Cincinnati, Ohio
Estados Unidos

Mindy M. Horrow, MD

Vicepresidenta emérita
Departamento de Radiología
Einstein Healthcare Network
Profesora (jubilada)
Departamento de Radiología
Sidney Kimmel Medical School of Thomas
Jefferson University
Filadelfia, Pensilvania
Estados Unidos

Misun Hwang, MD, MS

Directora de la Sección de Imagen Neonatal
Radióloga adjunta
Departamento de Radiología
Children's Hospital of Philadelphia
Filadelfia, Pensilvania

Susan D. John, MD

Profesora y presidenta
Departamento de Diagnóstico e Imagen Intervencionista
University of Texas McGovern Medical School Houston
Houston, Texas
Estados Unidos

Stephen I. Johnson, MD

Jefe de Sección de Imagenología Abdominal
Departamento de Radiología
Ochsner Clinic Foundation
Jefferson, Luisiana
Estados Unidos

Dilkash Kajal, MD, FRCPC

Departamento Conjunto de Imagen Médica
División Abdominal
University Health Network
Mount Sinai Health
Women's College Hospital
University of Toronto
Toronto, Ontario
Canadá

Ashley N. Kalor, MD

Profesora asistente
Departamento de Radiología
University of Pittsburgh Medical Center
Pittsburgh, Pensilvania
Estados Unidos

Johannes Keunen, MD, PhD

Profesor asociado
 Director de Desarrollo Profesional Continuo
 Departamento de Obstetricia y Ginecología
 University of Toronto
 Toronto, Ontario
 Canadá

Korosh Khalili, MD, FRCPC, MHSc

Profesor de Radiología
 Departamento de Imagen Médica
 University of Toronto
 Director de Ecografía
 Departamento Conjunto de Imagen Médica
 University Health Network
 Toronto General Hospital
 Toronto, Ontario
 Canadá

Beth M. Kline-Fath, MD, FAIUM, FACR, FAAP

Profesora
 Departamento de Radiología
 Cincinnati Children's Hospital Medical Center
 Cincinnati, Ohio
 Estados Unidos

Boris Bulat Kumaev, DO, MD, MD/DO

Departamento de Radiología
 Mass Eye and Ear
 Boston, Massachusetts
 Estados Unidos

Jessica Leschied, MD

Departamento de Radiología
 Henry Ford Hospital
 Detroit, Michigan
 Estados Unidos

Deborah Levine, MD

Profesora emérita de Radiología
 Departamento de Radiología
 Harvard Medical School
 Boston, Massachusetts
 Estados Unidos

Yi Li, MD

Profesora asistente
 Radiología e imagen biomédica
 University of California, San Francisco
 San Francisco, California
 Estados Unidos

Mark E. Lockhart, MD, MPH

Profesor titular
 Departamento de Radiología
 University of Alabama at Birmingham
 Birmingham, Alabama
 Estados Unidos

Alexandra Medellín, MD

Departamento de Radiología
 University of Calgary
 Calgary, Alberta
 Canadá

HaiThuy N. Nguyen, MD

Profesora asociada
 Departamento de Radiología
 Keck School of Medicine
 Radióloga de plantilla
 Departamento de Radiología Pediátrica
 Children's Hospital Los Angeles
 Los Ángeles, California
 Estados Unidos

Barbara O'Brien, MD

Beth Israel Deaconess Hospital
 Departamento de Obstetricia y Ginecología
 Harvard Medical School
 Boston, Massachusetts
 Estados Unidos

Sara M. O'Hara, MD, FACR, FAIUM

Profesora
 Departamento de Radiología
 Cincinnati Children's Hospital
 Cincinnati, Ohio
 Estados Unidos

Edward R. Oliver, MD, PhD

Profesor clínico asociado
 Departamento de Radiología
 Children's Hospital of Philadelphia
 Filadelfia, Pensilvania
 Estados Unidos

Harriet J. Paltiel, MDCM

Radióloga
 Departamento de Radiología
 Boston Children's Hospital
 Profesora asociada de Radiología
 Harvard Medical School
 Directora de la División de Ecografía
 Departamento de Radiología
 Boston Children's Hospital
 Boston, Massachusetts
 Estados Unidos

Maitray D. Patel, MD

Profesor
 Departamento de Radiología
 Mayo Clinic Arizona
 Phoenix, Arizona
 Estados Unidos

Catherine H. Phillips, MD

Directora médica de Ecografía
Profesora asistente
Departamento de Radiología y Ciencias Radiológicas
Vanderbilt University Medical Center
Nashville, Tennessee
Estados Unidos

Jordana Phillips, MD

Imágenes mamarias
Departamento de Radiología
Boston Medical Center,
Jefa de Sección de Imágenes Mamarias
Profesora asociada de Radiología
Boston University School of Medicine
Boston, Massachusetts
Estados Unidos

Theodora A. Potretzke, MD

Profesora asociada
Departamento de Radiología
Mayo Clinic
Rochester, Minnesota
Estados Unidos

Deborah Rabinowitz, MD

Jefa de División
Departamento de Radiología Intervencionista
Nemours Children's Health
Wilmington, Delaware
Profesora clínica asociada
Departamento de Pediatría y Radiología
Sidney Kimmel Medical College at Thomas
Jefferson University
Filadelfia, Pensilvania
Estados Unidos

Rupa Radhakrishnan, MBBS, MS, DABR

Jefa de División Asociada de Neurorradiología
Departamento de Radiología y Ciencias de la Imagen
Indiana University School of Medicine
Neurorradióloga pediátrica
Riley Hospital for Children at Indiana University Health
Indianápolis, Indiana
Estados Unidos

Michelle LaVonne Robbin, MD, MSME

Profesora de Radiología e Ingeniería Biomédica
Departamento de Radiología
University of Alabama at Birmingham
Birmingham, Alabama
Estados Unidos

Carol M. Rumack, MD, FACR

Profesora distinguida de Radiología y Pediatría
University of Colorado School of Medicine
Denver, Colorado
Estados Unidos

Ramón Sánchez-Jacob, MD

Profesor asociado
Departamento de Radiología y Pediatría
Children's National Hospital
Washington, Distrito de Columbia
Estados Unidos

Alison M. Savicke, BS, RDMS, RVT

Ecografista profesional
Departamento de Radiología
Beth Israel Deaconess Medical Center
Boston, Massachusetts
Estados Unidos

Chetan Chandulal Shah, MD, MBA

Jefe de Departamento
Departamento de Radiología Pediátrica
Nemours Children's Health
Profesor, Departamento de Radiología
Mayo Clinic
Presidente
Departamento de Radiología Pediátrica
Wolfson Children's Hospital
Jacksonville, Florida
Estados Unidos

Kedar Gopal Sharbidre, MD

Profesor asistente
Departamento de Imagen Abdominal
University of Alabama at Birmingham
Birmingham, Alabama
Estados Unidos

Thomas D. Shipp, MD

Profesor asociado de Obstetricia, Ginecología
y Biología Reproductiva
Harvard Medical School
Departamento de Obstetricia y Ginecología
Brigham & Women's Hospital
Boston, Massachusetts
Estados Unidos

Judy H. Squires, MD

Profesora asociada de Radiología
Departamento de Radiología Pediátrica
University of Pittsburgh Medical Center, Children's
Hospital of Pittsburgh
Pittsburgh, Pensilvania
Estados Unidos

Franklin N. Tessler, MD CM, FSRU, FAIUM

Profesor emérito
Departamento de Radiología
Marnix E. Heersink School of Medicine
University of Alabama at Birmingham
Birmingham, Alabama
Estados Unidos

Ants Toi, MD, FRCPC, FAIUM

Profesor de Radiología
Departamento de Imagen Médica
University of Toronto
Princess Margaret Hospital
Toronto, Ontario
Canadá

Laurie Troxclair, BS, RDMS, RVT

Ochsner Clinic Foundation
Nueva Orleans, Luisiana
Estados Unidos

Mitchell E. Tublin, MD

Profesor y vicepresidente ejecutivo
Departamento de Radiología
University of Pittsburgh School of Medicine
Pittsburgh, Pensilvania
Estados Unidos

Heidi R. Umphrey, MD

MidSouth Imaging
Germantown, Tennessee
Estados Unidos

Darci J. Wall, MD

Profesora asistente
Departamento de Radiología
Mayo Clinic
Rochester, Minnesota
Estados Unidos

Therese M. Weber, MD, MS

Profesora de Radiología
Departamento de Radiología
University of Alabama at Birmingham
Birmingham, Alabama
Estados Unidos

Pei-Kang Wei, MD

Instructor de Radiología
Departamento de Radiología
Beth Israel Deaconess Medical Center
Boston, Massachusetts
Estados Unidos

Stephanie R. Wilson, MD

Profesora clínica
Departamento de Radiología
Departamento de Gastroenterología
University of Calgary
Calgary, Canadá

Thomas Winter, III, MD

Profesor emérito
Departamento de Radiología
University of Utah
Salt Lake City, Utah
Estados Unidos

Christine L. Xue, MD

Residente de Radiología
Departamento de Radiología Diagnóstica
Loma Linda University Medical Center
Loma Linda, California
Estados Unidos

Corrie M. Yablon, MD

Profesora asistente
Departamento de Radiología
University of Michigan
Ann Arbor, Michigan
Estados Unidos

Hojun Yu

Maestro radiólogo
Departamento de Diagnóstico por la Imagen
Grande Prairie Regional Hospital
Grande Prairie, Alberta
Canadá

Mohd Zahid, MBBS, MD

Profesor asistente
Departamento de Radiología
University of Alabama at Birmingham
Birmingham, Alabama
Estados Unidos

Da Zhang, PhD

Director del programa Diagnostic Medical Physics
Departamento de Radiología
Boston Children's Hospital
Profesor adjunto de Radiología
Harvard Medical School
Boston, Massachusetts
Estados Unidos

A Alex, Becky y Julie; su amor y apoyo han hecho posible este trabajo y el resto de mi carrera.

Debbie Levine

En memoria de mis padres, los doctores Ruth y Raymond Masters, quienes me animaron a disfrutar del reto intelectual de la medicina y del amor por marcar la diferencia en la vida de los pacientes.

A Amanda K. Auckland, RDMS, quien capturó imágenes y videos que enriquecen enormemente el capítulo de Imágenes cerebrales neonatales e infantiles.

A Barry Rumack, por su extraordinario apoyo a lo largo de las seis ediciones de este libro de texto.

A nuestros maravillosos hijos, Becky y Marc, y a nuestros maravillosos nietos, Cody, Alex, Kimberly, Gavin y Natalie, que tanta alegría añaden a nuestras vidas.

Carol M. Rumack

The logo for AMOLCA features a large, stylized blue 'A' and 'M' intertwined within a red circular border. Below this graphic, the word 'AMOLCA' is written in a bold, blue, sans-serif font.

AMOLCA

Es un honor presentarles la sexta edición de *Diagnóstico por ultrasonido*. Como en ediciones anteriores, hemos contado con expertos en la materia para que compartan su autorizada experiencia. Dada la naturaleza de la práctica ecográfica, que en los departamentos de radiología está evolucionando hacia un abordaje más basado en las imágenes corporales/órganos, esta edición se ha ampliado para incluir más imágenes correlativas, por lo que supone una actualización sustancial respecto a las versiones anteriores. También hemos ampliado considerablemente nuestra videoteca para permitir ejemplos en tiempo real de anatomía y patología.

Las ediciones anteriores han sido muy bien aceptadas como libros de texto de referencia y han sido la referencia comúnmente utilizada en la educación y las prácticas de ultrasonido en todo el mundo. El texto y las referencias se han actualizado y están disponibles en línea. Nos complace ofrecer más de 2300 imágenes, con 657 videos de anatomía y patología ecográficas que complementan las imágenes estáticas del libro. La visualización de ecografías en tiempo real ha ayudado a captar aquellas zonas de la anatomía que son difíciles de representar en una imagen fija. Los barridos de video también permiten una representación más completa de la patología y de la relación de esta con la anatomía circundante.

Otra novedad de este libro es la incorporación de los artefactos al capítulo de Física del ultrasonido, lo que permite al lector apreciar mejor la relación entre la creación de imágenes y los artefactos que ayudan a definir los detalles intrínsecos de los tejidos.

En esta edición han colaborado 41 destacados autores nuevos y 43 autores que continúan, y todos ellos son reconocidos expertos en el campo de la ecografía. Como en ediciones anteriores, hemos hecho hincapié en el uso de *collages* para mostrar muchos ejemplos de anatomía y patología similares. Estas imágenes reflejan el espectro de cambios ecográficos que pueden producirse en una enfermedad determinada, en lugar de solo la manifestación más común.

Hemos vuelto a utilizar recuadros de colores para resaltar las características importantes o críticas de los diagnósticos ecográficos. Los términos y conceptos clave se destacan en negrita. Para dirigir a los lectores a otras investigaciones y bibliografía de interés, se proporcionan listas de referencias completas y actualizadas.

Diagnóstico por ultrasonido se divide de nuevo en dos volúmenes. El Tomo I consta de las Secciones I a III. La Sección I contiene capítulos sobre física (incluyendo artefactos y elastografía) y efectos biológicos de la ecografía. También incluye la descripción de la técnica de contraste ecográfico y las imágenes, con una sección completamente nueva sobre cómo iniciar una práctica de contraste ecográfico en su laboratorio. La Sección II cubre la ecografía abdominal, pélvica, retroperitoneal, intervencionista y de hernias. La Sección III abarca la ecografía vascular y la obtención de imágenes de partes pequeñas, incluyendo testículos, mamas, tiroides y un capítulo recientemente ampliado sobre paratiroides y otras glándulas de la cabeza y el cuello. El Tomo II comprende la Sección IV (ginecología), la Sección V (obstetricia) y la Sección VI (pediatría). Cada una de estas secciones se ha ampliado para incluir imágenes correlativas y la descripción del valor de la elastografía y el contraste ecográfico cuando procede.

Diagnóstico por ultrasonido está dirigido a médicos en ejercicio, residentes, estudiantes de Medicina, ecografistas y otras personas interesadas en comprender las amplias aplicaciones de la ecografía diagnóstica e intervencionista en la atención al paciente. Nuestro objetivo es que *Diagnóstico por ultrasonido* continúe siendo el libro de referencia más completo disponible en la literatura ecográfica, con un estilo altamente legible, y magníficas imágenes y videos.

Deborah Levine, MD, FACR
Carol M. Rumack, MD, FACR

Deseamos expresar nuestro más profundo reconocimiento y nuestra más sincera gratitud:

Debemos un sincero agradecimiento **a todos nuestros destacados autores**. Escribir una revisión durante la pandemia de COVID-19 ha supuesto una tensión para muchos de nuestros autores, y les agradecemos su dedicación a la educación en este difícil momento de nuestras carreras médicas. Este tiempo ha sido agotador para todos nosotros, como individuos y profesionales, y apreciamos sinceramente las contribuciones de nuestros autores de un texto actualizado y autorizado, hermosos ejemplos de imágenes con imágenes correlativas como una característica más predominante en esta edición, y videos educativos suplementarios de alta calidad.

A **Alexander Jesurum, PhD**, cuyo extraordinario apoyo ha permitido completar este texto en el plazo previsto.

A **Alison M. Savicke, RDMS**, que pasó horas buscando, recortando y anotando videos para complementar nuestro contenido en línea.

A **Beth Post**, quien prestó una gran ayuda en los capítulos de Ecografía pediátrica.

Al **equipo editorial de Elsevier**, que nos mantuvo en el buen camino durante el proceso de actualización y corrección de todo el manuscrito.

Han sido unos años intensos para todos, y estamos muy orgullosos de compartir esta magnífica sexta edición de *Diagnóstico por ultrasonido*.

The logo for AMOLCA (American Medical Ultrasound College of America) features a large, stylized 'A' and 'M' in a light blue color, with a red circular outline around the 'A'. Below the letters, the word 'AMOLCA' is written in a bold, blue, sans-serif font.

TOMO I

SECCIÓN I Física del ultrasonido, bioefectos y contraste

1. Física del ultrasonido, 1
Da Zhang, Korosh Kahlili, Hojun Yu y Deborah Levine
2. Efectos biológicos y seguridad, 46
Christy K. Holland y J. Brian Fowlkes
3. Agentes de contraste para ecografía: de los principios a la práctica, 66
Peter N. Burns y Michelle LaVonne Robbin

SECCIÓN II Ecografía abdominal

4. El hígado, 88
Stephanie R. Wilson y Alexandra Medellín
5. El bazo, 156
Darci J. Wall
6. El árbol biliar y la vesícula biliar, 182
Korosh Khalili y Stephanie R. Wilson
7. Ecografía pancreática, 227
Thomas Winter, III
8. El tracto gastrointestinal, 265
Stephanie R. Wilson y Alexandra Medellín
9. El riñón y las vías urinarias, 323
Christopher M. Buros, Ashley N. Kalor y Mitchell E. Tublin
10. La próstata y la ecografía transrectal, 396
Ants Toi y Sangeet Ghai
11. Las glándulas suprarrenales, 431
Ashley N. Kalor y Mitchell E. Tublin
12. Ecografía retroperitoneal, 447
Constantine M. Burgan y Helena Gabriel
13. Ecografía dinámica de las hernias inguinales y de la pared abdominal anterior, 496
Alison M. Savicic y Deborah Levine

14. El peritoneo, 532
Dilkash Kajal y Deborah Levine
15. Biopsia ecoguiada de tórax, abdomen y pelvis, 564
Theodora A. Potretzke, Thomas D. Atwell y J. William Charboneau
16. Trasplante de órganos sólidos, 589
Molly B. Carnahan y Ghaneh Fananapazir

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

17. Ecografía de la glándula tiroides y los ganglios linfáticos cervicales, 630
Kedar Gopal Sharbidre y Franklin N. Tessler
18. Otras glándulas de la cabeza y el cuello, 670
Mary E. Cunnane y Boris Bulat Kumaev
19. La mama, 700
Jordana Phillips
20. El escroto, 761
Thomas Winter, III
21. Visión general de la ecografía musculoesquelética: técnicas y aplicaciones, 797
Kara Gaetke-Udager y Corrie M. Yablon
22. El hombro, 819
Kara Gaetke-Udager y Corrie M. Yablon
23. Intervenciones musculoesqueléticas, 842
Ronald S. Adler
24. Los vasos cerebrales extracraneales, 864
Edward I. Bluth, Stephen I. Johnson y Laurie Troxclair
25. Arterias periféricas, 909
Mohd Zahid, Mark E. Lockhart y Michelle LaVonne Robbin
26. Venas periféricas, 931
Muhammad U. Aziz, Mohd Zahid, Therese M. Weber y Michelle LaVonne Robbin
27. Hemodiálisis, 950
Kedar Gopal Sharbidre, Lauren Freeman Alexander, Heidi R. Umphrey y Michelle LaVonne Robbin

TOMO II

SECCIÓN IV Ecografía ginecológica

28. El útero, 971

Pei-Kang Wei, Alison M. Savicke y Deborah Levine

29. Ecografía anexial, 1011

Maitray D. Patel

SECCIÓN V Ecografía obstétrica

30. Visión general de la imagen obstétrica, 1053

Deborah Levine y Alison M. Savicke

31. Primer trimestre, 1077

Mindy M. Horrow

32. Anomalía cromosómica, 1118

Barbara O'Brien y William Choi

33. Embarazo múltiple, 1143

Catherine H. Phillips y Mary C. Frates

34. Ecografía fetal de cara y cuello, 1162

Deborah Levine y Judy A. Estroff

35. El cerebro fetal, 1198

Yi Li y Deborah Levine

36. La columna vertebral del feto, 1260

Edward R. Oliver y Beverly G. Coleman

37. El tórax fetal, 1296

Dorothy Bulas

38. Ecocardiografía fetal, 1319

Julia A. Drose

39. El tracto gastrointestinal fetal y la pared abdominal, 1353

Elizabeth Asch y Deborah Levine

40. El tracto urogenital fetal, 1386

Dilkash Kajal y Deborah Levine

41. El sistema musculoesquelético fetal, 1429

Phyllis Glanc, Johannes Keunen y David Chitayat

42. Ecografía de la hidropesía fetal, 1464

Lisa R. Dunn-Albanese y Deborah Levine

43. Mediciones fetales: crecimiento fetal normal y anormal y evaluación del bienestar fetal, 1491

Carol B. Benson y Peter M. Doubilet

44. Evaluación ecográfica de la placenta, 1510

Thomas D. Shipp

45. Ecografía cervical y parto pretérmino, 1541

Hournaz Ghandehari y Phyllis Glanc

SECCIÓN VI Ecografía pediátrica

46. Imágenes cerebrales neonatales e infantiles, 1559

Carol M. Rumack y Amanda K. Auckland

47. Doppler cerebral neonatal y técnicas avanzadas de ecografía, 1622

Judy H. Squires y Misun Hwang

48. Ecografía Doppler del cerebro en niños, 1643

Dorothy Bulas y Alexia M. Egloff

49. Cabeza y cuello pediátricos, 1677

Rupa Radhakrishnan y Beth M. Kline-Fath

50. Ecografía pediátrica del canal raquídeo, 1725

Ilse Castro-Aragón y Ramón Sánchez-Jacob

51. El tórax pediátrico, 1753

Chetan Chandulal Shah

52. Hígado y bazo pediátricos, 1782

Sara M. O'Hara

53. Ecografía renal, urinaria y suprarrenal pediátrica, 1831

Harriet J. Paltiel

54. Ecografía pediátrica del tracto gastrointestinal, 1886

Susan D. John y Hai Thuy N. Nguyen

55. Ecografía pélvica pediátrica, 1920

Christine L. Xue y Patricia T. Acharya

56. Ecografía musculoesquelética pediátrica, 1970

Ramón Sánchez-Jacob y Jessica Leschied

57. Ecografía intervencionista pediátrica, 1991

Allison Aguado y Deborah Rabinowitz

Índice alfabético, 2000

1 Física del ultrasonido

Da Zhang, Korosh Kahlili, Hojun Yu y Deborah Levine

- Video 1.1.** Explicación del artefacto de la velocidad del sonido.
- Video 1.2.** Explicación de los artefactos de atenuación.
- Video 1.3.** Ejemplo clínico de uréter dilatado por cálculo ureteral con sombra.
- Video 1.4.** Sombras por detrás del fibroma ovárico.
- Video 1.5.** Explicación de la transmisión en un paciente con quiste hepático.
- Video 1.6.** Explicación del artefacto de la imagen especular.
- Video 1.7.** Explicación del artefacto de la cola de cometa.
- Video 1.8.** Ejemplo clínico de artefacto de cola de cometa en paciente con adenomiomatosis.
- Video 1.9.** Explicación del artefacto de refracción.
- Video 1.10.** Explicación de la anisotropía.
- Video 1.11.** Anisotropía en el tendón del bíceps.
- Video 1.12.** Ilustración del artefacto *ring-down*.
- Video 1.13.** *Ring-down* y artefactos de reverberación.
- Video 1.14.** Artefacto de reverberación.
- Video 1.15.** Sombras sucias procedentes de una combinación de artefactos de reflexión, reverberación y anillo descendente originados por múltiples capas de burbujas de gas.
- Video 1.16.** Explicación del artefacto del lóbulo lateral.
- Video 1.17.** Explicación del artefacto de volumen parcial.
- Video 1.18.** Artefacto de vibración tisular en paciente con estenosis de la arteria renal izquierda con soplo de color.
- Video 1.19.** *Aliasing* en pseudoaneurisma.
- Video 1.20.** *Aliasing* en injerto de diálisis de arteria femoral a vena femoral.
- Video 1.21.** Explicación del artefacto de centelleo.
- Video 1.22.** Artefacto de centelleo en paciente con pancreatitis crónica.

4 El hígado

Stephanie R. Wilson y Alexandra Medellín

- 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 grasa geográfica del hígado.
- Video 4.5.** Ecografía con contraste de hiperplasia nodular focal con realce clásico.
- Video 4.6.** Ecografía con contraste del hemangioma de llenado rápido.
- Video 4.7.** Ecografía con contraste de la hiperplasia nodular focal.
- Video 4.8.** Ecografía con contraste de la hiperplasia nodular focal.
- Video 4.9.** Ecografía con contraste de un adenoma hepático en una mujer joven.
- Video 4.10.** Ecografía con contraste de carcinoma hepatocelular pequeño.

- Video 4.11.** Ecografía con contraste del carcinoma hepatocelular.
- Video 4.12.** Metástasis colorrectal clásica.
- Video 4.13.** Ecografía con contraste de metástasis hepáticas.
- Video 4.14.** Ecografía con contraste de metástasis hepáticas.
- Video 4.15.** Carcinoma hepatocelular de gran tamaño con características clásicas de refuerzo.
- Video 4.16.** Un nódulo precursor en un hígado cirrótico, LR-3.
- Video 4.17.** Lavado de hemangioma en un paciente con riesgo de HCC, LR-1.
- Video 4.18.** LI-RADS LR-M en un paciente con un nuevo nódulo hipoeicoico.
- Video 4.19.** Trombosis de la vena porta en un paciente con riesgo de HCC, LR-TIV.

5 El bazo

Darci J. Wall

- 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 un linfoma que se manifiesta como una lesión esplénica solitaria hipoeicoica.
- Video 5.4.** Esplenomegalia masiva.
- Video 5.5.** Várices esplénicas en escala de grises.
- Video 5.6.** Doppler color de várices esplénicas.
- Video 5.7.** Granulomas.
- Video 5.8.** Angiomas de células litorales.

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 biliares intrahepáticos.
- Video 6.3.** Microlitiasis intrahepática.
- Video 6.4.** Cálculo en el colédoco distal.
- Video 6.5.** Síndrome de Mirizzi.
- Video 6.6.** Neumobilia en vías biliares no dilatadas.
- Video 6.7.** Fístula coledocoduodenal.
- Video 6.8.** Infección por *Fasciola hepatica*, fase aguda.
- Video 6.9.** Infección por *Fasciola hepatica*, parásito vivo.
- Video 6.10.** Colangitis esclerosante primaria.
- Video 6.11.** Colangitis esclerosante primaria.
- Video 6.12.** Colangiocarcinoma que complica la colangitis esclerosante primaria.
- Video 6.13.** Colangiocarcinoma que complica la colangitis esclerosante primaria.
- Video 6.14.** Duplicación de la vesícula biliar.
- Video 6.15.** Vesícula biliar contraída.
- Video 6.16.** Colecistitis aguda.
- Video 6.17.** Colecistitis gangrenosa con perforación focal.
- Video 6.18.** Colecistitis perforada con absceso hepático.

Video 6.19. Edema de la pared de la vesícula biliar.

Video 6.20. Pólipos de colesterol.

Video 6.21. Metástasis en la vesícula biliar.

7 Ecografía pancreática

Thomas Winter, III

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. Seudoquistes pancreáticos.

Video 7.7. Cáncer de páncreas infiltrante.

Video 7.8. Carcinoma pancreático.

Video 7.9. Carcinoma pancreático.

Video 7.10. Biopsia central ecoguiada de un adenocarcinoma pancreático.

Video 7.11. Neoplasia mucinosa papilar intraductal.

Video 7.12. Neoplasia mucinosa papilar intraductal del conducto principal (IPMN) en TC.

Video 7.13. Ecografía con contraste del adenocarcinoma pancreático.

Video 7.14. Ecografía con contraste de una neoplasia quística mucinosa del páncreas.

8 El tracto gastrointestinal

Stephanie R. Wilson y Alexandra Medellín

Video 8.1. 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 estratificación de las capas de la pared intestinal en la inflamación subaguda grave del colon sigmoide en un paciente con enfermedad de Crohn.

Video 8.4. Estenosis en la enfermedad de Crohn.

Video 8.5. El Doppler color muestra hiperemia en la pared intestinal engrosada en la enfermedad de Crohn, lo que indica enfermedad activa.

Video 8.6. Imagen longitudinal con contraste de la enfermedad de Crohn.

Video 8.7. Imagen axial con contraste del intestino en la enfermedad de Crohn.

Video 8.8. Fijación grave y angulación aguda del íleon con estenosis y fístula enteroentérica.

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 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 por estenosis inflamatoria de la enfermedad de Crohn.

9 El riñón y las vías urinarias

Christopher M. Buross, Ashley N. Kalor y Mitchell E. Tublin

Video 9.1. Columna de Bertin hipertrofiada.

Video 9.2. Ectopia renal fusionada cruzada.

Video 9.3. Riñón en herradura.

Video 9.4. Pielonefritis aguda.

Video 9.5. Absceso renal.

Video 9.6. Nefropatía por VIH.

Video 9.7. Cistitis enfisematosa.

Video 9.8. Cálculo renal.

Video 9.9. Cálculo ureteral.

Video 9.10. Chorro Doppler.

Video 9.11. Nefrocalcinosis hipercalcémica.

Video 9.12. Carcinoma de células renales.

Video 9.13. Carcinoma urotelial de vejiga.

Video 9.14. Lesión renal exofítica potenciadora.

Video 9.15. Metástasis renal.

Video 9.16. Quiste renal con restos sin realce.

Video 9.17. Quiste renal hemorrágico.

Video 9.18. Nefropatía por litio.

Video 9.19. Hematoma renal en un riñón trasplantado.

Video 9.20. Divertículos vesicales.

Video 9.21. Carcinoma de células renales claras.

Video 9.22. Seudotumor.

10 La próstata y la ecografía transrectal

Ants Toi y Sangeet Ghai

Video 10.1. Próstata normal en barrido axial de cine.

Video 10.2. Próstata normal en barrido de cine sagital.

Video 10.3. Vascularidad prostática normal.

Video 10.4. Prostatitis bacteriana.

Video 10.5. Aspiración de abscesos.

Video 10.6. Cáncer de próstata.

Video 10.7. Imágenes Doppler de potencia del cáncer de próstata.

Video 10.8. Microultrasonido.

Video 10.9. Biopsia por microultrasonido.

11 Las glándulas suprarrenales

Ashley N. Kalor y Mitchell E. Tublin

Video 11.1. Glándula suprarrenal normal.

Video 11.2. Adenoma suprarrenal.

Video 11.3. Adenoma suprarrenal.

Video 11.4. Hemorragia dentro de un adenoma suprarrenal.

Video 11.5. Glándula suprarrenal con calcificación.

12 Ecografía retroperitoneal

Constantine M. Burgan y Helena Gabriel

Video 12.1. Aneurisma sacular de la aorta.

Video 12.2. Tipo II.

Video 12.3. Endofuga de tipo II.

Video 12.4. Endofuga de tipo III.

Video 12.5. Endofuga de tipo III.

Video 12.6. Rotura contenida.

Video 12.7. Seudoaneurisma aórtico (rotura contenida) transversal.

Video 12.8. Seudoaneurisma aórtico (rotura contenida) en eje largo.

Video 12.9. Estenosis de la arteria renal izquierda con soplo en color y distorsión durante todo el ciclo cardíaco.

Video 12.10. Angiograma de reestenosis de arteria renal izquierda accesoria con *stent*.

Video 12.11. Angiograma de reestenosis de arteria renal izquierda accesoria con *stent*.

Video 12.12. Ecografía tras la colocación de un *stent* en la arteria renal izquierda accesoria. Reestenosis posterior a la colocación de un *stent*.

Video 12.13. Imágenes longitudinales de la vena cava inferior.

Video 12.14. Síndrome del cascanueces.

Video 12.15. Síndrome del cascanueces tras la colocación de un *stent*.

Video 12.16. Imágenes longitudinales de venas ováricas ligeramente prominentes que cruzan de un lado al otro del útero.

Video 12.17. Imágenes transversales de venas ováricas ligeramente prominentes que cruzan de un lado a otro del útero.

Video 12.18. Angiograma de la vena ovárica izquierda durante la colocación del *coil*.

Video 12.19. Leiomioma.

Video 12.20. Leiomioma.

Video 12.21. Clip transversal normal a través del retroperitoneo.

Video 12.22. Linfoma.

Video 12.23. Schwannoma.

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

Alison M. Savicke y Deborah Levine

Video 13.1. Hernia inguinal directa con grasa intraperitoneal y preperitoneal.

Video 13.2. Hernia inguinal indirecta con contenido graso.

Video 13.3. Hernia inguinal con contenido intestinal.

Video 13.4. Hernia inguinal directa grande con grasa que se desliza oblicuamente durante la maniobra de compresión.

Video 13.5. Cambio en el contenido de la hernia durante la maniobra de Valsalva.

Video 13.6. Hernia ventral completamente reducible de cuello ancho grande con contenido graso.

Video 13.7. Hernia inguinal indirecta parcialmente reducible que contiene grasa e intestino.

Video 13.8. Hernia de la línea alba epigástrica no reducible por grasa.

Video 13.9. Hernia inguinal indirecta con intestino grueso que se extiende al escroto.

Video 13.10. Hernia femoral con grasa.

Video 13.11. Hernia femoral no reducible.

Video 13.12. Hernia espigeliiana izquierda no reducible de tamaño moderado con contenido graso.

Video 13.13. Hernia espigeliiana grande con grasa e intestino completamente reducible.

Video 13.14. Hernias espigelianas adyacentes.

Video 13.15. Diástasis de rectos sin hernia.

Video 13.16. Hernia de la línea alba con grasa.

Video 13.17. Hernia de la línea alba epigástrica pequeña no reducible con grasa.

Video 13.18. Dos hernias epigástricas de la línea alba, de tamaño moderado y contenido graso, adyacentes y parcialmente reducibles.

Video 13.19. Hernia umbilical.

Video 13.20. Hernia incisional reducible con grasa de tamaño moderado.

Video 13.21. Dos hernias incisionales adyacentes de tamaño moderado que contienen grasa en una paciente tras una reconstrucción mamaria con colgajo miocutáneo del recto abdominal transversal (TRAM).

Video 13.22. Hernias en pantalón.

Video 13.23. Una malla con una fuerte sombra dificulta la evaluación de una hernia recidivante.

Video 13.24. Hernia inguinal recidivante de tamaño moderado con contenido graso en el borde superior de la malla.

Video 13.25. Hernia femoral derecha estrangulada.

Video 13.26. Quiste del canal de Nuck.

Video 13.27. Quiste del canal de Nuck

Video 13.28. Tumor desmoide.

14 El peritoneo

Dilkash Kajal y Deborah Levine

Video 14.1. Peritoneo visceral normal.

Video 14.2. Mesenterio normal.

Video 14.3. Mesenterio normal.

Video 14.4. Mesenterio normal.

Video 14.5. Omento mayor normal.

Video 14.6. Omento normal sin ascitis.

Video 14.7. Infiltración tumoral del epiplón mayor.

Video 14.8. Infiltración tumoral del epiplón.

Video 14.9. Implante tumoral en la bolsa de Douglas.

Video 14.10. Implante tumoral en la bolsa de Douglas con manipulación en tiempo real de imágenes.

Video 14.11. Hematoma pélvico.

Video 14.12. Quiste de inclusión peritoneal.

Video 14.13. Carcinomatosis peritoneal del peritoneo parietal.

- Video 14.14.** Metástasis peritoneal visceral en la cúpula del hígado por tumor de células de la granulosa ovárica.
- Video 14.15.** Metástasis peritoneal visceral en la cúpula del hígado por tumor de células de la granulosa ovárica.
- Video 14.16.** Carcinomatosis peritoneal del peritoneo visceral.
- Video 14.17.** Carcinomatosis peritoneal del peritoneo visceral.
- Video 14.18.** Endometrioma en la bolsa de Douglas.
- Video 14.19.** Mesotelioma peritoneal.
- Video 14.20.** Grasa inflamada.
- Video 14.21.** Infarto segmentario omental izquierdo.
- Video 14.22.** Infarto segmentario omental izquierdo.
- Video 14.23.** Apéndice epiploico normal.
- Video 14.24.** Apendicitis epiploica.
- Video 14.25.** Paniculitis mesentérica.
- Video 14.26.** Placa endometrial.
- Video 14.27.** Placa endometrial.

15 Biopsia ecoguiada de tórax, abdomen y pelvis

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

- Video 15.1.** Biopsia central del omento guiada por ecografía.
- Video 15.2.** Biopsia hepática guiada por ecografía.
- Video 15.3.** Biopsia de masa hepática guiada por ecografía con técnica “a mano alzada”.
- Video 15.4.** Biopsia de masa hepática guiada por ecografía con técnica “a mano alzada”.
- Video 15.5.** Imágenes Doppler de potencia que mejoran la visibilidad del drenaje.
- Video 15.6.** Anestesia local para la aspiración transvaginal de quiste anexial.
- Video 15.7.** Aspiración transvaginal de quiste anexial.

16 Trasplante de órganos sólidos

Molly B. Carnahan y Ghaneh Fananapazir

- Video 16.1.** Parénquima hepático normal.
- Video 16.2.** Torsión en el trasplante de hígado.
- Video 16.3.** Trombosis arterial renal aguda.
- Video 16.4.** Trombosis arterial renal crónica.
- Video 16.5.** Seudoaneurisma de trasplante renal tras biopsia.
- Video 16.6.** Trombosis de la vena renal.
- Video 16.7.** Seudoaneurisma del trasplante pancreático.

17 Ecografía de la glándula tiroides y los ganglios linfáticos cervicales

Kedar Gopal Sharbidre y Franklin N. Tessler

- Video 17.1.** Corte transversal de un lóbulo tiroideo derecho normal.
- Video 17.2.** Corte sagital de un lóbulo derecho normal.
- Video 17.3.** El barrido transversal a través del lóbulo derecho y el istmo muestra múltiples nódulos.

- Video 17.4.** Corte sagital del lóbulo derecho que muestra dos nódulos degenerativos mixtos quísticos y sólidos.
- El video 17.5.** muestra un carcinoma papilar de tiroides con múltiples focos ecogénicos puntiformes y microcalcificaciones.
- Video 17.6.** Nódulo esponjiforme con innumerables espacios quísticos pequeños, aspecto benigno clásico.
- Video 17.7.** La ecografía transversal del lóbulo derecho muestra un nódulo sólido (2 puntos), hipoeicoico (2 puntos) sin otras características sospechosas.
- Video 17.8.** Clip transversal durante una aspiración con aguja fina muestra excursiones de la aguja dentro del nódulo diana.
- Video 17.9.** Aspiración con aguja fina de un nódulo en la unión del lóbulo izquierdo y el istmo mediante abordaje superficial.
- Video 17.10.** Múltiples ganglios linfáticos con áreas quísticas y ecogénicas debido a metástasis del cáncer papilar de tiroides.
- Video 17.11.** Gammagrafía transversal de la parte superior izquierda del cuello que muestra un ganglio linfático anormal hipoeicoico de nivel I adyacente a la glándula submandibular ecogénica.
- Video 17.12.** Barrido transversal a través de un lecho tiroideo ecogénico normal sin masas.

18 Otras glándulas de la cabeza y el cuello

Mary E. Cunnane y Boris Bulat Kumaev

- Video 18.1.** Adenoma paratiroides quístico y sólido.
- Video 18.2.** Pequeño adenoma paratiroides.
- Video 18.3.** Hiperplasia paratiroides de glándulas múltiples.
- Video 18.4.** Hiperplasia paratiroides de glándulas múltiples.
- Video 18.5.** Adenoma paratiroides superior.
- Video 18.6.** Adenoma paratiroides superior.
- Video 18.7.** Adenoma paratiroides inferior.
- Video 18.8.** Adenoma paratiroides inferior.
- Video 18.9.** Adenoma paratiroides superior ectópico.
- Video 18.10.** Adenoma paratiroides intratiroides.
- Video 18.11.** Adenoma paratiroides intratiroides.
- Video 18.12.** Adenoma paratiroides ectópico.
- Video 18.13.** Paratiromatosis en el cuello posoperatoria.
- Video 18.14.** Adenoma paratiroides.
- Video 18.15.** Pequeño adenoma paratiroides inferior y bocio multinodular.
- Video 18.16.** Biopsia de adenoma paratiroides intratiroides ectópico.
- Video 18.17.** Adenoma paratiroides ectópico en la biopsia de la vaina carotídea.
- Video 18.18.** Ablación con etanol del hiperparatiroidismo dependiente del injerto recurrente.

19 La mama

Jordana Phillips

- Video 19.1.** Importancia de la presión de la luz para el examen Doppler color.
- Video 19.2.** Importancia de la presión de la luz para el examen Doppler color.

- Video 19.3.** Quiste normal.
Video 19.4. Papiloma intraductal.
Video 19.5. Desechos ductales.
Video 19.6. Biopsia percutánea con dispositivo de biopsia disparado por resorte.
Video 19.7. Biopsia percutánea mediante video sin lanzamiento.

20 El escroto

Thomas Winter, III

- Video 20.1.** Testículo atrófico con seminoma.
Video 20.2. Teratoma.
Video 20.3. Tumor mixto de células germinales.
Video 20.4. Complejo de Carney y tumor de células de Sertoli calcificante de células grandes presuntamente benigno.
Video 20.5. Quiste epidermoide.
Video 20.6. Quiste epidermoide.
Video 20.7. Varicocele en paciente que realiza una maniobra de Valsalva.
Video 20.8. Varicocele mostrado en Doppler color.
Video 20.9. Aspecto pseudotesticular de un quiste epidermoide que simula poliorquidismo.
Video 20.10. Aspecto del epidídimo y el conducto deferente tras la vasectomía.
Video 20.11. Aspecto de esperma danzante tras una vasectomía.
Video 20.12. Torsión con infarto.
Video 20.13. Signo del remolino en la torsión testicular.
Video 20.14. Orquitis aguda.
Video 20.15. Ruptura traumática de la túnica albugínea inferior, hematoma en el testículo y extrusión de los túbulos seminíferos.
Video 20.16. Tumor mixto de células germinales en un testículo no descendido.

21 Visión general de la ecografía musculoesquelética: técnicas y aplicaciones

Kara Gaetke-Udager y Corrie M. Yablon

- Video 21.1.** Músculo bíceps normal y tendón distal.
Video 21.2. Tendón de Aquiles normal.
Video 21.3. Imagen dinámica normal de los tendones flexores del dedo.
Video 21.4. Subluxación dinámica del nervio cubital.
Video 21.5. Imagen de eje corto de un quiste de Baker.

22 El hombro

Kara Gaetke-Udager y Corrie M. Yablon

- Video 22.1.** Evaluación dinámica del pinzamiento subcoracoideo.
Video 22.2. Obtención de imágenes del supraespinoso en el eje largo y posterior transición al infraespinoso.
Video 22.3. Evaluación dinámica del pinzamiento subacromial.

- Video 22.4.** Imágenes dinámicas que muestran una mayor prominencia del derrame glenohumeral en rotación externa.
Video 22.5. Imagen de eje corto del tendón supraespinoso.

23 Intervenciones musculoesqueléticas

Ronald S. Adler

- Video 23.1.** Inyección intraarticular de cadera guiada por ecografía.
Video 23.2. Inyección en la vaina del tendón del bíceps mediante un abordaje del intervalo rotador.
Video 23.3. Aspiración de un quiste de muesca espinoglenoideo.
Video 23.4. Inyección en tendinosis calcificada.
Video 23.5. Inyección de plasma rico en plaquetas en la rodilla.
Video 23.6. Representación del procedimiento Tenex.
Video 23.7. Nervio cutáneo femoral lateral posinyección.

24 Los vasos cerebrales extracraneales

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

- Video 24.1.** Placa homogénea mínima en el bulbo carotídeo (escala de grises).
Video 24.2. Placa homogénea considerable en la arteria carótida interna (escala de grises).
Video 24.3. Placa homogénea de tipo 3 con menos del 50 % de sonolucencia (escala de grises).
Video 24.4. Placa homogénea de tipo 3 con estenosis de bajo grado de la arteria carótida interna (escala de grises).
Video 24.5. Placa calcificada en la arteria carótida interna (escala de grises).
Video 24.6. Placa heterogénea en la arteria carótida interna (tipo 1) (escala de grises).
Video 24.7. Placa heterogénea (tipo 1) con sonolucencia superior al 50 % dentro de la placa de la arteria carótida interna izquierda (escala de grises).
Video 24.8. Placa heterogénea (tipo 2) en la arteria carótida interna (escala de grises).
Video 24.9. Estenosis de alto grado en la arteria carótida interna proximal (Doppler color).
Video 24.10. Placa heterogénea en la arteria carótida interna (Doppler color).
Video 24.11. Placa heterogénea en la arteria carótida interna izquierda (Doppler de potencia).
Video 24.12. Estenosis de alto grado en la arteria carótida interna (Doppler transversal).
Video 24.13. Estenosis de alto grado de la arteria carótida interna (Doppler transversal).
Video 24.14. Estenosis de bajo grado en la arteria carótida interna (Doppler color transversal).
Video 24.15. Forma de onda espectral normal de la arteria carótida interna proximal.
Video 24.16. Forma de onda espectral normal de la arteria carótida interna media.
Video 24.17. Forma de onda espectral normal de la arteria carótida interna distal.
Video 24.18. Forma de onda espectral normal de la arteria carótida común distal.

Video 24.19. Estenosis de alto grado en la arteria carótida interna (Doppler de potencia).

Video 24.20. Estenosis de alto grado en la arteria carótida interna (Doppler color).

Video 24.21. Estenosis de alto grado con velocidad sistólica máxima marcadamente elevada y ensanchamiento espectral (Doppler color y espectral).

Video 24.22. Doppler color y espectral de estenosis de bajo grado en la arteria carótida interna.

25 Arterias periféricas

Mohd Zahid, Mark E. Lockhart y Michelle LaVonne Robbin

Video 25.1. Trombo agudo en la arteria femoral superficial.

Video 25.2. Oclusión de la arteria femoral superficial con una gran colateral que sale proximal a la oclusión.

Video 25.3. Calcificación grave de la arteria femoral superficial.

Video 25.4. Seudoaneurisma de la arteria femoral común.

Video 25.5. Fístula arteriovenosa (AVF) de arteria femoral común a vena femoral común.

Video 25.6. Estrechamiento visible en escala de grises.

Video 25.7. Seudoaneurisma de arteria radial grande con desgarro en la pared arterial.

Video 25.8. Seudoaneurisma de arteria radial grande.

Video 25.9. Derrame subclavio.

26 Venas periféricas

Muhammad U. Aziz, Mohd Zahid, Therese M. Weber y Michelle LaVonne Robbin

Video 26.1. Compresión normal de la vena femoral durante un estudio para evaluar la trombosis venosa profunda.

Video 26.2. Trombo agudo de la vena femoral común (CFV).

Video 26.3. Trombo no oclusivo ligeramente móvil dentro de la vena safena mayor (GSV) con extensión a la vena femoral común (CFV).

Video 26.4. Trombosis venosa profunda aguda en extremidad inferior derecha.

Video 26.5. Oclusión venosa crónica con colaterales.

Video 26.6. Oclusión crónica de la vena femoral común (CFV) con flujo anterógrado normal en la vena femoral e inversión del flujo en la vena femoral profunda.

Video 26.7. Flujo lento en una vena permeable y compresible sin trombosis venosa profunda, clip de cine longitudinal.

Video 26.8. Flujo lento en una vena permeable y compresible sin trombosis venosa profunda, corte transversal de cine.

Video 26.9. Trombo en una de las venas femorales pares.

Video 26.10. Válvula venosa femoral normal.

Video 26.11. Vena yugular interna (IJV) normal en un clip de cine con compresión en escala de grises.

Video 26.12. Trombo yugular interno agudo.

Video 26.13. Trombo no oclusivo en una vena braquial en las venas braquiales emparejadas.

Video 26.14. Trombo agudo alrededor de la vía del catéter central de inserción periférica (PICC) en la vena basílica.

Video 26.15. Trombo agudo alrededor del catéter central de inserción periférica (PICC) en la vena basílica.

27 Hemodiálisis

Kedar Gopal Sharbidre, Lauren Freeman Alexander, Heidi R. Umphrey, y Michelle LaVonne Robbin

Video 27.1. Vena cefálica de pared gruesa con trombo crónico.

Video 27.2. La compresión normal de la vena yugular interna derecha (IJV) sugiere la ausencia de trombosis.

Video 27.3. Estrechamiento y alteración del flujo de color en la anastomosis venosa del injerto que sugieren estenosis anastomótica.

Video 27.4. Hematoma de tamaño moderado adyacente a la fístula arteriovenosa (AVF).

Video 27.5. Seudoaneurisma de la vena basílica pequeña.

Video 27.6. Irregularidad y degeneración de la pared del injerto por punciones repetidas.

28 El útero

Pei-Kang Wei, Alison M. Savicke y Deborah Levine

Video 28.1. Útero tabicado completo.

Video 28.2. Útero bicorne.

Video 28.3. Útero didelfo.

Video 28.4. Útero unicornio.

Video 28.5. Fibroma necrótico.

Video 28.6. Adenomiosis.

Video 28.7. Pólipo prolapsante.

Video 28.8. Pólipo endometrial.

Video 28.9. Pólipo endometrial.

Video 28.10. Carcinoma endometrial.

Video 28.11. Carcinoma endometrial con hematometra.

Video 28.12. Sinequias.

Video 28.13. Dispositivo intrauterino circular (DIU).

Video 28.14. Posición baja del dispositivo intrauterino (DIU).

Video 28.15. Hematoma en colgajo vesical y suturas tras cesárea.

Video 28.16. Productos de la concepción vascularizados retenidos.

Video 28.17. Endometritis.

Video 28.18. Hematometra posparto.

29 Ecografía anexial

Maitray D. Patel

Video 29.1. Cuerpo *albicans*.

Video 29.2. Focos ecogénicos puntiformes.

Video 29.3. Morfología de los ovarios poliquísticos.

Video 29.4. Señal de deslizamiento normal.

Video 29.5. Signo de deslizamiento anormal.

Video 29.6. Endometriosis infiltrante profunda.

Video 29.7. Torsión ovárica.

Video 29.8. Signo de torsión/remolino de la torsión ovárica.

- Video 29.9.** Torsión ovárica en TC.
Video 29.10. Esquema del ovario invertido.
Video 29.11. Enfermedad inflamatoria pélvica.
Video 29.12. Quiste ovárico hemorrágico.
Video 29.13. Endometrioma.
Video 29.14. Endometrioma, con capa de líquido/fluido, con hemoderivado ecogénico y restos que se depositan en la porción dependiente del quiste.
Video 29.15. Quiste posmenopáusico.
Video 29.16. Hidrosálpinx.
Video 29.17. Hidrosálpinx en TC.
Video 29.18. Quistes de la teca luteínica.
Video 29.19. Tumor ovárico limítrofe.
Video 29.20. Cistoadenoma mucinoso.
Video 29.21. Carcinoma endometriode de ovario de grado IIIa.
Video 29.22. Carcinoma de células claras que surge en un endometrioma.
Video 29.23. Dermoide.
Video 29.24. Dermoide sutil de gran tamaño.
Video 29.25. Tumor mixto de células germinales.

30 Visión general de la imagen obstétrica

Deborah Levine y Alison M. Savicke

- Video 30.1.** Cine clip en el primer trimestre cuando el modo M no puede captar una frecuencia cardíaca precisa.
Video 30.2. Vista normal de la línea media del útero, la placenta anterior y el feto en el plano sagital en posición cefálica.
Video 30.3. Anatomía intracraneal normal.
Video 30.4. Vista transversal del tórax fetal y de las cuatro cavidades cardíacas.
Video 30.5. Imágenes transvaginales para demostrar mejor la anatomía de la columna distal y los riñones.
Video 30.6. Columna transversal y evaluación del *situs*.
Video 30.7. Evaluación de las arterias umbilicales adyacentes a la vejiga, indicando un cordón umbilical de tres vasos.
Video 30.8. Útero fibroso tras cesárea previa.
Video 30.9. Sinequia uterina.
Video 30.10. Útero tabicado con embarazo en el lado izquierdo.
Video 30.11. Útero didelfo con embarazo en el cuerno uterino izquierdo.

31 Primer trimestre

Mindy M. Horrow

- Video 31.1.** La actividad cardíaca en el mismo embrión se observó en tiempo real y se grabó en un clip de cine porque el embrión era demasiado pequeño para obtener un trazado en modo M.
Video 31.2. Cine clip de un embrión que muestra el movimiento del tronco y las extremidades.
Video 31.3. Cine clip a través del embrión que muestra el movimiento de las piernas, las manos y la cabeza.
Video 31.4. Gemelos monocoriónicos monoamnióticos.
Video 31.5. CRL de 2 mm con saco móvil pasó a aborto espontáneo.

- Video 31.6.** Embarazo ectópico tubárico con movimiento suave de la sonda para evaluar el movimiento separado del embarazo ectópico y el ovario adyacente.

32 Anomalía cromosómica

Barbara O'Brien y William Choi

- Video 32.1.** Translucencia nucal.
Video 32.2. Higroma quístico.
Video 32.3. Hueso nasal en el primer trimestre.
Video 32.4. Ausencia de hueso nasal en feto de segundo trimestre con trisomía 21.
Video 32.5. Intestino ecogénico.
Video 32.6. Aguja de amniocentesis retirada de la cavidad amniótica.

33 Embarazo múltiple

Catherine H. Phillips y Mary C. Frates

- Video 33.1.** Gestación cuadracoriónica cuadraamniótica a las 6 semanas, 6 días.
Video 33.2. Embriones unidos, 9 semanas de edad gestacional.
Video 33.3. Gemelos monocoriónicos monoamnióticos, 26 semanas de edad gestacional.
Video 33.4. Tres placentas separadas en un embarazo de trillizos tricoriónicos triamnióticos a las 13 semanas de edad gestacional.
Video 33.5. Inserción de cordón velamentoso en un gemelo a las 34 semanas de edad gestacional.
Video 33.6. Discrepancias de crecimiento y fluidos en gemelos dicoriónicos, 24 semanas de edad gestacional.
Video 33.7. Síndrome de transfusión gemelo a gemelo, 12 semanas y 4 días de edad gestacional.
Video 33.8. Gemelos monocoriónicos diamnióticos con síndrome de transfusión gemelo a gemelo.
Video 33.9. Gemelos monocoriónicos diamnióticos con síndrome de transfusión gemelo a gemelo.
Video 33.10. Síndrome de perfusión arterial inversa en gemelos, 16 semanas de edad gestacional.
Video 33.11. Gemelos monocoriónicos monoamnióticos, 12 semanas de edad gestacional.
Video 33.12. Cordones monocoriónicos monoamnióticos enredados a las 29 semanas de edad gestacional.
Video 33.13. Gemelos monocoriónicos monoamnióticos, 28 semanas de edad gestacional.
Video 33.14. Gemelos unidos monocoriónicos monoamnióticos, 35 semanas de edad gestacional.

34 Ecografía fetal de cara y cuello

Deborah Levine y Judy A. Estroff

- Video 34.1.** Tomografía computarizada (TC) en neonato con virus del Zika.

- Video 34.2.** Labio leporino completo unilateral izquierdo, alvéolo leporino y paladar hendido en plano sagital en feto de 20 semanas de edad gestacional.
- Video 34.3.** Labio leporino completo unilateral izquierdo, alvéolo leporino y paladar hendido en plano coronal en feto de 20 semanas de edad gestacional.
- Video 34.4.** Labio leporino completo unilateral izquierdo, alvéolo leporino y paladar hendido en plano axial en feto de 20 semanas de edad gestacional.
- Video 34.5.** Micrognatia a las 20 semanas de gestación.

35 El cerebro fetal

Yi Li y Deborah Levine

- Video 35.1.** Cerebro normal, axial.
- Video 35.2.** Cerebro normal, transvaginal coronal.
- Video 35.3.** Transvaginal sagital de cerebro normal, usando una sutura como ventana de imagen, enfocando el cuerpo calloso normal por encima del *cavum septum pellucidum*.
- Video 35.4.** Quistes del plexo coroideo.
- Video 35.5.** Ventriculomegalia moderada bilateral.
- Video 35.6.** Anencefalia a las 15 semanas.
- Video 35.7.** Secuencia de banda amniótica disfrazada de anencefalia.
- Video 35.8.** Malformación de Chiari en feto con defecto del tubo neural espinal.
- Video 35.9.** Holoprosencefalia en el plano axial.
- Video 35.10.** El mismo feto que en el Video 35.10 en el plano sagital.
- Video 35.11.** Sintelencefalia.
- Video 35.12.** Agenesia del cuerpo calloso en el segundo trimestre en el plano axial.
- Video 35.13.** Agenesia del cuerpo calloso en el plano coronal.
- Video 35.14.** Agenesia del cuerpo calloso en el plano sagital en el tercer trimestre.
- Video 35.15.** Agenesia del cuerpo calloso en el plano axial con quiste en la línea media.
- Video 35.16.** Cine clip transvaginal de la ausencia del *cavum* del septo pelúcido en un feto con displasia septoóptica.

36 La columna vertebral del feto

Edward R. Oliver y Beverly G. Coleman

- Video 36.1.** Columna transversal normal a las 19 semanas de gestación.
- Video 36.2.** Columna torácica y cervical sagital normal a las 19 semanas de gestación.
- Video 36.3.** Columna lumbosacra sagital normal a las 19 semanas de gestación.
- Video 36.4.** Columna toracolumbar coronal normal a las 19 semanas de gestación.
- Video 36.5.** Columna torácica inferior y lumbar superior transversal normal para localizar el nivel vertebral a las 21 semanas de gestación.

- Video 36.6.** Columna torácica inferior y lumbar superior sagital normal para localizar el nivel vertebral a las 21 semanas de gestación.
- Video 36.7.** Mielomeningocele transverso lumbosacro a las 21 semanas de gestación.
- Video 36.8.** Mielomeningocele lumbosacro sagital a las 21 semanas de gestación (mismo caso que el Video 36.7).
- Video 36.9.** Mielomeningocele transverso lumbosacro a las 22 semanas de gestación para localizar el nivel del defecto (mismo caso que el Video 36.7).
- Video 36.10.** Lipomielomeningocele lumbosacro sagital a las 21 semanas de gestación.
- Video 36.11.** Columna toracolumbar coronal en feto con hemivértebra y escoliosis asociada a las 21 semanas de gestación.
- Video 36.12.** Teratoma sacrococcígeo sagital tipo II a las 22 semanas de gestación.

37 El tórax fetal

Dorothy Bulas

- Video 37.1.** Malformación adenomatoide pulmonar congénita (macroquística).
- Video 37.2.** Malformación adenomatoide pulmonar congénita (microquística) con desplazamiento moderado del mediastino.
- Video 37.3.** Secuestro broncopulmonar.
- Video 37.4.** Pequeño derrame pleural a las 16 semanas de gestación.
- Video 37.5.** Hernia diafragmática congénita izquierda a las 32 semanas de edad gestacional (vista transversal).
- Video 37.6.** Hernia diafragmática congénita izquierda a las 32 semanas de edad gestacional (vista sagital).
- Video 37.7.** Hernia diafragmática congénita del lado izquierdo con gran cantidad de hígado en el tórax.
- Video 37.8.** Hernia diafragmática congénita derecha.

38 Ecocardiografía fetal

Julia A. Drose

- Video 38.1.** Angulación del transductor desde una vista subcostal de cuatro cámaras a una vista de eje largo de la aorta, una vista de eje largo de la arteria pulmonar, una vista de eje corto de los ventrículos y una vista de eje corto de las grandes arterias.
- Video 38.2.** Desplazamiento cefálico del transductor de una vista apical de cuatro cámaras a una vista de tres vasos y tráquea.
- Video 38.3.** Colocación del cursor en modo M a través de una pared apical y una pared ventricular al mismo tiempo para evaluar una arritmia.
- Video 38.4.** Uso del Doppler espectral para evaluar una arritmia colocando el volumen de muestra en el ventrículo izquierdo para visualizar simultáneamente el flujo de entrada a través de la válvula mitral y el flujo de salida a través de la válvula aórtica.
- Video 38.5.** Comparación de imágenes en color que muestra una comunicación interventricular (VSD) con color en la imagen en color que no se visualiza en la imagen en escala de grises.
- Video 38.6.** Comunicación auriculoventricular completa (AVSD) con comunicación interauricular (ASD), comunicación

interventricular (VSD) y válvula auriculoventricular única con múltiples valvas.

Video 38.7. Comunicación auriculoventricular parcial (AVSD) con comunicación interauricular (ASD), comunicación interventricular (VSD) y dos válvulas auriculoventriculares separadas.

Video 38.8. Anomalía de Ebstein con desplazamiento demasiado bajo de la válvula tricúspide en el ventrículo derecho.

Video 38.9. Ventrículo derecho hipoplásico secundario a atresia tricúspide que muestra un ventrículo derecho muy pequeño.

Video 38.10. Otro ejemplo de corazón derecho hipoplásico.

Video 38.11. Síndrome del corazón izquierdo hipoplásico.

Video 38.12. Rabdomiomas múltiples.

39 El tracto gastrointestinal fetal y la pared abdominal

Elizabeth Asch y Deborah Levine

Video 39.1. Atresia esofágica.

Video 39.2. Restos gástricos.

Video 39.3. Restos gástricos.

Video 39.4. Atresia duodenal.

Video 39.5. Atresia yeyunal.

Video 39.6. Malformación cloacal.

Video 39.7. Quiste de duplicación.

Video 39.8. Peritonitis meconial.

Video 39.9. Intestino ecogénico.

Video 39.10. Vesícula biliar normal.

Video 39.11. Páncreas anular.

Video 39.12. Quiste esplénico.

Video 39.13. Gastrosquisis.

Video 39.14. Onfalocele gigante.

Video 39.15. Extrofia vesical.

Video 39.16. Extrofia cloacal.

40 El tracto urogenital fetal

Dilkash Kajal y Deborah Levine

Video 40.1. Signo de la suprarrenal “tumbada” debido a una agenesia renal unilateral.

Video 40.2. Agenesia renal bilateral.

Video 40.3. Ectopia renal con fusión cruzada.

Video 40.4. Riñón en herradura.

Video 40.5. Riñón displásico multiquístico derecho (MCDK) y reflujo vesicoureteral izquierdo.

Video 40.6. Riñón displásico multiquístico derecho (MCDK) y reflujo vesicoureteral izquierdo.

Video 40.7. Reflujo vesicoureteral izquierdo posnatal.

Video 40.8. Poliquistosis renal autosómica recesiva.

Video 40.9. Poliquistosis renal autosómica recesiva con quistes grandes atípicos a las 25 semanas.

Video 40.10. Urinoma perinéfrico a las 22 semanas.

Video 40.11. Riñón dúplex izquierdo con hidroureteronefrosis.

Video 40.12. Síndrome del vientre en ciruela pasa a las 15 semanas.

Video 40.13. Síndrome del vientre en ciruela pasa a las 35 semanas.

Video 40.14. Megalouretra (en asociación con válvulas uretrales posteriores).

Video 40.15. Disgenesia cloacal y peritonitis meconial a las 17 semanas.

Video 40.16. Quistes ováricos fetales.

41 El sistema musculoesquelético fetal

Phyllis Glanc, Johannes Keunen y David Chitayat

Video 41.1. Displasia tanatofórica.

Video 41.2. Acondrogénesis tipo 1.

Video 41.3. Acondrogénesis tipo 1.

Video 41.4. Condrodisplasia *punctata*.

Video 41.5. Aqueiropodia.

Video 41.6. Pies zambos bilaterales a las 21 semanas.

42 Ecografía de la hidropesía fetal

Lisa R. Dunn-Albanese y Deborah Levine

Video 42.1. Rastreo de ascitis.

Video 42.2. Ascitis moderada.

Video 42.3. Pequeño derrame pleural izquierdo.

Video 42.4. El diagnóstico del síndrome de Kabuki se realizó con la secuenciación del exoma completo después del nacimiento.

Video 42.5. Hidropesía por miocardiopatía con corazón poco contráctil, derrames pleurales bilaterales moderados y anasarca.

Video 42.6. La vista sagital muestra un derrame pleural unilateral grande que sobresale del hemidiafragma y se asocia con ascitis.

Video 42.7. Pequeño derrame pericárdico en un feto con corazón poco contráctil y ecogénico.

Video 42.8. Feto con hidropesía y placentomegalia.

Video 42.9. Desplazamiento mediastínico grave e hidropesía debido a una gran malformación adenomatoidea pulmonar congénita macroquística (CPAM).

Video 42.10. Secuestro broncopulmonar con desplazamiento mediastínico leve y compromiso cardíaco secundario.

Video 42.11. Desplazamiento mediastínico leve en paciente con secuestro broncopulmonar con hidropesía.

Video 42.12. Toracocentesis fetal guiada por ecografía de derrame pleural alrededor de secuestro broncopulmonar.

43 Mediciones fetales: crecimiento fetal normal y anormal y evaluación del bienestar fetal

Carol B. Benson y Peter M. Doubilet

Video 43.1. Video de latidos embrionarios tempranos, visibles en un embrión pequeño adyacente al saco vitelino.

Video 43.2. Videoclip de movimientos respiratorios fetales.

Video 43.3. Videoclip de movimiento fetal.

44 Evaluación ecográfica de la placenta

Thomas D. Shipp

- Video 44.1.** Lago placentario.
- Video 44.2.** Placenta gruesa en feto con vilitis.
- Video 44.3.** Placenta acreta.
- Video 44.4.** Placenta increta.
- Video 44.5.** Placenta percreta.
- Video 44.6.** Embarazo con cicatriz de cesárea y placenta acreta.
- Video 44.7.** Abrupción.
- Video 44.8.** Abrupción.
- Video 44.9.** Hematoma preplacentario.
- Video 44.10.** Hematoma preplacentario.
- Video 44.11.** Infarto placentario.
- Video 44.12.** Infarto placentario.
- Video 44.13.** Embarazo molar parcial.
- Video 44.14.** Placenta circunvalada.
- Video 44.15.** Placenta circunvalada.
- Video 44.16.** Placenta bilobulada.
- Video 44.17.** Cordón umbilical desenrollado con Doppler color.
- Video 44.18.** Seudoquiste del cordón umbilical.
- Video 44.19.** Inserción del cordón umbilical en la placenta de un par de gemelos monoamnióticos.
- Video 44.20.** Inserción de cordón velamentoso y cordón de dos vasos.
- Video 44.21.** Vasa previa.

45 Ecografía cervical y parto pretérmino

Hournaz Ghandehari y Phyllis Glanc

- Video 45.1.** Pólipo cervical con tallo vascular.
- Video 45.2.** “Tapón mucoso” cervical con vascularidad circundante, imitando un pólipo.
- Video 45.3.** Cuello uterino corto con embudo y membranas abultadas.
- Video 45.4.** Cuello uterino corto con pie fetal que se extiende hacia el embudo grande.
- Video 45.5.** Cuello uterino abierto con restos flotantes.
- Video 45.6.** Restos que imitan el tejido placentario en el orificio cervical interno.
- Video 45.7.** Punto de cerclaje que rodea el cuello uterino.

46 Imágenes cerebrales neonatales e infantiles

Carol M. Rumack y Amanda K. Auckland

- Video 46.1.** Barrido coronal normal.
- Video 46.2.** Barrido sagital normal.
- Video 46.3.** Barrido normal de la fontanela mastoidea a través de la fosa posterior.
- Video 46.4.** Malformación de Chiari II.
- Video 46.5.** Ventriculomegalia asociada a la malformación de Chiari II (vista en el Video 46.4).

- Video 46.6.** Malformación de Chiari II (mismo neonato que en los Videos 46.4 y 46.5).
- Video 46.7.** Cuerda anclada en paciente con malformación de Chiari II, exploración sagital.
- Video 46.8.** Ausencia de *septum pellucidum*, gammagrafía coronal.
- Video 46.9.** Hemorragia subependimaria subaguda derecha, intraventricular e intraparenquimatosa frontal derecha, gammagrafía coronal.
- Video 46.10.** Hemorragia subependimaria derecha en el surco caudotalámico que se extiende al núcleo caudado posterior, frecuente en niños extremadamente prematuros.
- Video 46.11.** Hemorragia intraventricular con coágulo ecogénico en el cuarto ventrículo que se extiende posteriormente a la cisterna magna.
- Video 46.12.** Sangre ecogénica intraventricular aguda en el tercer y cuarto ventrículo y cisterna magna vista sagital (mismo neonato que en el Video 46.11).
- Video 46.13.** Se observan hemorragias intraventriculares bilaterales con coágulos en ambos ventrículos dilatados y hemorragia intraparenquimatosa en la región parietooccipital derecha en una exploración mediante una vista coronal.
- Video 46.14.** Hemorragia aguda altamente ecogénica que forma un molde en el ventrículo lateral y oscurece las paredes ventriculares en esta vista sagital.
- Video 46.15.** La hemorragia intraventricular es un molde de material ecogénico en el ventrículo lateral en vista sagital.
- Video 46.16.** La leucomalacia periventricular quística es extensa en el parénquima frontal, parietal y occipital.
- Video 46.17.** Citomegalovirus con calcificaciones puntiformes en la región parietal posterior en este barrido sagital derecho.
- Video 46.18.** Múltiples calcificaciones focales causadas por citomegalovirus y un quiste subependimario.
- Video 46.19.** Septación ventricular causada por citomegalovirus, mostrada en esta vista de fontanela posterior.

47 Doppler cerebral neonatal y técnicas avanzadas de ecografía

Judy H. Squires y Misun Hwang

- Video 47.1.** Doppler de potencia normal de la circulación anterior y posterior profunda.
- Video 47.2.** Realce normal (*wash-in*) del cerebro de una mujer a término en ultrasonido realizado por contraste.
- Video 47.3.** Lactante a término con accidente cerebrovascular en la arteria cerebral media (MCA) izquierda e hiperperfusión de lujo.
- Video 47.4.** Glioma de alto grado en una niña de un día de vida.

48 Ecografía Doppler del cerebro en niños

Dorothy Bulas y Alexia M. Egloff

- Video 48.1.** Doppler color normal del polígono de Willis en un niño de 6 años.
- Video 48.2.** Forma de onda espectral de la arteria cerebral media derecha.

Video 48.3. Doppler espectral normal de bifurcación derecha.

Video 48.4. Niño de cuatro años en estado de muerte cerebral tras caer desde un segundo piso.

Video 48.5. Niño de ocho años en estado de muerte cerebral tras accidente automovilístico. Poscraneotomía por hematoma.

49 Cabeza y cuello pediátricos

Rupa Radhakrishnan y Beth M. Kline-Fath

Video 49.1. Cálculo en el conducto de Wharton.

Video 49.2. Bocio multinodular.

Video 49.3. Cáncer de tiroides, tipo papilar.

Video 49.4. Teratoma cervical *in utero*.

Video 49.5. Hemangioma infantil.

Video 49.6. Malformación linfática.

Video 49.7. Trombosis de la vena yugular.

50 Ecografía pediátrica del canal raquídeo

Ilse Castro-Aragón y Ramón Sánchez-Jacob

Video 50.1. Anatomía normal de la columna sagital.

Video 50.2. Sagital normal del *filum terminale* y la *cauda equina*.

Video 50.3. Hoyuelo cutáneo y tracto hipocócico en tejidos subcutáneos que se extienden hasta el cóccix normal.

Video 50.4. Lipomielocelo en vista sagital.

Video 50.5. Lipomielocelo en vista sagital.

Video 50.6. Lipomielocelo en vista transversal.

Video 50.7. Lipomielomeningocelo.

Video 50.8. Lipoma filar en vista transversal.

Video 50.9. Disgenesia espinal segmentaria en vista sagital.

Video 50.10. Disgenesia espinal segmentaria en paciente con *filum* graso.

51 El tórax pediátrico

Chetan Chandulal Shah

Video 51.1. Septaciones móviles dentro del líquido pleural en la ecografía longitudinal de una niña de 14 años con fibrosis quística.

Video 51.2. Los movimientos hemidiafragmáticos bilaterales normales e iguales en un lactante sano de 9 meses se observan en una ecografía transversal realizada justo debajo del esternón utilizando el hígado como ventana acústica.

Video 51.3. Movimiento hemidiafragmático derecho normal en sonograma longitudinal en niño sano de 31 meses de edad.

Video 51.4. Parálisis diafragmática unilateral en un lactante tras cirugía cardíaca: movimiento diafragmático derecho mínimo en un niño de 1 año con antecedentes de mediastinitis tras trasplante ortotópico de corazón.

52 Hígado y bazo pediátricos

Sara M. O'Hara

Video 52.1. *Porta hepatis* normal que muestra la vena porta, la arteria hepática y el conducto biliar común.

Video 52.2. Hepatitis neonatal.

Video 52.3. Esteatosis por obesidad.

Video 52.4. Hemangiomas cutáneos múltiples en un lactante de 1 mes de edad.

Video 52.5. Lesión hepática focal.

Video 52.6. Biopsia de carcinoma hepatocelular.

Video 52.7. Flujo normal en la vena porta principal.

Video 52.8. Vasos ramificados normales en el hígado.

Video 52.9. Ramas normales de tercer y cuarto orden en el hígado.

Video 52.10. Transformación cavernosa de la vena porta. Imágenes Doppler color.

Video 52.11. Neumobilia, un hallazgo esperado tras una portoenterostomía.

Video 52.12. Laceración esplénica.

53 Ecografía renal, urinaria y suprarrenal pediátrica

Harriet J. Paltiel

Video 53.1. Ectopia renal cruzada.

Video 53.2. La urosonografía con contraste muestra una vejiga normal.

Video 53.3. Urosonografía con contraste demuestra reflujo vesicoureteral.

Video 53.4. La urosonografía con contraste muestra una uretra masculina normal.

Video 53.5. Pielonefritis aguda con engrosamiento de la pelvis renal y las paredes ureterales proximales.

Video 53.6. Pionefrosis.

Video 53.7. Candidiasis renal con microabscesos ecogénicos.

Video 53.8. Cistitis hemorrágica con coágulo de sangre alrededor del globo del catéter Foley.

Video 53.9. Seudotumor inflamatorio.

Video 53.10. Laceración de la cara medio-lateral del riñón izquierdo y hematoma perirrenal.

Video 53.11. Riñón displásico multiquistico.

Video 53.12. Linfoma de Burkitt con afectación renal.

Video 53.13. Neuroblastoma.

54 Ecografía pediátrica del tracto gastrointestinal

Susan D. John y HaiThuy N. Nguyen

Video 54.1. Planos transversales de la unión gastroesofágica muestran mucosa muscular prominente en el esófago distal con fluido pasando a través del lumen.

Video 54.2. El líquido pasa libremente por el píloro normal.

Video 54.3. Estenosis pilórica hipertrófica.

Video 54.4. El mismo lactante de la Figura 54.16C muestra el estómago dilatado y el duodeno proximal con movimiento de vaivén del contenido intraluminal.

Video 54.5. Se muestra el movimiento de vaivén del contenido entérico ecogénico.

Video 54.6. Niño de seis días con emesis biliar y obstrucción del intestino delgado.

Video 54.7. Ningún signo de remolino en la imagen de cine transversal sugiere un vólvulo complicado.

Video 54.8. El video muestra una estructura tubular intraluminal sin salida dentro del intestino delgado en el cuadrante inferior derecho, que se presume representa ascariasis (tenia).

Video 54.9. Video complementario de la ecografía del niño en C.

55 Ecografía pélvica pediátrica

Christine L. Xue y Patricia T. Acharya

Video 55.1. Hidrosónovaginografía.

Video 55.2. Ovario normal en una niña.

Video 55.3. Poliquistosis ovárica.

Video 55.4. Testículos pospuberales.

Video 55.5. Leyenda: microlitiasis testicular.

56 Ecografía musculoesquelética pediátrica

Ramón Sánchez-Jacob y Jessica Leschied

Video 56.1. Cabeza femoral luxada posteriormente que puede reducirse manualmente con abducción de la cadera.

Video 56.2. Bucle de cine longitudinal del codo medial con rotura completa del ligamento colateral cubital.

Video 56.3. Disrupción de espesor completo del ligamento colateral cubital del pulgar sin retracción ni la denominada lesión de Stener.



CAPÍTULO
28

El útero

PEI-KANG WEI, ALISON M. SAVICKE
Y DEBORAH LEVINE

ESQUEMA DEL CAPÍTULO

INTRODUCCIÓN, ANATOMÍA Y TÉCNICAS
DE EXPLORACIÓN 971

HALLAZGOS UTERINOS NORMALES 973

ANOMALÍAS DEL CONDUCTO MÜLLERIANO 978

Embriología 978

ANOMALÍAS DEL MIOMETRIO 983

Leiomiomas 984

Leiomiomasarcoma 986

Adenomiosis 989

ANOMALÍAS DEL CUELLO UTERINO 991

ANOMALÍAS DEL ENDOMETRIO 991

Hemorragia premenopáusica 991

Endometrio posmenopáusico 993

Hemorragia posmenopáusica 993

El útero obstruido: hidrometrocolpos

y hematometocolpos 995

Hiperplasia endometrial 995

Pólipos endometriales 997

Carcinoma de endometrio 999

Sarcoma endometrial 1001

Adherencias endometriales 1001

Ablación endometrial 1002

INFERTILIDAD Y ABORTO RECURRENTE 1002

ECOGRAFÍA DE LOS DISPOSITIVOS

ANTICONCEPTIVOS 1003

Dispositivos anticonceptivos intrauterinos 1003

Dispositivos de oclusión tubárica 1006

HALLAZGOS POSPARTO 1006

Hallazgos normales 1006

Hemorragia posparto 1006

Productos de la concepción retenidos 1006

Endometritis 1008

Subinvolución del sitio placentario 1008

Hallazgos tras una cesárea 1009

CONCLUSIÓN 1009

AGRADECIMIENTOS 1010

REFERENCIAS 1010

INTRODUCCIÓN, ANATOMÍA Y TÉCNICAS
DE EXPLORACIÓN

La ecografía desempeña un papel fundamental en la evaluación del útero. Tanto la ecografía transabdominal (TAS, por sus siglas en inglés) como la ecografía transvaginal (TVS, por sus siglas en inglés) son técnicas bien establecidas para evaluar el útero aumentado de tamaño y a las pacientes con hemorragia vaginal anormal. El **fondo** uterino es la zona superior del cuerpo del útero, por encima de la entrada de las trompas de Falopio. La zona del cuerpo por donde las trompas entran en el útero se denomina **cuerno uterino**. La superficie anterior del fondo y el cuerpo uterino está cubierta por peritoneo. El espacio peritoneal anterior al útero es la **bolsa vesicouterina** o **fondo de saco anterior**. Este espacio suele estar vacío, pero puede contener intestino delgado. Posteriormente, el repliegue peritoneal se extiende hasta el **fórnix** posterior de la vagina, formando el **receso rectouterino** o **fondo de saco posterior**. Lateralmente, el repliegue peritoneal forma los **ligamentos anchos**, que se extienden desde la cara lateral del útero hasta las paredes laterales de la pelvis (Figura 28.1). Los **ligamentos redondos** nacen de los cuernos uterinos, anterior a las trompas de Falopio en los ligamentos anchos, se extienden anterolateralmente y atraviesan los canales inguinales para insertarse en la fascia de los labios mayores.

El **cuello uterino** está situado posteriormente a la vejiga y está anclado al ángulo vesical por el **parametrio**. El cuello uterino se abre en la parte superior de la vagina a través del orificio externo. La **vagina** es un canal fibromuscular que se sitúa en la línea media y va desde el cuello uterino hasta el vestíbulo de los genitales externos. El cuello uterino se proyecta en la vagina proximal, creando un espacio entre las paredes vaginales y la superficie del cuello uterino denominado **fórnix vaginal**.

El suministro de sangre arterial al útero procede principalmente de la **arteria uterina**, una rama principal del tronco anterior de la arteria ilíaca interna. La arteria uterina asciende a lo largo del margen lateral del útero en el ligamento ancho y, a nivel de los cuernos uterinos, discurre lateralmente para anastomosarse con la arteria ovárica. Las arterias uterinas se anastomosan ampliamente a lo largo de la línea media a través de las arterias arcuatas anterior y posterior, que discurren dentro del ligamento ancho y luego penetran en el miometrio.¹ El plexo venoso uterino acompaña a las arterias.

Por lo general, el útero y el endometrio se visualizan mejor con TVS, con una frecuencia lo más alta posible que también permita que el sonido penetre adecuadamente en el útero. Sin embargo, la exploración con TAS suele ser útil cuando el útero está agrandado o los miomas están situados muy superior o lateralmente; en estos casos, la TVS por sí sola puede pasar por alto hallazgos importantes. Por lo

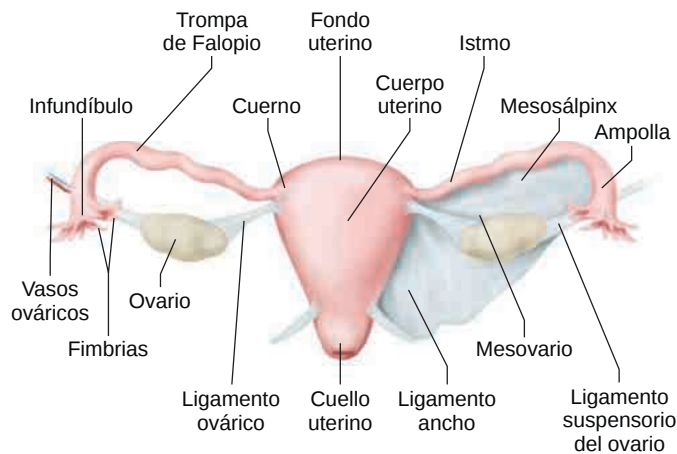


FIGURA 28.1. Órganos ginecológicos normales. Diagrama del útero, ovarios, trompas de Falopio y estructuras relacionadas. A la izquierda de la imagen, se ha extirpado el ligamento ancho.

tanto, es importante mirar, aunque a veces sea brevemente, con TAS independientemente del grado de llenado de la vejiga urinaria.

Ventajas de la ecografía transvaginal

- Utilización de transductores de mayor frecuencia y resolución
- Examen de pacientes que no pueden llenar la vejiga
- Examen de pacientes obesas
- Evaluación de un útero retrovertido o retroflexionado
- Mejor detalle y caracterización de una masa pélvica
- Mejor evaluación del endometrio

La evaluación ecográfica Doppler, casi siempre con Doppler color convencional o Doppler de potencia, es útil en muchos pacientes. Se utiliza para evaluar la presencia de flujo vascular y proporciona una valoración del grado y el carácter de la vascularidad. Esto es válido tanto para las lesiones miometriales como para las endometriales. Al igual que en cualquier otra aplicación del Doppler color o de potencia, los pequeños píxeles de color que no forman parte de un vaso distinto deben someterse a una evaluación Doppler espectral para distinguir el flujo arterial o venoso del ruido o los artefactos de movimiento.

La **ecografía tridimensional (3D)**, normalmente realizada con un transductor TVS, es muy útil para evaluar las anomalías müllerianas y para valorar la posición de un **dispositivo intrauterino (DIU)**.² La ecografía 3D es útil en otros casos, como para definir la relación de las lesiones uterinas con la cavidad endometrial y para documentar los hallazgos durante la **sonohisterografía (SHG)**.

La **SHG** permite evaluar el endometrio y los fibromas submucosos mediante la distensión de la cavidad endometrial con solución salina estéril,³⁻⁶ o, en algunos centros, con gel estéril.^{7,8} La SHG no es necesaria de forma rutinaria, pero puede ser útil si el endometrio no se evalúa adecuadamente mediante TVS/TAS, y también puede ser útil en mujeres con hemorragias anormales en las que no se visualiza ecográficamente una lesión focal. Otras indicaciones incluyen la evaluación de anomalías endometriales o intracavitarias detectadas mediante TVS, **infertilidad**,⁹ sospecha de **malformaciones uterinas congénitas**,¹⁰ y evaluación de mujeres que toman **tamoxifeno**.¹¹ En raras ocasiones, se verá una lesión ecográficamente y no se encontrará histeroscópicamente. En estos casos, una sonohisterografía demostrará

la localización del tallo de la lesión con respecto a la cavidad endometrial, y todo ello para una resección histeroscópica dirigida.

El procedimiento SHG implica la colocación de un espéculo estéril, la limpieza del orificio cervical externo con una solución aséptica y la colocación de un catéter estéril a través del cuello uterino hasta la cavidad endometrial. Existen varios catéteres, algunos con globo (para evitar que la solución salina vuelva a salir por el cuello uterino) y otros sin globo. Si se utiliza un catéter con globo, también debe llenarse con suero salino, ya que el uso de aire puede ocultar parte del endometrio. Si no se utiliza balón, normalmente por personas muy experimentadas en el procedimiento, se debe tener cuidado al introducir el catéter, ya que el tapón mucoso cervical actúa para impedir la salida de líquido, pero una vez desplazado el tapón, es difícil distender la cavidad endometrial. Una vez retirado el espéculo e introducido el transductor de TVS, se inyecta lentamente suero salino estéril durante la observación ecográfica mientras se explora completamente toda la cavidad endometrial.

Si se utiliza un catéter con globo, hay que tener cuidado de que no oculte parte del endometrio; para ello, suele ser necesario desinflar el globo al final del procedimiento. En el caso de las mujeres premenopáusicas, la SHG debe realizarse generalmente en torno al día 4-10 del ciclo menstrual, cuando la paciente ya no sangra, pero todavía se encuentra al principio del ciclo menstrual, cuando el endometrio tiende a ser delgado, lo que permite evitar los cambios normales en la última parte del ciclo menstrual que pueden simular patología.¹² En las mujeres posmenopáusicas que reciben **terapia hormonal sustitutiva (HRT)**, por sus siglas en inglés) secuencial, la SHG se realiza poco después del período de sangrado mensual. En mujeres posmenopáusicas que no reciben HRT, o que reciben estrógeno y progesterona combinados de forma continua, el procedimiento puede realizarse en cualquier momento. La SHG no debe realizarse en pacientes embarazadas o con enfermedad inflamatoria pélvica aguda. Se utilizan antibióticos profilácticos en algunas mujeres, como las que padecen enfermedad inflamatoria pélvica crónica,^{12,13} incluidas aquellas en las que se descubre un hidrosálpinx en el momento del estudio, incluso sin antecedentes conocidos de enfermedad inflamatoria pélvica.

Otros métodos ecográficos se utilizan con poca frecuencia. La ecografía transrectal es ocasionalmente útil para evaluar porciones del útero si la TVS es inadecuada, si la paciente es virgen, o si se necesitan imágenes adicionales para una mejor evaluación del endometrio o del suelo pélvico.^{14,15} La exploración translabial o transperineal, aunque útiles para las anomalías del suelo pélvico,¹⁶ rara vez son útiles para evaluar el útero en una paciente no embarazada.

El uso del **realce ultrasonográfico con contraste (CEUS)**, por sus siglas en inglés) para evaluar el útero/endometrio aún está en desarrollo, pero existen posibles aplicaciones en áreas como las lesiones endometriales.¹⁷ Su et al. demostraron una mejor evaluación de la invasión miometrial en una cohorte retrospectiva de pacientes con hiperplasia y carcinoma endometrial.¹⁸ En un metaanálisis de 2021 que incluía 15 estudios con 685 pacientes, la sensibilidad, especificidad, razón de posibilidades (OR, por sus siglas en inglés) diagnóstica y área bajo la curva de características operativas para el receptor del CEUS agrupadas para el diagnóstico del carcinoma endometrial fueron de 0,81, 0,90, 0,38 y 0,93, respectivamente.¹⁹

En el futuro, la **elastografía** podría ayudar en la evaluación de fibromas, adenomiosis o sarcomas.²⁰ La elastografía también puede ser útil para distinguir la enfermedad endometrial benigna de la maligna. Un estudio de 47 mujeres con sospecha de pólipos o fibromas

endometriales demostró que la elastografía complementa a la ecografía en escala de grises: las tasas de precisión de la ecografía en escala de grises, las imágenes Doppler de potencia y la elastografía de deformación para distinguir los pólipos endometriales y los fibromas submucosos fueron del 70 %, 66 % y 89 %, respectivamente.²¹ En un estudio de 45 mujeres sometidas a histerectomía, Cenkeri et al. mostraron diferencias estadísticamente significativas en las imágenes de elasticidad basadas en la fuerza de radiación acústica (ARFI, por sus siglas en inglés) en el miometrio, el subendometrio y el endometrio a la hora de comparar patologías (pólipos, hiperplasia, cáncer), pero el estudio no fue lo suficientemente amplio como para establecer umbrales de diferenciación entre grupos.²² En un estudio con mayor población (217 mujeres, 104 con neoplasia maligna), Che et al. descubrieron que las lesiones más blandas tenían muchas probabilidades de ser benignas en comparación con las lesiones más duras. También evaluaron un cociente entre la rigidez endometrial y la miometrial (excluyendo a las pacientes con fibromas) y descubrieron que el cociente de rigidez tenía un área bajo la curva de características operativas para el receptor de 0,90. Utilizando un cociente umbral de 3,04, la sensibilidad para el carcinoma endometrial fue del 82 %, con un valor predictivo positivo del 83 %.²³

La elastografía del cuello uterino se encuentra todavía en fase experimental. En una revisión sistemática de 2021 de 23 artículos, Liu et al. descubrieron que la elastografía se ha utilizado en el estudio de las variantes normales del cuello uterino, así como en el diagnóstico del cáncer de cuello uterino y su lesión precursora, la neoplasia intraepitelial cervical, la estadificación clínica del cáncer de cuello uterino y la predicción de la respuesta terapéutica. Sin embargo, ninguna de ellas ha sido aceptada universalmente.²⁴

HALLAZGOS UTERINOS NORMALES

Desde el punto de vista anatómico, el útero suele dividirse en al menos tres secciones, aunque los límites precisos son difíciles de determinar con ecografía. El **fondo** uterino es la porción más superior del útero, a menudo definida como la porción superior a los orificios de las trompas de Falopio. El **cuerpo del útero** es la porción más grande y se encuentra entre el fondo y el cuello uterino. A veces, se utiliza el término **istmo** o **segmento uterino inferior**, que suele referirse a la región en la que el cuerpo del útero se vuelve ligeramente más delgado justo por encima del cuello uterino. Se trata de la porción relativamente menos vascularizada del útero, por lo que se utiliza para las **cesáreas transversales bajas**. El **cuello uterino** es la porción inferior del útero entre el orificio cervical externo y el orificio cervical interno. El orificio cervical interno suele ser difícil de localizar con precisión en el útero no gestante y en el primer trimestre temprano.

La posición del útero es variable y cambia con la distensión vesical o rectal (Figura 28.2). También puede cambiar durante el curso del examen ecográfico en respuesta a cambios en el llenado de la vejiga, la presión del transductor de TVS, el cambio de posición de la paciente con los pies en los estribos para la parte de TVS del examen, o la presión de la mano del examinador sobre la pared abdominal inferior. El término “versión” se utiliza para describir el eje sagital del cuello uterino con respecto al eje sagital de la vagina. El término “flexión” se utiliza para describir el eje sagital del cuerpo uterino con respecto al eje sagital del cuello uterino. Se trata de determinaciones subjetivas.

La dirección de la flexión y la versión suele ser la misma, y lo más frecuente es que el útero se encuentre antevertido y anteфлекionado.²⁵ La posición antevertida y retroflexionada se asocia a cesáreas previas, debido a las cicatrices formadas entre el segmento uterino inferior y la vejiga.²⁵ Del mismo modo, en pacientes con endometriosis, el útero puede adherirse a los implantes peritoneales y adoptar una posición retroflexionada persistente. En ocasiones, el eje sagital del útero coincide con el eje sagital de la vagina. Dicha posición, denominada axial, vertical, posición media o parcialmente retrovertida,²⁵⁻²⁷ suele limitar la evaluación del útero mediante TVS, ya que su eje largo se encuentra en línea recta alejándose del transductor. Se puede intentar modificar la posición uterina desplazando el transductor hacia el fondo del saco vaginal anterior o posterior y ejerciendo una ligera presión con el transductor o la mano que no realiza la exploración sobre la pared abdominal inferior. Al evaluar si una masa miometrial es anterior o posterior en un útero retrovertido o retroflexionado, el útero debe moverse a la posición anatómica (antevertido anteфлекionado) y describir las paredes anterior y posterior en esa posición imaginada.

El tamaño uterino varía en función de la edad de la paciente, el estado menstrual (premenárquica, en edad reproductiva y después de la menopausia) y la gravidez.^{13,28-30} En mujeres adultas nulíparas, un útero normal tiene forma de pera, con un diámetro y longitud del cuerpo aproximadamente el doble que el cuello uterino.³¹ Por lo general, mide menos de unos 8 cm de longitud, 5 cm de anchura y 4 cm de diámetro anteroposterior (AP). La paridad (embarazo) puede aumentar el tamaño normal en 1-2 cm en cada dimensión.^{29,28,32} Después de la menopausia, el útero se atrofia, produciéndose la disminución de tamaño más rápida en los primeros 10 años tras el cese de la menstruación.²⁹ En pacientes mayores de 65 años, el útero oscila entre 3,5 a 6,5 cm de longitud y de 1,2 a 1,8 cm de diámetro AP.³² A medida que aumenta el tiempo transcurrido desde la menopausia, el cuerpo del útero disminuye de tamaño con mayor rapidez que el cuello uterino, y el útero obtiene una configuración premenárquica con el cuerpo uterino más pequeño que el cuello uterino. Cuando se mide el útero, es importante medir los tres planos en un momento similar. El llenado de la vejiga puede alargar artificialmente el útero y disminuir las dimensiones transversal y anteroposterior. La ecografía TVS puede limitar la capacidad de medir la longitud uterina si esta se extiende más allá de la zona visualizada por la TVS. En general, en las medidas uterinas se obtienen TA, y solo se miden TV cuando las medidas TA están limitadas por la visibilidad o no se realizan. Del mismo modo, cuando se compara el tamaño uterino entre exámenes, evaluar el cambio de longitud de forma aislada de las mediciones AP y transversal tiene una utilidad limitada. Dado que el llenado de la vejiga puede alterar la longitud medida del útero, es mejor comparar las tres mediciones, o incluso un volumen, para interpretar el cambio de tamaño entre exámenes.

En las pacientes premenopáusicas, el endometrio varía de aspecto y grosor durante el ciclo menstrual³³⁻³⁸ (Figura 28.3). El endometrio se compone de una capa funcional superficial y una capa basal profunda. La capa funcional se engrosa durante la mayor parte del ciclo menstrual y se desprende con la menstruación. La fase proliferativa del ciclo antes de la ovulación está bajo la influencia de los estrógenos, mientras que la progesterona es la principal responsable del mantenimiento del endometrio en la fase secretora tras la ovulación. La capa basal permanece intacta durante el ciclo y contiene las **arterias espiraladas**, que se vuelven tortuosas y alargadas para irrigar la capa funcional a medida que esta se engrosa. Mientras que la

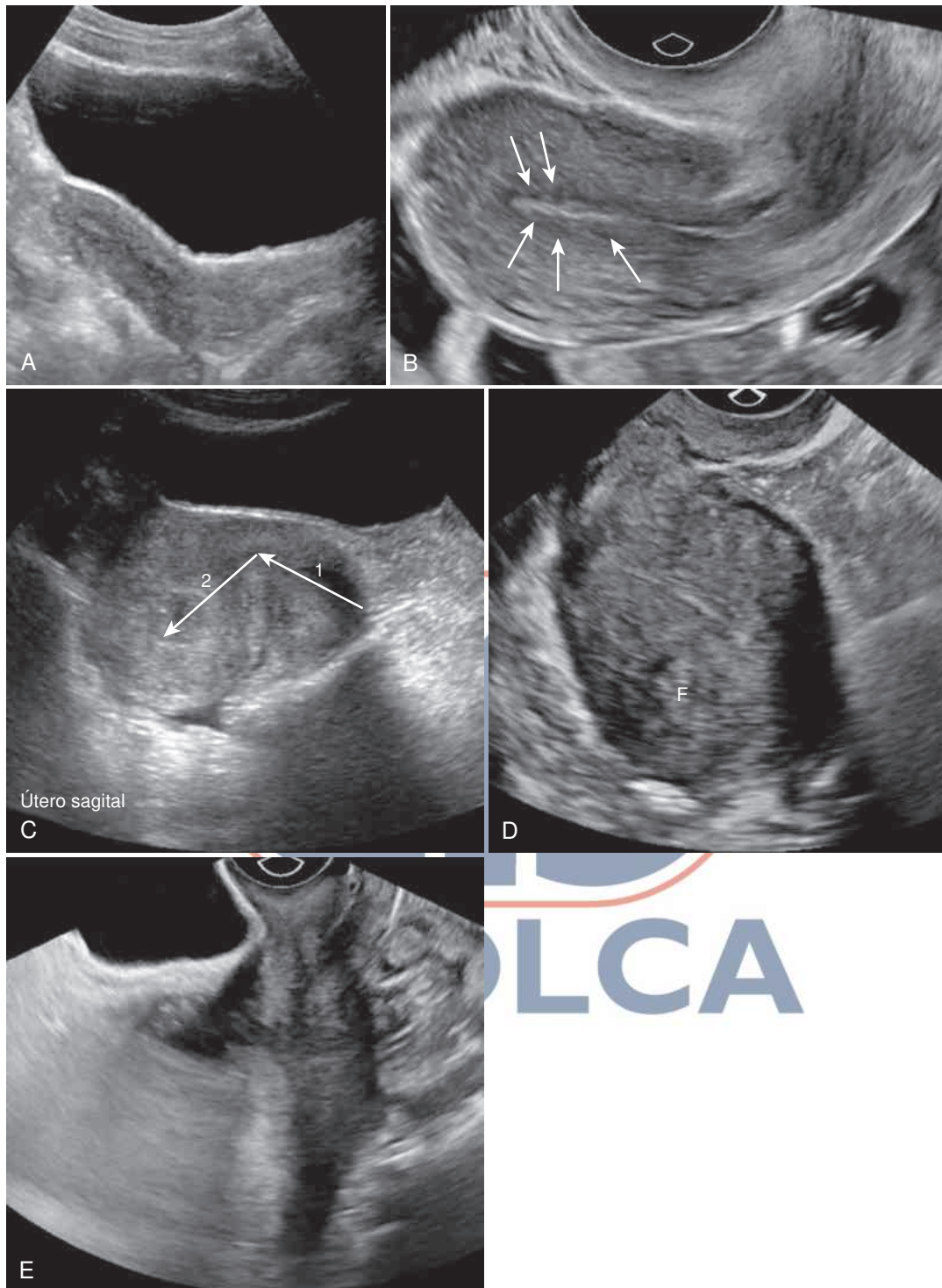


FIGURA 28.2. Posiciones uterinas en el plano sagital. (A) Posición antevertida, en anteflexión en la ecografía transabdominal (TAS). (B) Antevertido en anteflexión en la ecografía transvaginal (TVS). Obsérvense los múltiples fibromas intramurales diminutos (*flechas*) de extensión submucosa, que dan un aspecto festoneado al endometrio. (C) Posición retroflexionada antevertida. Obsérvese la posición del cuello uterino sobre la vagina (anteversión, *flecha 1*) y la posición del cuerpo del útero con respecto al cuello uterino (retroflexión, *flecha 2*). (D) Posición de retroflexión en TVS. Como no se puede ver la orientación del cuello uterino con respecto a la vagina, no se puede evaluar la versión del útero. El cuerpo uterino y el fondo del útero pueden verse mal con una posición uterina así, como en este caso. Obsérvese el fibroma (F) en el miometrio anterior. (E) Posición uterina axial en la TVS. El útero y el endometrio suelen verse mal en esta posición.

visualización de la vascularidad endometrial solía indicar siempre una lesión, con la tecnología actual las arterias espiraladas se ven a menudo entrando en el endometrio perpendicularmente a la longitud del

endometrio. Cualquier flujo vascular en paralelo con el endometrio es típicamente una masa focal como un pólipo, y menos probablemente un cáncer en un pólipo. El índice de resistencia de las arterias

espiraladas (AUC = 0,90) y la velocidad sistólica máxima de las arterias espiraladas (AUC = 0,82) muestran beneficios en la evaluación de mujeres posmenopáusicas con hemorragia, distinguiendo aquellas con cáncer endometrial, endometrio normal o hiperplasia.³⁹ La remodelación de las arterias espiraladas es crucial para el desarrollo normal del embarazo.⁴⁰

Para medir el grosor del endometrio, debe hacerse en el plano sagital del útero, perpendicular al eje longitudinal del endometrio, en el punto más grueso del endometrio (normalmente en la porción fúndica del endometrio), incluyendo las capas anterior y posterior.⁴¹ Si hay líquido en la cavidad endometrial, debe excluirse de la medición. Si no se puede ver todo el endometrio, lo que ocurre hasta en el

10 % de las pacientes, no se debe informar la medición del grosor y, en su lugar, se debe informar que no se puede medir de forma fiable.⁴¹ Esta evaluación limitada del endometrio se produce por varias razones, como fibromas, obesidad marcada y posición uterina.⁴² La SHG puede ser útil en estos casos, aunque si se explora a una mujer posmenopáutica por hemorragia anormal y el endometrio se visualiza mal, el siguiente paso suele ser una biopsia endometrial.

Durante la **fase menstrual**, el endometrio suele ser una fina línea hiperecoica, pero puede ser irregular o contener una pequeña cantidad de líquido o restos debidos a productos sanguíneos. Durante la **fase proliferativa**, el endometrio se engrosa ligeramente, y más adelante en la fase proliferativa desarrolla un aspecto multicapa, también conocido

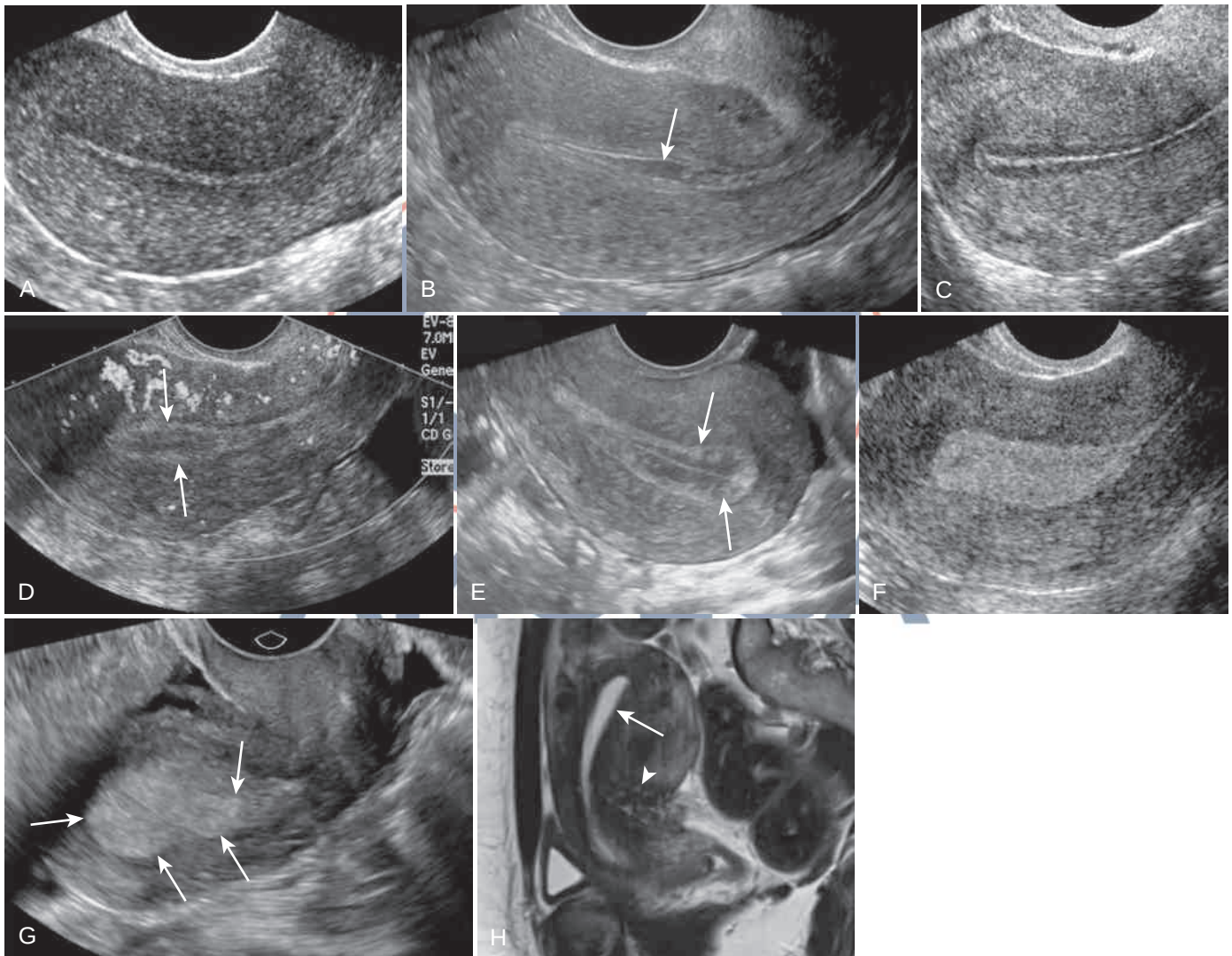


FIGURA 28.3. Endometrio de apariencia normal. Todas las imágenes son de ecografía transvaginal sagital (TVS). (A) Endometrio normal delgado (1-2 mm) que puede verse en la fase menstrual o en la fase proliferativa muy temprana. Un aspecto similar es normal en las mujeres posmenopáusicas. (B) Endometrio delgado normal con trazas de líquido (flecha) en la cavidad endometrial en la fase menstrual. (C) Aspecto **multicapa**, también conocido como **triple capa** o **trilaminar** (o **signo del sándwich**), típico de la fase proliferativa media a tardía. (D) En la fase secretora, el endometrio comienza a hacerse hiperecoico, normalmente empezando en el borde externo (flechas) y progresando hacia el interior. (E) A medida que el endometrio se vuelve hiperecoico en la fase secretora, a veces lo hace de forma irregular, lo que puede simular pólipos. Estos se han denominado "**moguls endometriales**" o "**seudopólipos**" (flechas). (F) Aspecto hiperecoico ligeramente heterogéneo del endometrio en la fase secretora tardía. (G) Aspecto hiperecoico heterogéneo de la fase secretora tardía con sugerencia de masas focales (flechas). La repetición de la exploración en la fase proliferativa del ciclo menstrual puede ser útil en estos casos. (H) El endometrio normal en la IRM es uniformemente hiperintenso en la imagen ponderada en T2. También se observan placas endometriales con focos quísticos debidos a adenomiosis (puntas de flecha), así como miomas de baja intensidad de señal en esta paciente que presenta un útero aumentado de tamaño con fibromas y adenomiosis.

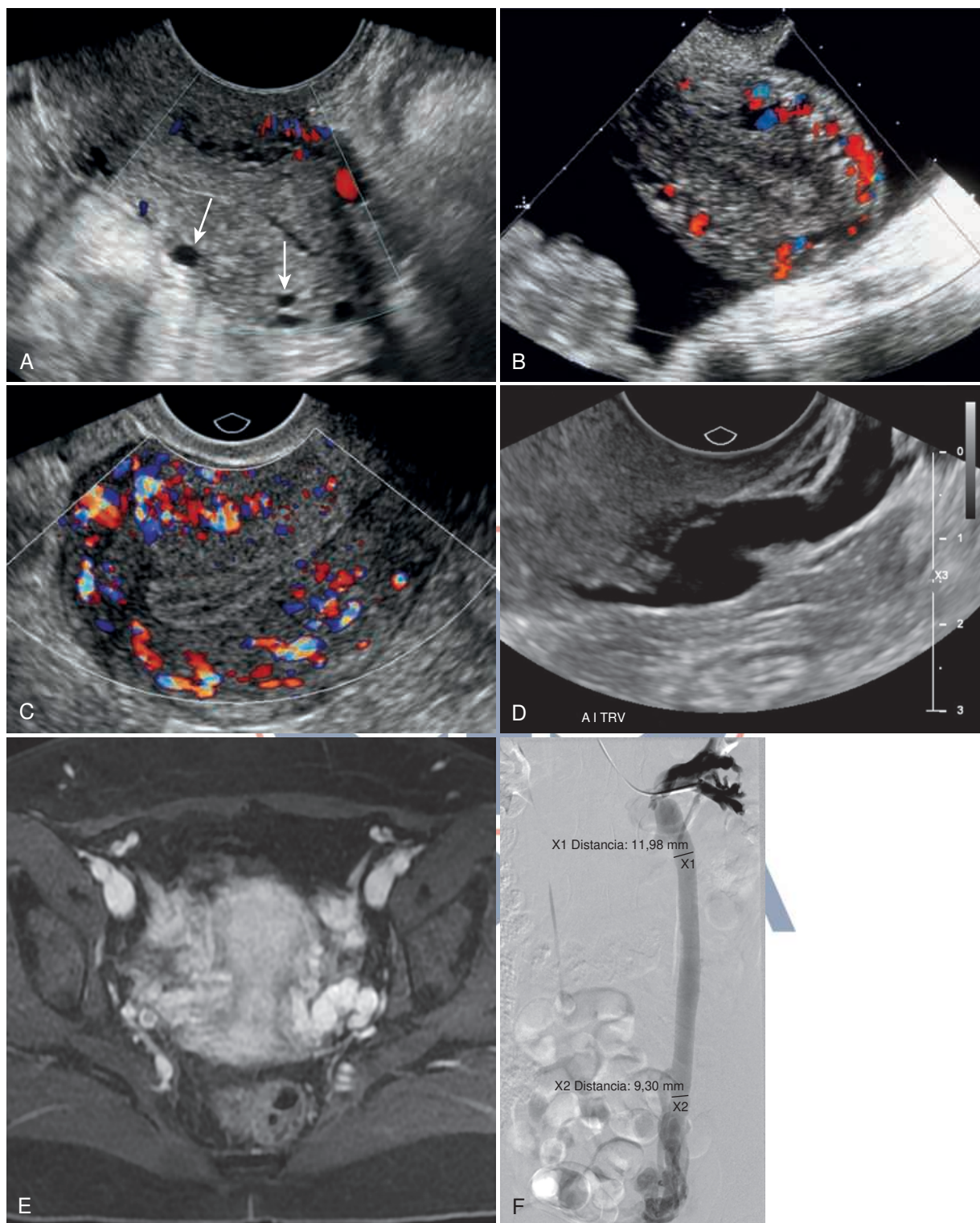


FIGURA 28.4. Venas miometriales y anexiales. (A y B) Dos pacientes con **venas arcuatas prominentes**. La ecografía transvaginal (TVS) muestra venas prominentes en el tercio externo del miometrio con flujo demostrado por Doppler. Se trata de las venas arcuatas, cuya dilatación por sí sola no tiene consecuencias clínicas. Los vacíos de flujo no deben confundirse con quistes miometriales. La imagen B también muestra una cantidad sustancial de líquido libre pélvico. (C) Imagen Doppler color de una paciente normal con vasos arcuatos prominentes. (D) Cuando las venas miometriales son prominentes, a menudo hay várices pélvicas, que pueden verse junto con el **síndrome de congestión pélvica y su dolor crónico de pelvis asociado**. En esta paciente con dolor pélvico crónico inexplicable se observan grandes várices pélvicas anexiales izquierdas que miden hasta 8 mm en la ecografía. (E) Imagen de IRM poscontraste T1 saturada de grasa de la misma paciente que muestra las correspondientes várices anexiales izquierdas. (F) La angiografía de sustracción digital posterior muestra la vena gonadal izquierda dilatada y las várices anexiales izquierdas. Dos meses después de la embolización, la paciente refirió una resolución completa de los síntomas y la capacidad de reanudar las actividades cotidianas que antes se veían inhibidas por el dolor.

como trilaminar o de triple capa, o de “sándwich”. Este aspecto se debe a la delgada línea ecogénica central que representa las superficies mucosas endometriales opuestas, la capa funcional del endometrio que se vuelve relativamente hipoeoica, y una delgada línea ecogénica externa. La línea externa ecogénica fina puede ser la capa basal del endometrio o la interfase entre el endometrio y el miometrio. Un posible riesgo en la medición del endometrio es confundir el miometrio interno hipoeoico con parte del endometrio. Por lo general, es posible distinguirlo, ya que el aspecto multicapa de la fase proliferativa presenta una línea ecogénica externa definida, mientras que el miometrio interno hipoeoico no presenta dicha línea ecogénica externa definida.

Después de la ovulación, en la **fase secretora**, la capa funcional del endometrio se vuelve hiperecoica, generalmente comenzando en el borde externo y progresando hacia el interior. En general, se vuelve uniformemente hiperecoica a mediados o finales de la fase secretora.³⁵⁻³⁸ El endometrio tiende a presentar un realce acústico más distal en la fase secretora, que puede confundirse con el propio endometrio cuando este se ve mal. El endometrio secretor puede medir hasta 16 - 20 mm (aunque no existe un límite superior aceptado de normalidad), y su aspecto es frecuentemente heterogéneo, sobre todo en la fase secretora tardía. En ocasiones, los pliegues endometriales simulan pólipos durante la fase secretora.^{41,42} Se debe ser cauteloso antes de diagnosticar pólipos o un endometrio anormalmente grueso durante la fase secretora del ciclo menstrual y, si la paciente tiene un sangrado anormal como síntoma, considerar la ecografía de seguimiento al principio de la fase proliferativa, después de que la paciente ya no esté menstruando (normalmente el día 5-12).

En las mujeres posmenopáusicas, el endometrio es normalmente fino (< 5 mm) y de aspecto homogéneamente hiperecoico. En las mujeres posmenopáusicas sin hemorragia vaginal, el límite superior de grosor aceptable se sitúa entre 8 y 11 mm.⁴³⁻⁴⁸ Cabe señalar que estos límites son mayores de lo esperado para un endometrio atrófico, y que podría haber pólipos o hiperplasia. Pero, como el cáncer tiende a sangrar de manera temprana, este umbral más alto en las mujeres posmenopáusicas que no sangran es aceptable para limitar el número de biopsias endometriales por enfermedad benigna. Cuando hay sangrado vaginal anormal, el límite superior del grosor normal se basa en el compromiso entre sensibilidad y especificidad, y se han sugerido umbrales de 3-5 mm. Estos se describen con más detalle en la sección sobre hemorragia posmenopáusica.

El miometrio normal es homogéneo en ecogenicidad y consta de tres capas. La **capa intermedia** es la más gruesa y tiene una textura uniformemente homogénea de ecogenicidad baja a moderada. La **capa externa** es ligeramente menos ecogénica que la capa intermedia y está separada de ella por los vasos arcuatos. La **capa interna** del miometrio es fina, compacta y relativamente hipoeoica e hipovascular.^{49,50} Esta capa interna también se ha denominado **halo subendometrial**. Debe tenerse en cuenta que no es lo mismo que la zona de unión en la IRM.⁵¹

Las **arterias arcuatas** se sitúan entre las capas externa e intermedia del miometrio y se ramifican en las **arterias radiales**, que discurren por la capa intermedia hasta el nivel de la capa interna. Luego, las arterias radiales se ramifican en las **arterias espiraladas**, que penetran en el endometrio e irrigan la capa funcional. Las arterias espiraladas son cruciales para el desarrollo normal del embarazo. Las **venas uterinas** son más grandes que las arterias arcuatas que las acompañan y, con frecuencia, se identifican como pequeñas áreas focales anecoicas o

hipoeoicas en el tercio externo del miometrio.⁵² Estas venas pueden ser prominentes y simular quistes (Figura 28.4). Aunque el Doppler es útil para confirmar la naturaleza vascular de estos espacios, el flujo puede ser demasiado lento para ser detectado por el Doppler color. El Doppler de potencia puede ser útil en este caso; no obstante, la observación de estos espacios con imágenes en escala de grises en tiempo real, especialmente con ajustes de ganancia aumentados, mostrará normalmente el movimiento de los ecos dentro de las venas, confirmando su naturaleza vascular. Pueden aparecer pequeñas calcificaciones en el tercio externo del miometrio (Figura 28.5), normalmente en las arterias arcuatas, y se observan con mayor frecuencia en mujeres posmenopáusicas.^{53,54} Aunque se ha sugerido que estas calcificaciones son más frecuentes en mujeres con enfermedades sistémicas como diabetes *mellitus*, hipertensión e insuficiencia renal, la literatura solo describe un pequeño número de pacientes.^{13,53,54} La localización periférica y la naturaleza lineal difusa de estas calcificaciones vasculares ayudan a distinguirlas de los miomas calcificados. Al medir el útero de una mujer posmenopáusica, debe tenerse cuidado de incluir el miometrio que rodea el exterior de estas calcificaciones.

Las **contracciones miométriales**, aunque son más frecuentes durante el embarazo, pueden visualizarse ocasionalmente en el miometrio interno de mujeres no embarazadas.⁵⁵ Sin embargo, se trata de contracciones sutiles que con poca frecuencia simulan una masa como un fibroma. La reexploración de la zona al cabo de 15-20 minutos permite confirmar el diagnóstico de una contracción y excluir un mioma simulado.

Los focos ecogénicos puntiformes, a menudo sin sombra acústica, pueden encontrarse en la interfase endometrio/miometrio (Figura 28.6). Se dispone de pocos datos sobre este hallazgo, pero no parece tener importancia clínica y puede deberse a una calcificación distrófica relacionada con una infección uterina o instrumentación previa.⁵⁶

El cuello uterino contiene con frecuencia quistes, la mayoría de los cuales son **quistes de retención mucosa** y suelen denominarse **quistes de Naboth**. A menudo, aparecen como quistes simples (de paredes finas, anecoicos, redondos/ovalados), pero ocasionalmente presentan ecos internos (Figura 28.7). Aunque variables en tamaño y número, la mayoría de los quistes de Naboth son pequeños y carecen

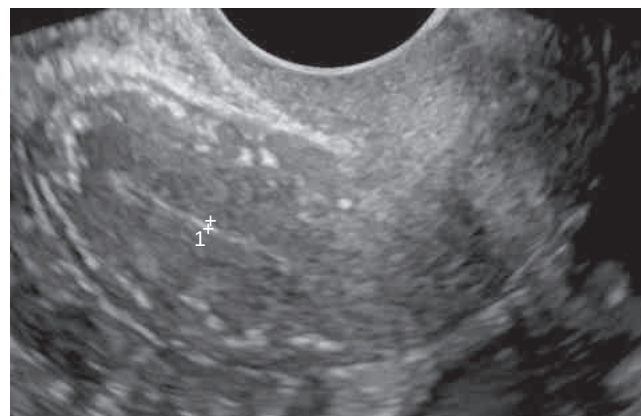


FIGURA 28.5. Calcificaciones de la arteria arcuata. La ecografía transvaginal sagital (TVS) muestra múltiples focos ecogénicos en el miometrio externo debido a calcificaciones de la arteria arcuata. Estas calcificaciones suelen observarse en mujeres posmenopáusicas con enfermedades sistémicas como diabetes, hipertensión o insuficiencia renal.

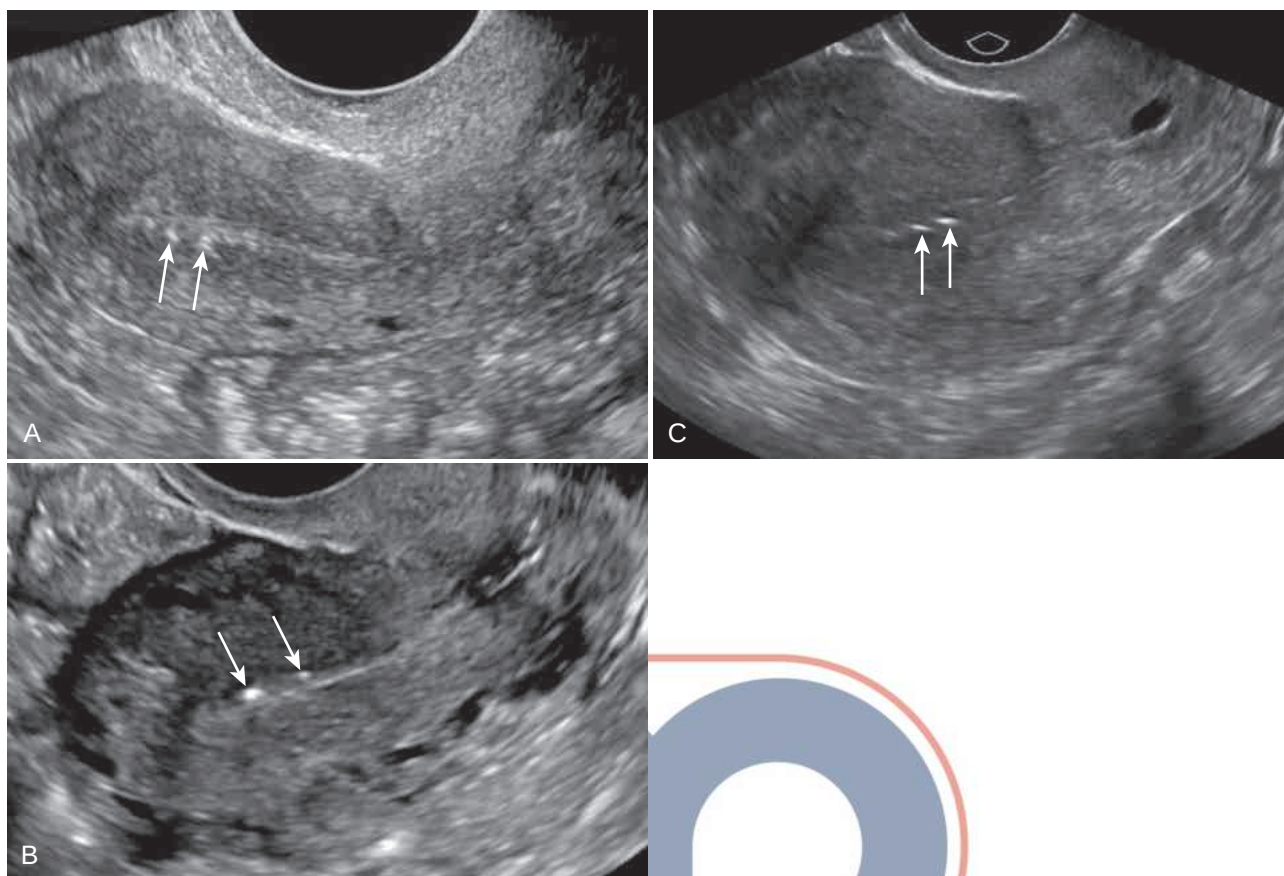


FIGURA 28.6. Calcificaciones en la interfase miometrio/endometrio. (A-C) Imágenes sagitales de ecografía transvaginal (TVS) en tres pacientes muestran unos pocos focos ecogénicos punteados (*flechas*), en la interfase del miometrio y endometrio. No hay masas asociadas. Este hallazgo es de dudosa importancia, pero puede estar relacionado con una instrumentación uterina previa o con una infección.

de importancia clínica.⁵⁷ Los pliegues mucosos del cuello uterino, denominados *plicae palmatae*, se observan con mayor frecuencia en la IRM, pero en ocasiones pueden verse en la TVS (véase la Figura 28.7D). También pueden observarse pequeños focos ecogénicos en la porción interna del cuello uterino, con mayor frecuencia en la región del orificio interno, y se consideran clínicamente insignificantes⁵⁸ (véase la Figura 28.7E). La parte interna del cuello uterino suele aparecer ligeramente hipoeoica en comparación con la parte externa y puede simular una masa (véanse las Figuras 28.7G y H). La naturaleza uniforme y alargada de este hallazgo debería ayudar a distinguirlo de una verdadera masa. Cuando se ha realizado una histerectomía supracervical, el cuello uterino remanente debe medirse e incluirse en un informe (véase la Figura 28.7I). El tamaño del cuello uterino puede a veces simular una masa en la exploración física.

ANOMALÍAS DEL CONDUCTO MÜLLERIANO

Las anomalías del conducto mülleriano (MDA, por sus siglas en inglés) son frecuentes, con una prevalencia estimada que oscila entre el 6 % en la población general y el 15 % en poblaciones con pérdidas recurrentes de embarazos,⁵⁹ con porcentajes que varían según las definiciones utilizadas. Los aspectos de fertilidad de estas anomalías se tratan con más detalle más adelante en este capítulo.

Embriología

Los **conductos paramesonéfricos** forman la mayor parte del aparato genital femenino. Las porciones fusionadas caudales forman el **primordio uterovaginal**, que da origen al útero y a la parte superior de la vagina. El estroma endometrial y el miometrio derivan del mesénquima esplácnico. El desarrollo uterino está regulado por el gen HOXA10.⁶⁰ Las MDA son el resultado de detenciones del desarrollo del primordio uterovaginal durante la octava semana por: (1) desarrollo incompleto de un conducto paramesonéfrico, (2) falta de desarrollo de partes de uno o ambos conductos paramesonéfricos, (3) fusión incompleta de los conductos paramesonéfricos, o (4) canalización incompleta de la placa vaginal para formar la vagina.⁶⁰ Las definiciones clásicas de MDA de la American Fertility Society de 1988⁶¹ han sido sustituidas por una descripción mucho más compleja e inclusiva que incluye más información sobre el número de cuellos uterinos y las anomalías vaginales de la American Society for Reproductive Medicine ofrecida en 2021 (Figura 28.8).⁶² Dado que existen muchas definiciones de MDA,⁶³ y que algunas pacientes siguen presentando anomalías que abarcan categorías de categorización, es importante una descripción precisa de los distintos componentes de la anomalía, con descripción de las cavidades endometriales (total o parcialmente separadas entre sí), descripción de los cuernos y cuello uterino, así como mediciones que puedan ser aplicables, como la indentación del fondo uterino, el grosor septal y el grosor miometrial.

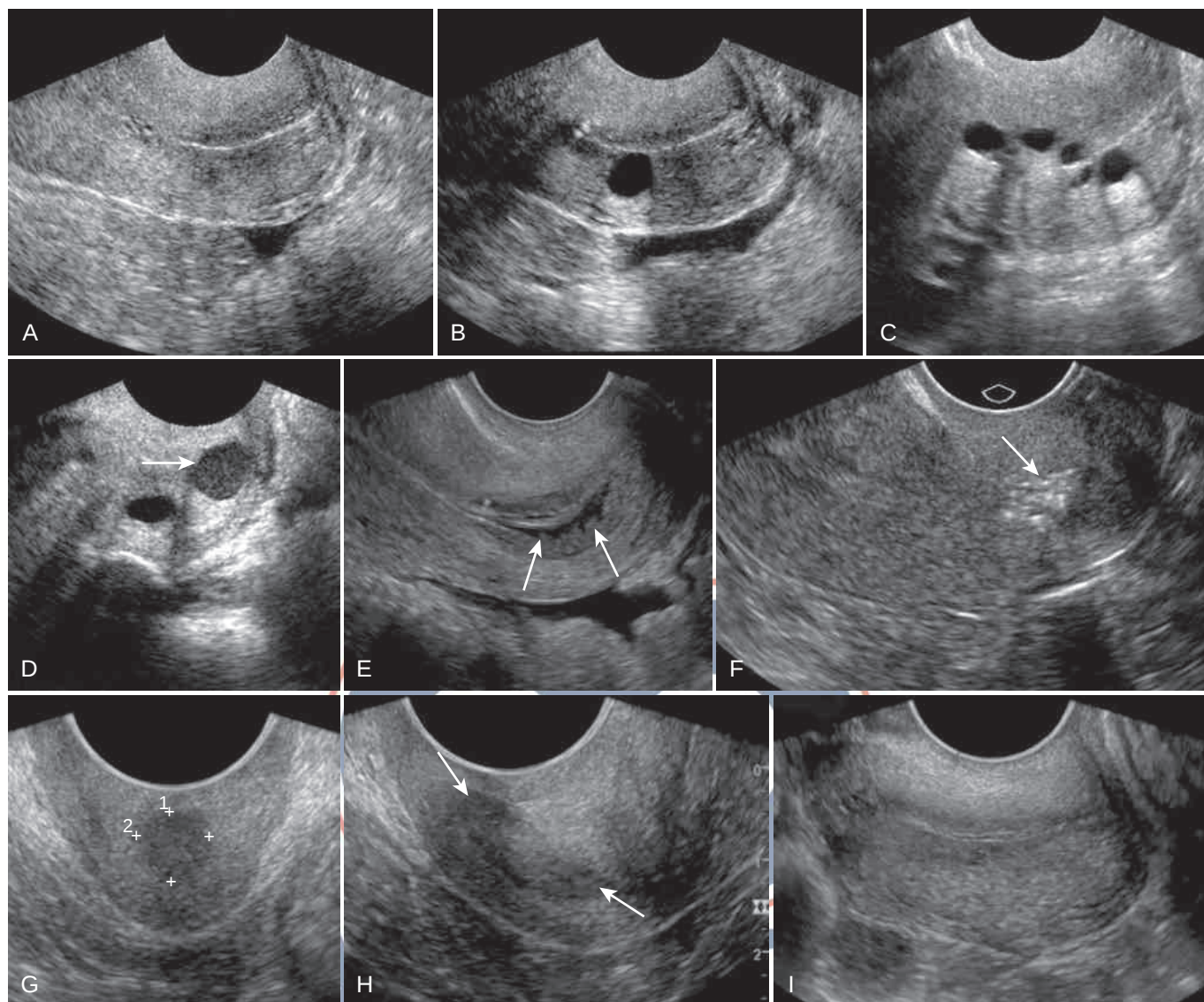


FIGURA 28.7. Hallazgos cervicales normales e insignificantes. Todas las imágenes son ecografías trans vaginales sagitales (TVS). **(A) Cuello uterino normal.** **(B) Quiste de Naboth** único. **(C)** Múltiples quistes de Naboth. **(D)** Quiste de Naboth con ecos internos (*flecha*), probablemente debido a material proteináceo o hemorragia. También hay un quiste de Naboth simple. **(E)** **Pliegues endocervicales.** Una pequeña cantidad de líquido en el canal endocervical ayuda a delinear algunas ondulaciones (dos de las cuales se indican con *flechas*), debidas a pliegues cervicales, también conocidos como *plicae palmatae*. Pueden verse con mayor facilidad cuando hay una pequeña cantidad de líquido en el canal endocervical, como en este caso. **(E y F)** Múltiples **ecogenicidades punteadas en la región del orificio interno.** Estas ecogenicidades punteadas (*flecha*) sin masa asociada no tienen ninguna consecuencia clínica. **(G y H) Seudomasa cervical.** **(G)** TVS transversal de cuello uterino muestra una zona hipoeoica central simulando una masa (*calibradores*). **(H)** TVS sagital en la misma paciente muestra la naturaleza lisa y alargada de la porción interna del cuello uterino (entre las *flechas*) en un útero retroflexionado. La porción interna del cuello uterino es, a veces, relativamente hipoeoica con respecto a la porción externa y puede simular una masa. **(I)** **Histerectomía supracervical.**

El **útero didelfo** (útero doble) es el resultado de un fallo en la fusión de las partes inferiores de los conductos paramesonéfricos. Puede asociarse a una vagina doble o única. Si la duplicación afecta solo a la parte superior del cuerpo del útero, se denomina **útero bicorne**. Si se frena el crecimiento de un conducto paramesonéfrico y los dos conductos no se fusionan, se desarrolla un **útero unicornte con un cuerno rudimentario** (*cornu*). Cabe señalar que algunos llaman a esto útero bicorne con un cuerno rudimentario, pero el esquema de categorización lo considera unicornte. El cuerno rudimentario puede o no tener endometrio y puede o no comunicarse con la cavidad endometrial del cuerno uterino principal. Un **útero unicornte** se desarrolla

cuando un conducto paramesonéfrico no se desarrolla normalmente; esto, en ausencia de un cuerno rudimentario, da lugar a un útero con una trompa de Falopio.⁶⁰ Cuando el tabique medio formado por las paredes mediales de los conductos müllerianos no se reabsorbe, se presenta un **útero tabicado**. La definición 2021 de útero tabicado es la de un tabique endometrial de más de 1 cm de longitud medido desde la línea bicorne con el borde anterior del tabique formando un ángulo de menos de 90 grados.⁶²

Otras anomalías pueden observarse en pacientes expuestas al **dietilestilbestrol (DES)** en el útero, aunque esto se ve con menos frecuencia ahora, ya que su uso se interrumpió a principios de la

ASRM CLASIFICACIÓN DE LAS ANOMALÍAS MÜLLERIANAS 2021



Escanee el código QR para ver la herramienta ASRM MAC 2021 (página 1 de 2)
©2021 American Society for Reproductive Medicine

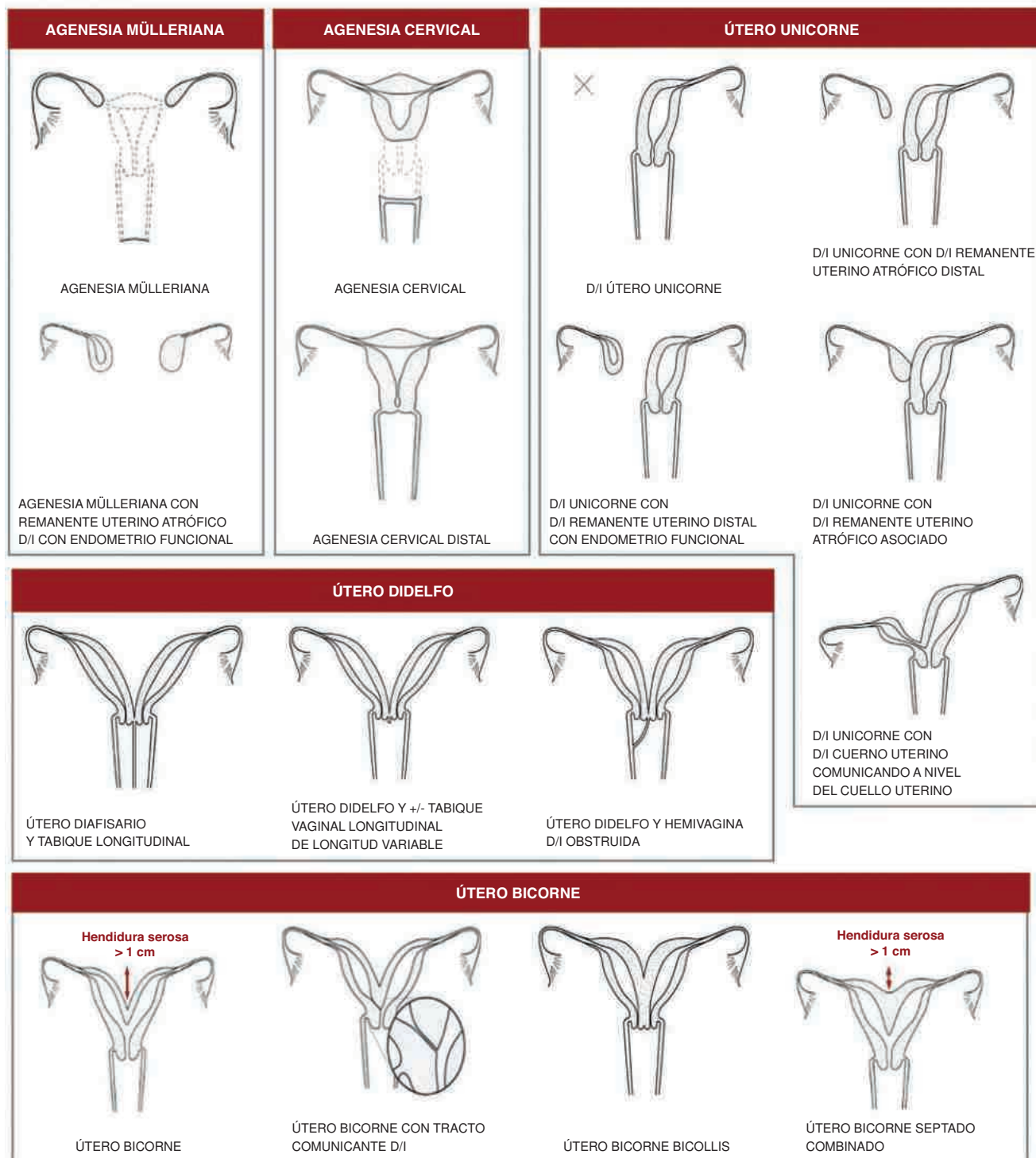


FIGURA 28.8. Sistema de clasificación 2021 de la American Society for Reproductive Medicine (ASRM) para el diagnóstico de anomalías müllerianas. (Reproducido con permiso de Pfeifer SM, Attaran M, Goldstein J, et al. *ASRM Müllerian anomalies classification 2021. Fertil Steril.* 2021;116:1238-1252).⁶²

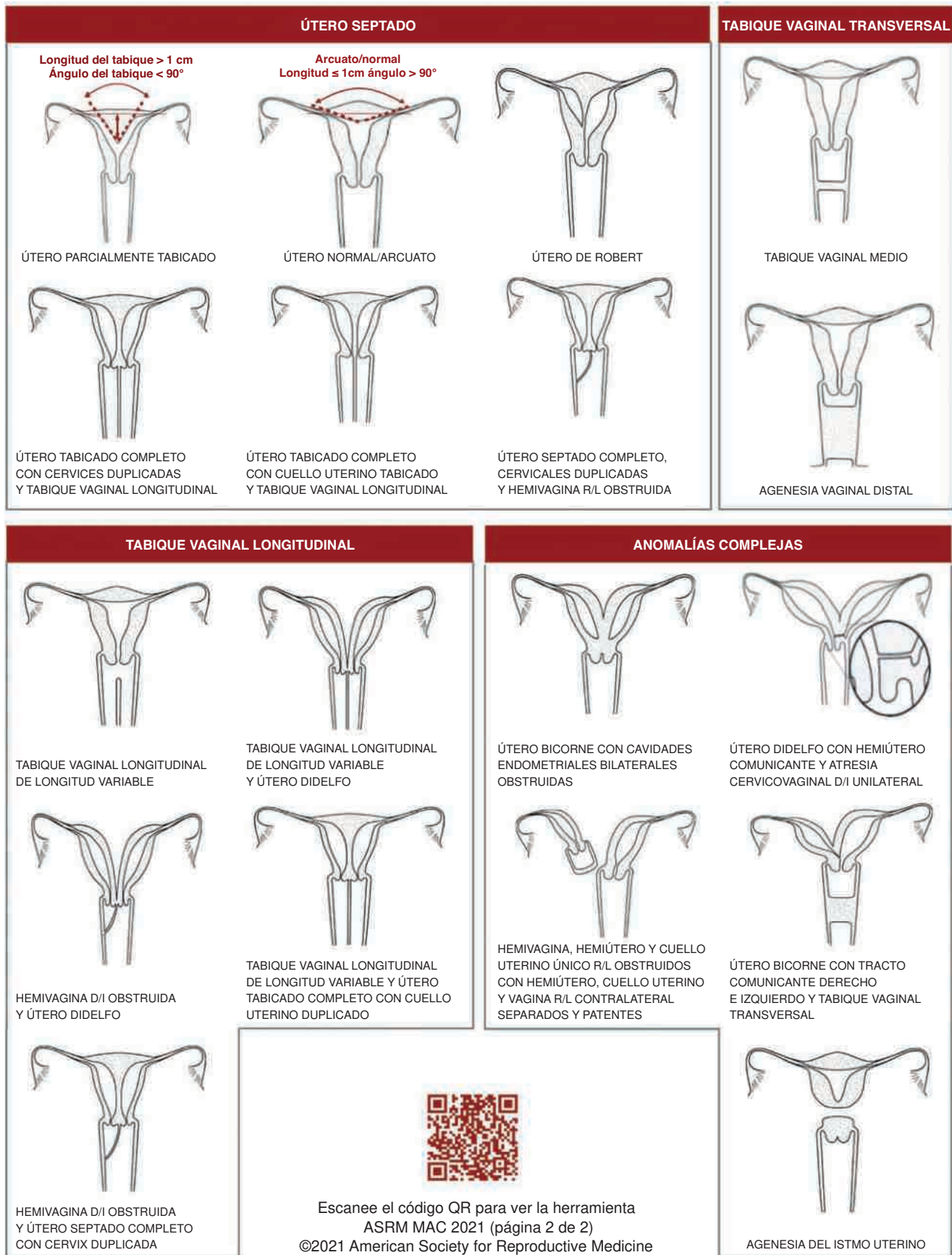


FIGURA 28.8. Continuación.

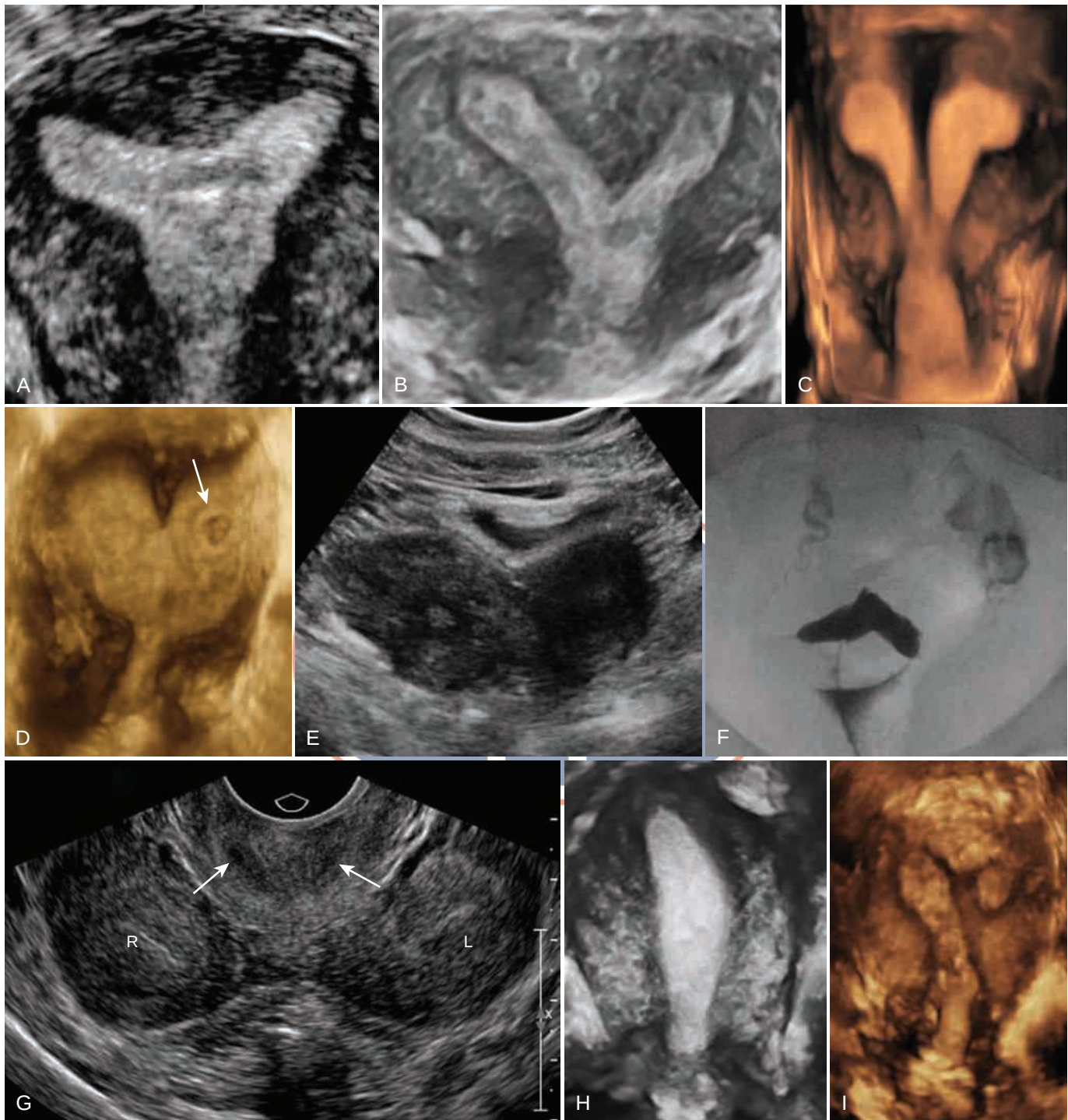


FIGURA 28.9. Anomalías müllerianas. (A-D) y (H) son imágenes coronales 3D reconstruidas. (E) y (G) son imágenes coronales oblicuas obtenidas directamente de imágenes 2D. (A) **Útero arcuato.** Obsérvese la mínima indentación del endometrio del fondo uterino. (B) **Útero subseptado.** (C) **Útero septado** completo. Obsérvese cómo el tabique se extiende hasta el cuello uterino. Véase el Video 28.1 (D) **Útero tabicado** con embarazo en el cuerno izquierdo. (E) **Útero bicornue.** Obsérvese cómo los dos cuernos divergen en la imagen. Otras imágenes muestran un cuello uterino único (no mostrado) y dos cuernos uterinos separados. Véase el Video 28.2. (F) **Histerosalpingografía** de anomalía de duplicación uterina. En esta imagen no se puede distinguir si se trata de un útero septado o bicornue. Para distinguir entre estas entidades, es necesario obtener imágenes adicionales del fondo uterino. (G) **Útero didelfo.** Obsérvense dos cavidades uterinas separadas (R, L) y dos cuellos uterinos (flechas). Las cavidades endometriales estaban siempre separadas. Véase el Video 28.3. (H) **Útero unicornue.** Véase el Video 28.4. (I) **Útero unicornue derecho con cuerno izquierdo no comunicante.** Esta imagen 3D se tomó para mostrar las cavidades endometriales. Otras vistas (no mostradas) demostraron un miometrio de apariencia normal en el cuerno derecho, y un miometrio adelgazado en el izquierdo.

década de 1970. En la exposición al DES, la ecografía puede demostrar una disminución difusa del tamaño del útero y una cavidad uterina irregular en forma de T.^{64,65} Sin embargo, el diagnóstico de un útero en forma de T es subjetivo, y el acuerdo entre un grupo de expertos fue solo moderado (κ de 0,43);⁶⁶ los autores sugieren en su lugar utilizar una combinación de profundidad de indentación lateral interna ≥ 7 mm, ángulo de indentación lateral ≤ 130 grados y ángulo en T ≤ 40 grados, y en caso contrario, si solo está presente uno de los criterios y no se observan otras anomalías, calificar el útero de normal.⁶⁶

▶ La vista coronal del útero es importante para muchas de las MDA (Figura 28.9, Video 28.1-28.4), en especial cuando se intenta diagnosticar las anomalías más comunes como el útero tabicado. Normalmente no se puede obtener una vista del útero en su plano coronal con la TVS bidimensional (2D), aunque en ocasiones se puede obtener una vista coronal del útero con la TAS cuando hay poco líquido en la vejiga urinaria y el útero está antevertido y anteфлекionado. Así pues, la ecografía 3D suele ser necesaria para determinar el tipo de MDA.^{67,68} En un estudio de 2013 realizado por Ludwin et al., la SHG y la TVS 3D tenían una capacidad diagnóstica similar a la histeroscopia en la diferenciación entre útero normal, útero arcuato, útero tabicado y útero bicorne.⁶⁹

La distinción más frecuente en la práctica clínica es cuando el endometrio aparece ligeramente dividido en la ecografía 2D y es necesario determinar si se trata de un útero arcuato, septado o bicorne. Se trata de una distinción importante, sobre todo para las pacientes con infertilidad, ya que las MDA tienen consecuencias reproductivas. Un **útero tabicado** en una paciente con múltiples abortos espontáneos, por lo general, se tratará quirúrgicamente (ya que el tabique puede tener un suministro sanguíneo deficiente y puede contener tejido fibroso o miometrial^{70,71} y se asocia con abortos espontáneos recurrentes), mientras que un útero bicorne generalmente no se tratará quirúrgicamente, pero se asocia con un cuello uterino incompetente (por lo tanto, se realizarán imágenes adicionales durante el segundo trimestre del embarazo). Con la vista coronal del útero reconstruida con TVS 3D, se debe evaluar el contorno del miometrio del fondo uterino. Si el miometrio del fondo uterino es convexo hacia el exterior o presenta una hendidura cóncava hacia el interior de menos de 1 cm (desde una línea de referencia a través de la cara superior del borde del miometrio en las dos regiones cornuales), la distinción se reduce a un útero septado (o subseptado) frente a un útero arcuato. El término “subseptado” o “septado parcial” se utiliza a veces cuando el tabique no se extiende por completo desde el fondo uterino hasta el cuello uterino. También existe una medida transversal.⁶² El útero arcuato tiene ahora una definición que será nueva para la mayoría de nuestros lectores. El útero arcuato tiene una longitud de indentación endometrial (de lado a lado del endometrio del fondo uterino) superior a 1,0 cm, con un contorno uterino externo normal. Ahora se ha incluido otra categoría necesaria, que es el útero combinado bicorne y tabicado, en el que existe una hendidura del fondo uterino superior a 1 cm, pero también un tabique uterino.⁶²

Si hay una hendidura de más de 1 cm en el miometrio fundal, generalmente hay que distinguir entre un útero bicorne y un útero didelfo. En el útero bicorne, las dos cavidades endometriales se unen en algún punto, normalmente justo por encima del cuello uterino. Puede haber un cuello uterino (*bicornis unicollis*) o dos (*bicornis bicolis*). En el útero didelfo, hay dos cuernos uterinos separados y dos cuellos uterinos, y las cavidades endometriales nunca se comunican.

La detención del desarrollo de un conducto mülleriano da lugar a formas variables de **útero unicorne**. El útero unicorne suele reconocerse

con facilidad en la ecografía 3D, ya que el útero unicorne “en forma de plátano” estará desviado hacia un lado de la pelvis, pero esta desviación uterina puede pasarse por alto en la ecografía 2D. Cuando se observa un útero unicorne, es importante determinar si hay un cuerno rudimentario y si ese cuerno rudimentario contiene endometrio, ya que esa determinación afectará generalmente al tratamiento de la paciente.^{72,73} Aproximadamente un tercio de las pacientes con útero unicorne no tendrán un cuerno rudimentario. De los aproximadamente dos tercios de pacientes con útero unicorne que tienen un cuerno rudimentario, aproximadamente la mitad tendrán endometrio en el cuerno rudimentario.^{72,73} En la mayoría de las pacientes con un **cuerno rudimentario** que tiene endometrio, el cuerno rudimentario no se comunica con el otro cuerno. Estas últimas pacientes tienen un mayor riesgo de endometriosis y embarazo por cuerno rudimentario, que tiene una alta probabilidad de rotura uterina. La hidrometra en el cuerno rudimentario puede confundirse con una masa uterina o anexial. A menudo, se recomienda la resección quirúrgica de un cuerno rudimentario que contenga endometrio, especialmente si no es comunicante.⁷³ No está claro con qué fiabilidad la ecografía, ya sea 2D o 3D, puede excluir la presencia de un cuerno rudimentario, ya que a veces son pequeños y pueden quedar ocultos por los gases intestinales. Si no se ve un cuerno rudimentario en la ecografía, se debe considerar la IRM para estar más seguro de que realmente no hay cuerno rudimentario.

Existen formas variables y a menudo complejas de **hipoplasia** o **agenesia uterina**. En estas pacientes puede no ser posible realizar una TVS y puede ser necesaria una IRM para definir la anatomía por completo, ya que puede haber pequeños restos uterinos difíciles de identificar ecográficamente. La forma más frecuente es el síndrome de Mayer-Rokitansky-Küster-Hauser, en el que la mayoría de las pacientes presentan agenesia uterina y vaginal.⁷⁴

Los **septos vaginales** pueden tener una orientación transversal o longitudinal y se observan con mayor frecuencia en el útero didelfo, aunque pueden aparecer en otras MDA. Un tabique transversal puede causar obstrucción y provocar **hematocolpos** o **hematometocolpos**. Un cuello uterino duplicado es un componente del útero didelfo, pero puede ocurrir con otras anomalías. Aparte de los cuellos uterinos claramente separados, puede ser difícil distinguir una verdadera duplicación cervical de un cuello uterino dividido por un tabique. Teniendo esto en cuenta, en las mujeres con cuello uterino doble es importante evaluar la anatomía uterina completa, ya que un útero tabicado completo es al menos tan frecuente como el útero didelfo.⁷⁵

Los riñones deben evaluarse en pacientes con MDA, ya que las anomalías renales se producen con mayor frecuencia en estos pacientes en comparación con la población general.⁷³ Las anomalías renales más comunes son la ausencia de riñón o el riñón ectópico. Los tipos más comunes de MDA que presentan anomalías renales asociadas son el útero didelfo (a menudo con agenesia renal ipsilateral a un cuerno obstruido) y el útero unicorne (normalmente agenesia renal ipsilateral al lado del cuerno ausente o rudimentario).

ANOMALÍAS DEL MIOMETRIO

La evaluación del miometrio y el endometrio es importante en pacientes con síntomas de masa pélvica, dolor pélvico y hemorragia anormal. Las hemorragias en la población premenopáusica tienen un diagnóstico diferencial diferente, ya que los trastornos de la menstruación y el embarazo pueden causar hemorragias anormales. Se ha introducido el

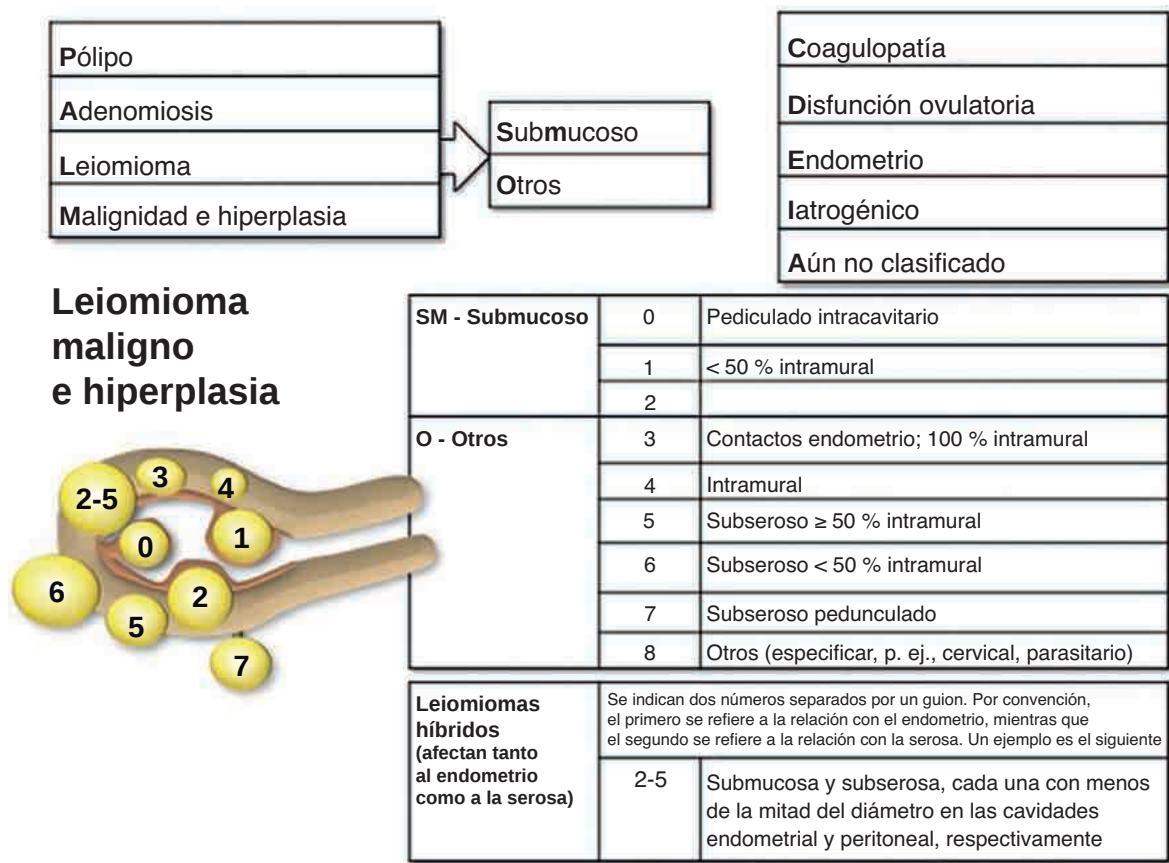


FIGURA 28.10. Clasificación PALM-COEIN de las hemorragias del FIGO Working Group of Menstrual Disorders. El pólipo, la adenomiosis, el leiomioma y la malignidad/hiperplasia están en un grupo, ya que la imagen ayuda al diagnóstico de estas anomalías. Los COEIN son etiologías de hemorragias que no se basan en la imagen. El sistema de clasificación de los fibromas muestra el espectro de las localizaciones de los fibromas, que van desde los intracavitarios en un pedúnculo hasta los submucosos, siendo el umbral menos del 50 % intracavitario y al menos el 50 % intracavitario. Los fibromas de tipo 4 son los que se encuentran completamente dentro del miometrio. Los fibromas subserosos también tienen un umbral del 50 % para distinguir los de los grados 5 y 6. Dado que este sistema no se utiliza universalmente, recomendamos describir la posición del fibroma, incluso si se incluye un sistema de gradación en el informe de imagen. Adaptado con permiso de Munro M.G. *Abnormal Uterine Bleeding*. 2010, Cambridge University Press: Cambridge.

acrónimo PALM-COEIN para etiologías de hemorragias premenopáusicas como pólipo, adenomiosis, leiomioma y malignidad/hiperplasia. Las COEIN son etiologías de hemorragias que no se basan en imágenes. Este sistema de clasificación también incluye un sistema para la clasificación de los miomas (Figura 28.10). En la población posmenopáusica con hemorragia uterina anormal, el carcinoma endometrial es el más preocupante, dada su mayor probabilidad en la población de edad avanzada (tema tratado más adelante en este capítulo).

Leiomiomas

Los **leiomiomas** uterinos, comúnmente denominados **fibromas**, son la tumoración más frecuente del útero. Son benignos y están compuestos por cantidades variables de músculo liso y tejido fibroso. La prevalencia a lo largo de la vida de los leiomiomas uterinos es superior al 80 % entre las mujeres negras y se aproxima al 70 % en las mujeres blancas.⁷⁶ Los fibromas son más frecuentes, tienden a presentarse a una edad más temprana, son más numerosos y de mayor tamaño en las mujeres de ascendencia africana que en las mujeres blancas o asiáticas.⁷⁷ Una combinación de alteraciones genéticas y factores endocrinos,

autocrinos, ambientales y de otro tipo, como la raza, la edad avanzada, la nuliparidad y el aumento del índice de masa corporal, desempeñan un papel en el desarrollo de los miomas.⁷⁸ Algunas mujeres con leiomiomas son asintomáticas, pero los leiomiomas, dependiendo de su localización y tamaño, pueden causar síntomas. Los síntomas asociados a los miomas alcanzan su máximo en los años perimenopáusicos y disminuyen después de la menopausia, probablemente debido al cambio de tamaño. La menorragia es el síntoma más frecuente y a menudo provoca anemia ferropénica.⁷⁸ Los mecanismos de la hemorragia intensa incluyen el aumento de la superficie endometrial, la fragilidad y congestión de los vasos sanguíneos, el deterioro de la acción plaquetaria, el deterioro de la contractilidad miometrial, la ectasia venosa uterina, el deterioro de la vasoconstricción de las arteriolas espirales, el aumento del factor de crecimiento transformante (TGF)-β3 y los cambios moleculares (p. ej., MMPS, VEGF, bFGF).⁷⁹ La segunda afección más frecuente que requiere tratamiento es la infertilidad. Los síntomas de presión debidos a miomas de gran tamaño pueden provocar dolor, disfunción intestinal, hidronefrosis o disfunción vesical.⁷⁶ Además, las mujeres con miomas sintomáticos tienen un mayor riesgo de desarrollar angustia emocional, depresión y ansiedad, lo que puede repercutir fuertemente en su calidad de vida.⁸⁰

Causas del agrandamiento uterino

Variante normal (mujer múltipara)
Fibromas
Adeniosis
Útero obstruido
Sarcoma uterino
Carcinoma cervical
Carcinoma endometrial

Los leiomiomas se clasifican, según su localización (véanse las Figuras 28.10 y 28.11), en submucosos (contiguos o dentro del endometrio), intramurales (dentro del miometrio) y subserosos (afectan a la superficie serosa del útero). Algunos leiomiomas subserosos y submucosos están pediculados sobre un pedúnculo. Los leiomiomas

subserosos pediculados pueden ser difíciles de distinguir de una neoplasia ovárica sólida si no se identifica el ovario ipsilateral. En estos casos, a menudo es conveniente utilizar el Doppler color o de potencia para buscar vasos que conecten el leiomioma con el útero (véase la Figura 28.11J). Los leiomiomas aparecen ocasionalmente en el cuello uterino.

Cuando se observa que los miomas distorsionan el endometrio, es importante estimar el porcentaje dentro de la cavidad endometrial. Aunque la TVS suele ser adecuada cuando los miomas son pequeños o poco numerosos, es importante evaluar también a la paciente con TAS. Los miomas de gran tamaño, los miomas situados en la parte superior de un útero agrandado o los leiomiomas subserosos pediculados pueden verse de forma incompleta o pasar totalmente desapercibidos si solo se realiza la TVS.

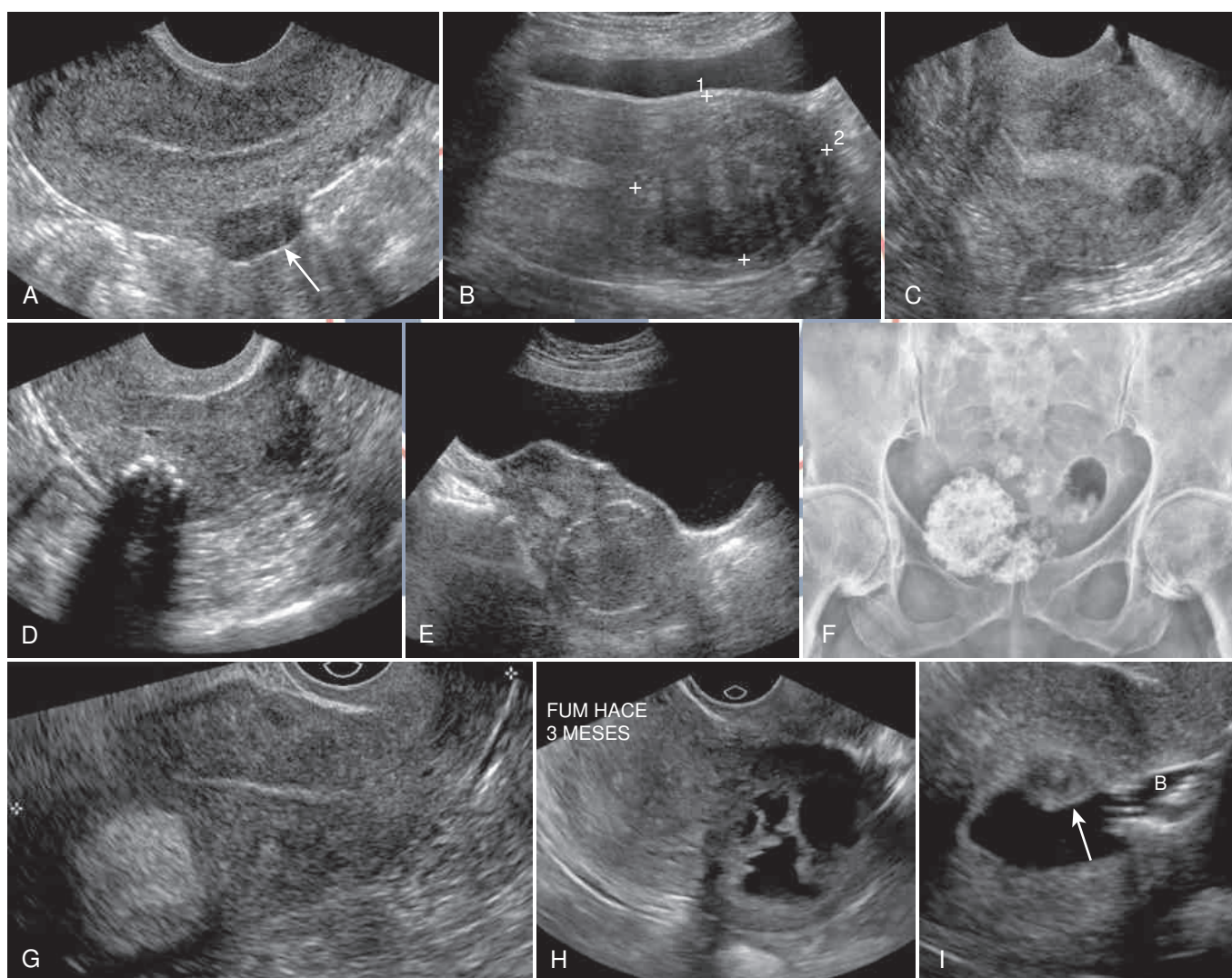


FIGURA 28.11. Leiomiomas de aspecto variable. (A) La ecografía transvaginal sagital (TVS) muestra un **leiomioma subseroso** hipoeicoico (flecha). (B) La ecografía transabdominal transversal (TAS) muestra un **fibroma intramural** hipoeicoico heterogéneo (calibradores). (C) La TVS sagital muestra un **leiomioma submucoso** hipoeicoico, casi totalmente dentro de la cavidad endometrial. (D) Imagen de TVS de un leiomioma con calcificación globular con sombreado. (E) Radiografía simple que muestra múltiples calcificaciones de aspecto distrófico ("calcificaciones en palomitas de maíz") en la pelvis, clásicas de los fibromas calcificados. (F) Imagen sagital TAS de un leiomioma con calcificación periférica. (G) **Lipoleiomioma** visto como una masa miometrial hipereicoica bien definida, siendo el diagnóstico diferencial la degeneración grasa de un fibroma. (H) TVS sagital que muestra un **leiomioma con degeneración quística**. (I) TVS sagital de SHG muestra el endometrio (flecha) que recubre un **fibroma submucoso**. Obsérvese el catéter balón (B). FUM: Fecha de última menstruación.

Leiomiomas: características ecográficas

Masa sólida hipoeoica o heterogénea, a veces hiperecoica
Forma redonda u ovalada
Distorsión del contorno uterino externo o del endometrio, según el tamaño y la localización
Atenuación o sombra
Calcificación
Zonas quísticas por degeneración o necrosis

Los fibromas tienen un aspecto variable (véanse la Figura 28.11 y el Video 28.5), pero la mayoría de las veces aparecen como masas sólidas bien definidas, de esféricas a ovoides, hipoeoicas en comparación con el miometrio normal. Con frecuencia, son heterogéneos y tienden a producir efecto de masa sobre las estructuras adyacentes según el tamaño y la localización. Los leiomiomas suelen atenuar el sonido en profundidad en toda la masa, pero también suelen presentar zonas de sombra en forma de banda que se originan en zonas no hiperecoicas dentro de la masa, lo que se denomina **sombra refractaria**.⁸¹ La calcificación se produce en una minoría de leiomiomas. La calcificación suele estar en una o más áreas focales y tiene sombra acústica asociada. Con menor frecuencia, la calcificación del borde está presente y se observa generalmente después de la degeneración hemorrágica o después de la **embolización de la arteria uterina** (UAE, por sus siglas en inglés). En ocasiones, los leiomiomas son isoecoicos o hiperecoicos en comparación con el miometrio. Cuando se encuentra un leiomioma hiperecoico, debe considerarse un **lipoleiomioma**,^{82,83} aunque es probable que no todos los leiomiomas hiperecoicos sean lipoleiomiomas. La grasa de un lipoleiomioma se debe probablemente a una diferenciación adipocitaria más que a un cambio degenerativo.⁸⁴ Los lipoleiomiomas se observan con mayor frecuencia en mujeres posmenopáusicas⁸² y suelen tener un curso clínico benigno.^{84,85}

Los leiomiomas uterinos sufren ocasionalmente diversas formas de degeneración benigna. Muchos tipos de degeneración no son evidentes ecográficamente y pueden detectarse mejor con IRM.⁸⁶ Los espacios quísticos dentro de un leiomioma pueden deberse a **degeneración quística** o **degeneración mixoide**. La degeneración hialina, hemorrágica e hidrópica suele ser difícil de diagnosticar por ecografía. La **degeneración hemorrágica** puede no producir ningún cambio de aspecto, aunque se ha descrito homogeneidad, un borde hiperecoico y ausencia de flujo detectable mediante Doppler.⁸⁷ En una paciente con un mioma en degeneración aguda (normalmente durante un crecimiento rápido en el embarazo o debido a una UAE), el dolor suele estar localizado en el/los mioma(s) en degeneración, por lo que el diagnóstico puede sugerirse durante el examen ecográfico, incluso si el aspecto ecográfico de la degeneración aún no es evidente.

Hay muchos tratamientos disponibles para los fibromas. Cada uno tiene riesgos y beneficios asociados (Tabla 28.1).⁸⁸⁻⁹⁶ El tratamiento no solo está dirigido a mejorar la sintomatología, sino que también influye el deseo de fertilidad futura de la paciente, su deseo de conservar el útero y su salud general. Las opciones de tratamiento mejoran la sintomatología asociada a los fibromas reduciendo su tamaño, controlando las hemorragias anormales relacionadas con los fibromas o curando definitivamente los fibromas.

Tras el tratamiento no invasivo con UAE, la mayoría de los fibromas permanecen hipoeoicos, aunque ocasionalmente se producen cambios quísticos o un aumento de la ecogenicidad; se espera una disminución o ausencia de flujo en las imágenes Doppler.⁹⁷ Tras la UAE se han descrito estructuras tubulares hiperecoicas que se cree que se deben a ramas trombosadas de la arteria uterina.⁹⁸ Los focos

ecogénicos debidos a gas pueden aparecer en leiomiomas como un hallazgo normal tras la UAE, y es necesaria una evaluación clínica para ayudar a distinguir esto de un **piomioma**.⁸⁶ Los fibromas submucosos pueden prolapsarse, por lo que puede observarse una masa en la cavidad endometrial, el cuello uterino o la vagina.⁹⁹ En comparación con la histerectomía en un ensayo prospectivo aleatorizado, aproximadamente dos tercios de las pacientes pudieron evitar la histerectomía con una calidad de vida similar.⁹⁶ Se ha informado poco sobre la aparición de leiomiomas tras la ablación con ecografía focalizada guiada por IRM.

La morcelación (cortar los fibromas en trozos pequeños antes de extirparlos) es menos mórbida y menos costosa que las técnicas abiertas como la histerectomía. Sin embargo, con la morcelación existe el riesgo de que una neoplasia maligna no diagnosticada (normalmente un leiomiomasarcoma) se extienda por la cavidad peritoneal al no existir ningún sistema de contención. Incluso los fibromas pueden diseminarse por la cavidad peritoneal mediante esta técnica (Figuras 28.12C y D). Por lo tanto, en 2020 la FDA de EE. UU. presentó la recomendación de que la morcelación de fibromas solo se realice en una contención cerrada, y que se considere la IRM para evaluar preoperatoriamente la presencia de leiomiomasarcoma, y para elegir un método de tratamiento diferente si se sospecha malignidad.

La gran mayoría de las masas miometriales se deben a leiomiomas. Existen otras formas poco frecuentes de neoplasias miometriales, como los **leiomiomas celulares** y los **tumores de músculo liso de potencial maligno incierto (STUMP)**, por sus siglas en inglés). En raras ocasiones, los leiomiomas presentan patrones de crecimiento inusuales, como la **leiomiomatosis intravenosa**, la **leiomiomatosis peritoneal diseminada**, los **leiomiomas benignos metastásicos** y los **leiomiomas parasitarios**; los leiomiomas de estas entidades poco frecuentes tienen un aspecto similar a los leiomiomas más habituales, pero se encuentran en localizaciones muy diferentes.^{86,87}

Leiomiomasarcoma

Los **sarcomas** uterinos son poco frecuentes. Mientras que algunas formas de sarcoma uterino surgen en el endometrio, los leiomiomasarcomas más frecuentes surgen en el miometrio. Los factores de riesgo del **leiomiomasarcoma** incluyen la irradiación pélvica, el tamoxifeno y síndromes genéticos poco frecuentes.⁷⁶ Por desgracia, es difícil diagnosticar los leiomiomasarcomas mediante ecografía u otras modalidades de diagnóstico por imagen, ya que su aspecto y velocidad de crecimiento se solapan con los de los leiomiomas, mucho más frecuentes. Aparte de la evidencia de metástasis, ninguna característica de imagen conocida actualmente es predictiva de forma fiable. El tipo de vascularidad es importante. En un estudio de 70 leiomiomas muy vasculares cuya extirpación quirúrgica estaba prevista, cinco eran malignos (dos sarcomas uterinos, un leiomiomasarcoma, un tumor neuroendocrino y un STUMP).¹⁰⁰

Los leiomiomasarcomas tienden a ser grandes, heterogéneos y a presentar cambios quísticos (véase la Figura 28.12), pero dichos cambios también son comunes en los leiomiomas.⁸⁶ El crecimiento rápido, particularmente en una paciente posmenopáusica, se ha considerado un signo preocupante para los leiomiomasarcomas, pero la definición de “rápido” no está bien definida y la utilidad del crecimiento rápido no está clara. El diagnóstico del leiomiomasarcoma por IRM también es difícil, aunque los algoritmos recientes son prometedores para establecer el diagnóstico.¹⁰¹

TABLA
28.1.

Tratamientos comunes para los fibromas

TRATAMIENTO	PARA QUÉ GRUPO DE PACIENTES	RIESGOS	BENEFICIOS
QUIRÚRGICO			
Histerectomía abierta Laparotomía asistida por robot Histerectomía supracervical Histerectomía laparoscópica	Fibromas sintomáticos	Procedimientos mayores con morbilidad conocida. En comparación con los abordajes laparoscópicos, el abordaje abdominal para la histerectomía se asocia a un mayor riesgo de morbilidad relacionada con el procedimiento, como tromboembolismo venoso, transfusión, perforación intestinal, fiebre e infección de la herida. También se asocia a una mayor duración de la estancia hospitalaria, una menor calidad de vida y una mayor mortalidad	Elimina completamente los fibromas La histerectomía se asocia a una mejor calidad de vida, pero es el procedimiento con mayor morbilidad periprocedimiento
Miomectomía	Fibromas susceptibles de abordaje quirúrgico, ya sea por histeroscopia (para los fibromas submucosos) o por laparoscopia (para los fibromas subserosos y pediculados)	Datos limitados sobre los resultados a largo plazo Algunos estudios muestran una menor necesidad de reintervención en comparación con la embolización de la arteria uterina (UAE) La pérdida de sangre durante el procedimiento puede llevar a una transfusión o a una histerectomía urgente Un análisis de la literatura de 2007 informó de que el 9 % de las miomectomías histeroscópicas se convirtieron en miomectomías abiertas	Menos invasiva que la histerectomía
Procedimiento de morcelación abierta	Ya no está aprobado por la FDA	Disemina los fibromas malignos y benignos	Ya no se utiliza
Procedimiento de morcelación cerrado	La evaluación preoperatoria incluye la estratificación del riesgo y el uso adecuado de técnicas de imagen, cribado del cáncer de cuello de útero y toma de muestras de tejido endometrial para identificar la malignidad	Según el informe de 2017 de la Agency for Healthcare Research and Quality, se puede informar a los pacientes de que el riesgo de leiomiomas inesperados oscila entre 1 de cada 770 cirugías y menos de 1 de cada 10 000 cirugías de presuntos leiomiomas sintomáticos	Procedimiento cerrado, por lo que el riesgo de propagación de la enfermedad es mucho menor. No debe utilizarse en mujeres mayores de 50 años o en aquellas con mayor riesgo de carcinoma
Ablación térmica endometrial	Hemorragia uterina anormal	Funciona mediante la ablación del endometrio, pero a menudo quedan restos de endometrio, por lo que la paciente puede tener menstruaciones dolorosas debido a las cicatrices y al líquido acumulado	Comparación limitada con otros métodos
INTERVENCIÓN GUIADA POR IMAGEN			
UAE	La mejor opción para las mujeres que desean evitar la cirugía, no son buenas candidatas o desean conservar el útero	Mínimamente invasivo Menor tiempo de intervención y estancia en comparación con los métodos quirúrgicos Mayor riesgo de pioma Los fibromas submucosos pueden prolapsar fuera del cuello uterino. Puede pasar por alto una neoplasia maligna	Tiene buenos resultados con respecto a los síntomas y el tamaño de los fibromas y a la calidad de vida. Estudios limitados sobre los beneficios a largo plazo. Las pacientes tienen más probabilidades de someterse a una segunda intervención que las sometidas a miomectomía. Cuando se comparó con la histerectomía en un ensayo prospectivo aleatorizado, aproximadamente 2/3 de las pacientes pudieron evitar la histerectomía con una calidad de vida similar

(Continúa)

TABLA 28.1. Tratamientos comunes para los fibromas (Continuación)

TRATAMIENTO	PARA QUÉ GRUPO DE PACIENTES	RIESGOS	BENEFICIOS
INTERVENCIÓN GUIADA POR IMAGEN			
Evaluación térmica guiada por ecografía y ablación por radiofrecuencia	Lo mejor para mujeres con solo unos pocos miomas sintomáticos en localizaciones específicas en mujeres con un hábito corporal adecuado	Datos insuficientes a largo plazo sobre los resultados Puede pasar por alto la malignidad	Presenta buenos resultados con respecto a los síntomas y el tamaño de los miomas y la calidad de vida. Estudios limitados sobre los beneficios a largo plazo. Las pacientes tienen más probabilidades de someterse a una segunda intervención que las que se someten a una miomectomía
MEDICAMENTOS			
Medicamentos antiinflamatorios no esteroideos (AINES)	Fibromas sintomáticos		Mejorar la dismenorrea y la menorragia
Ácido tranexámico	Hemorragia uterina anormal	Los efectos secundarios leves poco frecuentes incluyen síntomas gastrointestinales y musculoesquelético. Está contraindicado en pacientes con daltonismo, hemorragia activa, antecedentes de coagulación intravascular o hipersensibilidad al medicamento	El derivado sintético de la lisina es un agente antifibrinolítico y promotor de la formación de coágulos sanguíneos. Es uno de los tratamientos más antiguos y disponibles para las hemorragias uterinas anormales. Produce una reducción del flujo sanguíneo menstrual y una mejora de los síntomas
Anticonceptivos combinados de estrógeno y progesterona, en forma de píldoras, dispositivos vaginales o parches transdérmicos, utilizados de forma cíclica o continua	Contraindicado en pacientes fumadoras, con antecedentes de trombosis venosa y migrañas con aura	Los efectos adversos incluyen náuseas, dolores de cabeza y hemorragias irregulares	Tiende a mantener el endometrio delgado y a disminuir la cantidad de desprendimiento endometrial durante el ciclo menstrual
Fármacos relacionados con la progesterona, incluidos los DIU liberadores de progestina	Fibromas sintomáticos	Síntomas gastrointestinales, hemorragias irregulares, acné, sensibilidad mamaria,	Tienden a mantener el endometrio delgado y a disminuir la cantidad de desprendimiento endometrial/ sangrado durante el ciclo menstrual Comparación limitada con otros métodos
Agonistas GnRH, mifepristona y ulipristal	Fibromas sintomáticos	Puede utilizarse en el preoperatorio para disminuir la carga de fibromas, estimar la pérdida de sangre y facilitar determinados abordajes quirúrgicos (uso de abordajes laparoscópicos o vaginales y uso de incisiones abdominales transversales en lugar de incisiones verticales)	Mejoría de los síntomas, el sangrado y la calidad de vida relacionados con los miomas; reducción del tamaño de los miomas La AHRQ no cuenta con suficiente evidencia para determinar la relación riesgo-beneficio
MANEJO EXPECTANTE			
Espera vigilante	Mejor para mujeres perimenopáusicas hemodinámicamente estables; evidencia insuficiente para 2017 AHRQ para hacer una recomendación	Los miomas pueden remitir después de la menopausia sin tratamiento, pero no hay datos suficientes sobre el tiempo necesario para que esto ocurra; se complica por factores como la edad, la raza, el tiempo transcurrido desde la menopausia y la carga y localización del fibroma	

^aBasado en los datos de las referencias 88-96.

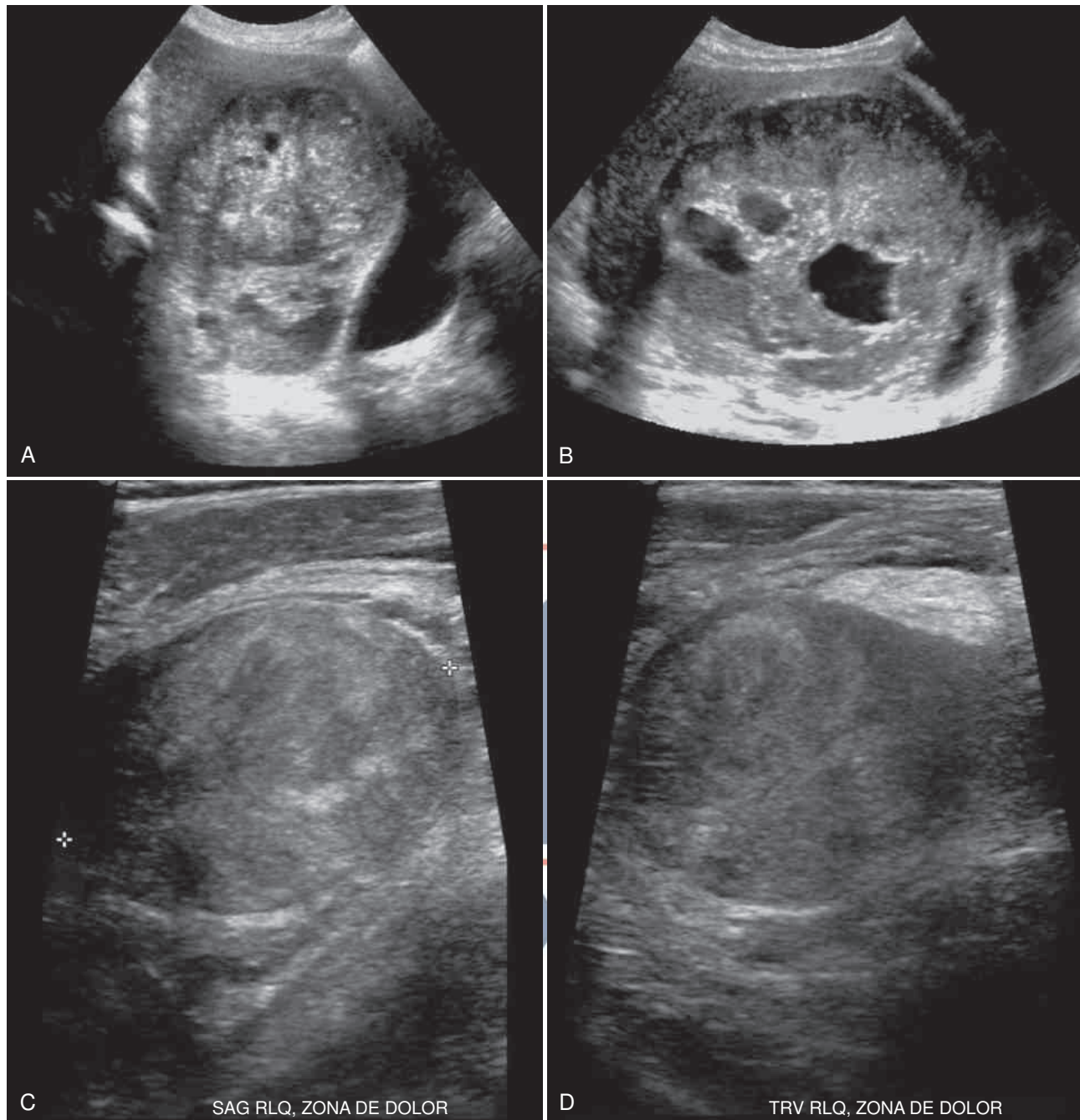


FIGURA 28.12. Aspecto menos frecuente de los fibromas y del leiomioma sarcoma. (A y B) **Leiomioma sarcoma.** La ecografía transabdominal (TAS) sagital (A) y transversal (B) muestra una gran masa uterina heterogénea que es mayoritariamente sólida, pero contiene áreas quísticas. Es difícil distinguirlo de un leiomioma benigno con degeneración quística, ya que el aspecto de los leiomiomas y los leiomiomasarcomas se solapa. (C y D) **Leiomiomatosis tras procedimiento de morcelación** en paciente con dolor abdominopélico. Sagital (C) y transversal (D) en una de las regiones del dolor de la paciente muestran un aspecto clásico de un fibroma. Sin embargo, este no estaba conectado al útero, y se encontraron al menos otras tres lesiones fibrosas abdominopélicas, compatibles con leiomiomatosis como complicación del procedimiento de morcelación. (E) **Leiomioma pediculado.** La TAS con Doppler color muestra vasos que conectan el fibroma (F) al útero (U) (véase el Video 28.5). (F) **Fibroma intracavitario** herniado en el segmento uterino inferior. Obsérvese que el fibroma (F) está dentro del segmento uterino inferior (en las imágenes anteriores, que no se muestran, el fibroma estaba en el fondo endometrial). Por lo demás, el endometrio (E) parece normal. RLQ, cuadrante inferior derecho; SAG, sagital.

Adenomiosis

La **adenomiosis** es una enfermedad benigna que se caracteriza por la presencia de glándulas endometriales y estroma en el miometrio. El diagnóstico histológico de adenomiosis suele requerir la presencia de glándulas endometriales o estroma a más de 2,5 o 3 mm del borde

externo del endometrio.^{102,103} La edad máxima de las mujeres con adenomiosis es de 35-50 años. Los principales síntomas de la adenomiosis desaparecen tras la menopausia.

Los síntomas incluyen dolor, sangrado vaginal anormal o infertilidad, aunque algunas pacientes son asintomáticas. La prevalencia de la adenomiosis es incierta, ya que existen estimaciones muy variables que

oscilan entre el 5 % y el 70 %, en función de la edad.¹⁰⁴ La adenomiosis coexiste en el 22 % al 49 % de las mujeres con endometriosis.¹⁰⁵

Adenomiosis: características ecográficas

Agrandamiento uterino difuso, a veces de forma globular
 Miometrio difusamente heterogéneo
 Engrosamiento asimétrico del miometrio
 Zonas hipoeoicas indistintas
 Quistes miometriales
 Mala definición del borde endometrial-miometrial
 Sensibilidad focal al explorar el útero
 Estrías lineales subendometriales ecogénicas
 Nódulos ecogénicos subendometriales

La adenomiosis suele afectar al miometrio de forma difusa. En ocasiones, se presenta de forma focal (a veces denominada adenomiosis

focal cuando afecta solo a una parte del miometrio, o adenomioma cuando es más definida),¹⁰⁶ y raramente puede adoptar la forma de un quiste (adenomioma quístico).⁸⁷ La ecografía es una prueba diagnóstica precisa para la adenomiosis, aunque alrededor del 9 % de las pacientes afectadas tienen una ecografía normal.¹⁰⁷ Los hallazgos ecográficos sugestivos de adenomiosis incluyen forma globular agrandada del útero, miometrio heterogéneo, engrosamiento asimétrico del miometrio, interfase indistinta entre el endometrio y el miometrio, quistes miometriales y estrías o nódulos ecogénicos en el miometrio¹⁰⁸⁻¹¹¹ (Figura 28.13, Video 28.6). La heterogeneidad del miometrio es el hallazgo más común, pero tiene una especificidad pobre.¹¹⁰ Por lo tanto, es importante buscar otras características ecográficas cuando se identifica un miometrio heterogéneo. Las estrías lineales ecogénicas de sombreado alternante y realce por transmisión (de fibrosis y quistes, respectivamente, denominadas aspecto de “persiana veneciana”), los quistes miometriales, la forma uterina globular y el

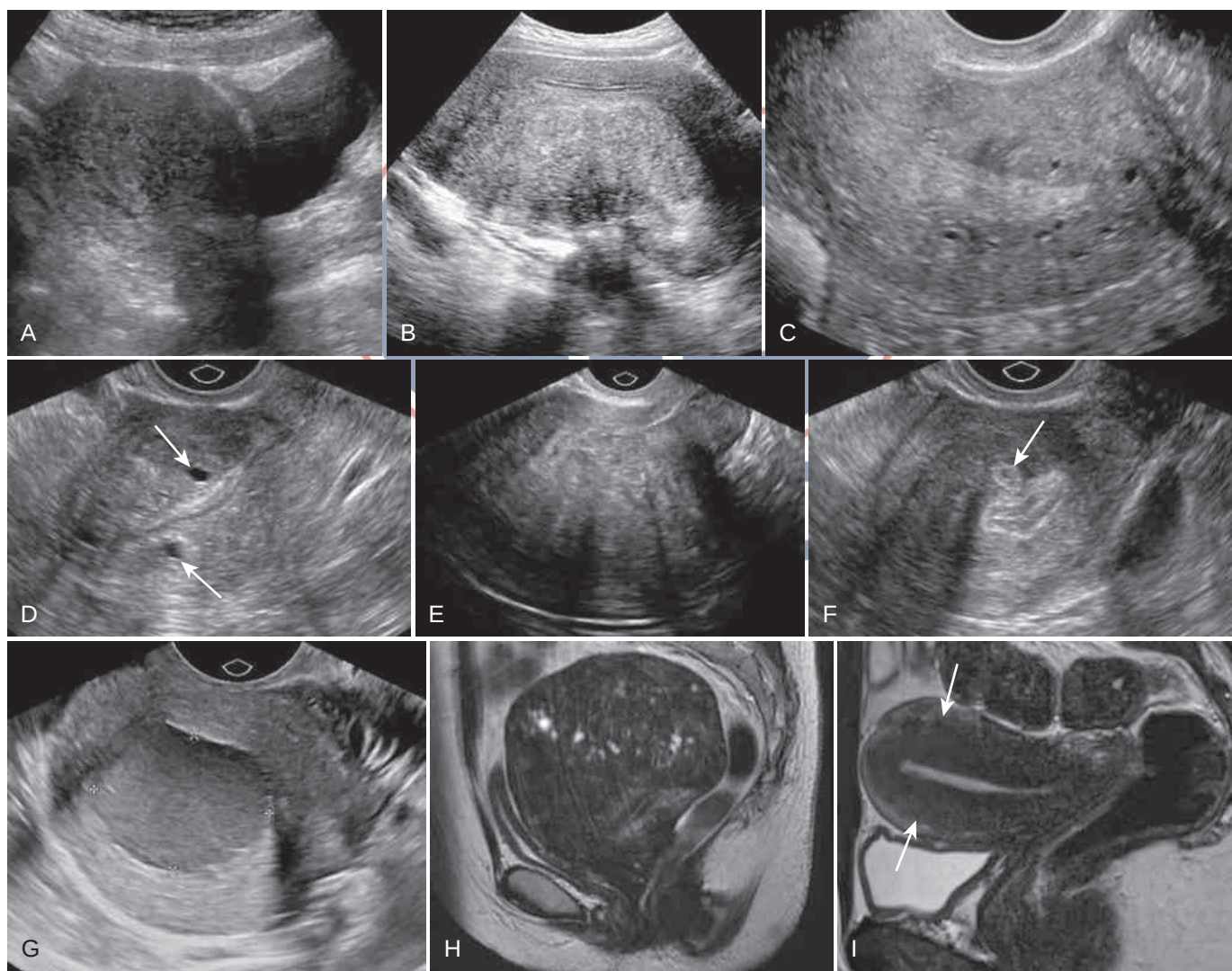


FIGURA 28.13. Adenomiosis. (A) La imagen sagital de la ecografía transabdominal (TAS) muestra la forma globular del útero, con el miometrio anterior mucho más grueso que el miometrio posterior. (B) La TAS sagital muestra un grosor asimétrico del miometrio, con el miometrio posterior más grueso y heterogéneo en comparación con el miometrio anterior (véase el Video 28.6). (C y D) La ecografía transvaginal (TVS) en dos pacientes diferentes muestra quistes miometriales, ligeramente desplazados del endometrio. (E) TVS sagital que muestra bandas alternas de ecogenicidad y sombra, clásicas de la adenomiosis. (F) Isla de tejido endometrial en el miometrio. (G) **Adenomioma quístico.** Obsérvese que el miometrio circundante parece normal. En otras proyecciones (no mostradas) estaba claramente separado de la cavidad endometrial. (H) **Adenomiosis en IRM ponderada en T2.** Obsérvese el útero globular agrandado con múltiples nidos brillantes en T2 de tejido endometrial dentro del miometrio. (I) IRM ponderada en T2 del útero con zona de unión marcadamente engrosada (flecha) que mide más de 12 mm.

grosor asimétrico del miometrio han sido descritos como altamente específicos.^{108,110,111} Aunque por lo general no se realiza para diagnosticar la adenomiosis, la SHG puede mostrar la comunicación entre las lesiones de la adenomiosis y la cavidad endometrial.¹¹² Esto también puede observarse como salidas de la cavidad endometrial durante una histerosalpingografía. En raras ocasiones, la adenomiosis puede aparecer como una masa quística aislada, de mayor tamaño que los pequeños quistes miometriales que se observan habitualmente en la adenomiosis, y se ha denominado **adenomioma quístico juvenil**.¹¹³ Los criterios diagnósticos más apropiados para ello fueron proporcionados por Takeuchi et al.¹¹³ Estos criterios incluían una edad de 30 años o menos, una lesión quística de ≥ 1 cm de diámetro independiente de la luz uterina y cubierta por un miometrio hipertrófico en las imágenes o durante la operación, y asociada a una dismenorrea grave. Sin embargo, estos quistes miometriales aislados de mayor tamaño representan con poca frecuencia un cuerno rudimentario obstruido de un útero unicornio.

La adenomiosis y los leiomiomas coexisten a menudo; el 52 % de las mujeres con leiomiomas presentaban también adenomiosis en series quirúrgicas.¹¹⁴ A veces puede ser difícil distinguir estas dos entidades, o determinar si ambas están presentes, mediante ecografía. Los adenomiomas focales pueden ser difíciles de distinguir de los leiomiomas. Los bordes definidos son típicos de los leiomiomas, mientras que los bordes indistintos sugieren adenomiosis. Se ha sugerido que el Doppler color o de potencia es útil para hacer la distinción, ya que la adenomiosis tiende a tener más vascularidad central y los leiomiomas tienden a tener principalmente vascularidad periférica.¹⁰⁶ No obstante, la fiabilidad de los hallazgos del Doppler para hacer esta distinción no se ha evaluado de forma adecuada. En pacientes en las que no se está segura de si los hallazgos representan adenomiosis, leiomiomas o ambos (y solo cuando hacer esta distinción es importante para la atención clínica), la IRM es útil.

Aunque la adenomiosis suele aparecer en mujeres premenopáusicas, puede observarse en mujeres posmenopáusicas.¹¹⁵ Las mujeres con cáncer de mama tratadas con tamoxifeno tienen una mayor incidencia de adenomiosis. Se cree que los efectos agonistas estrogénicos del tamoxifeno sobre el tejido endometrial causan adenomiosis o reactivan una adenomiosis preexistente.¹⁰⁴

En ocasiones, se pueden encontrar uno o varios quistes pequeños en el borde endometrial/miometrial, en ausencia de otros hallazgos ecográficos de adenomiosis. El significado de este hallazgo aislado no está claro. Como se ha mencionado anteriormente, por lo general el diagnóstico histológico de adenomiosis requiere la presencia de glándulas o estroma endometrial a más de 2,5 o 3 mm del borde externo del endometrio.^{102,103} Por lo tanto, los quistes en el margen del endometrio deben describirse, pero no deben considerarse debidos a adenomiosis, a menos que estén presentes otras características.

ANOMALÍAS DEL CUELLO UTERINO

Después de una histerectomía supracervical, uno espera ver la mayor parte o todo el cuello uterino restante, y no debe confundir el cuello uterino restante con una masa (véase la Figura 28.7I). En ocasiones, se puede observar un pólipo cervical por ecografía (Figura 28.14A), aunque muchos de ellos son evidentes en el examen clínico. Los pólipos cervicales pequeños pueden ser difíciles de identificar ecográficamente a menos que haya líquido circundante. A veces, los pólipos endometriales (o leiomiomas endocavitarios) prolapsan en el cuello

uterino. El diagnóstico puede realizarse basándose en la visualización del tallo vascular que conduce a la lesión prolapsada en el canal endocervical (véanse las Figuras 28.14B y C, Video 28.7).

El carcinoma **cervicouterino** (véase la Figura 28.14D-F) se diagnostica normalmente sin diagnóstico por imagen. Es alentador que tanto la incidencia del cáncer cervicouterino como la tasa de mortalidad asociada hayan disminuido drásticamente en los países desarrollados en las últimas décadas. Esto se debe, en parte, a los avances en los métodos de cribado y a las vacunas contra el virus del papiloma humano (VPH).^{116,117} Pero el cribado no es universal, y a veces uno puede encontrarse incidentalmente con una paciente con carcinoma cervical. El carcinoma cervical en la TVS suele aparecer como una masa sólida hipervascular hipoeoica.¹¹⁸ Puede ser difícil de distinguir de un leiomioma mediante ecografía, aunque el aumento de la vascularidad mediante Doppler puede ser una característica distintiva útil. El carcinoma de células escamosas del cuello uterino surge del epitelio que recubre el cuello uterino; el adenocarcinoma cervical surge de las células glandulares que recubren el canal endocervical. Por lo tanto, si una masa sólida hipoeoica hipovascular surge en el estroma cervical, lejos del canal endocervical, es mucho más probable que se trate de un fibroma que de una neoplasia.

El adenoma maligno, también denominado **adenocarcinoma de desviación mínima**, es un tipo poco frecuente de carcinoma cervical que se ha asociado al **síndrome de Peutz-Jeghers**. El flujo vaginal acuoso se ha descrito como un síntoma frecuente. Desde el punto de vista ecográfico, la mayoría de las veces se trata de masas quísticas multiloculadas con un componente sólido o de masas completamente sólidas¹¹⁹ (véanse las Figuras 28.14G y H). Múltiples quistes de Naboth adyacentes podrían simular esta lesión, pero cuando hay un componente sólido presente, particularmente con flujo por imágenes Doppler, se debe considerar esta neoplasia poco común.

ANOMALÍAS DEL ENDOMETRIO

Debido a su mejor resolución, la TVS es más capaz que la TAS de visualizar y representar anomalías sutiles dentro del endometrio y definir claramente la interfase endometrio-miometrio.¹²⁰ El conocimiento de las diversas apariencias ecográficas normales del endometrio que varían con respecto al momento del ciclo menstrual, el estado menopáusico de la paciente y el uso de hormonas permite el reconocimiento de condiciones patológicas manifestadas por engrosamiento endometrial, ya que los límites superiores esperados del grosor normal variarán con estos factores.

Hemorragia premenopáusica

La hemorragia uterina anormal se define como la hemorragia del útero que es anormal en regularidad (metrorragia), volumen (menorragia), frecuencia o duración, y se produce en ausencia de embarazo.¹²¹ El sistema de clasificación FIGO, **PALM-COEIN**, se ha utilizado para mujeres en edad reproductiva.¹²¹ Las causas estructurales de hemorragia uterina anormal incluyen pólipos endometriales, adenomiosis, leiomioma, neoplasia maligna (endometrial o miometrial) e hiperplasia endometrial. El defecto de la cesárea también puede servir de reservorio de hemorragias anormales. Las causas no estructurales (no relacionadas con la imagen) incluyen coagulopatías, disfunción ovulatoria, trastornos endometriales primarios (como deficiencias moleculares

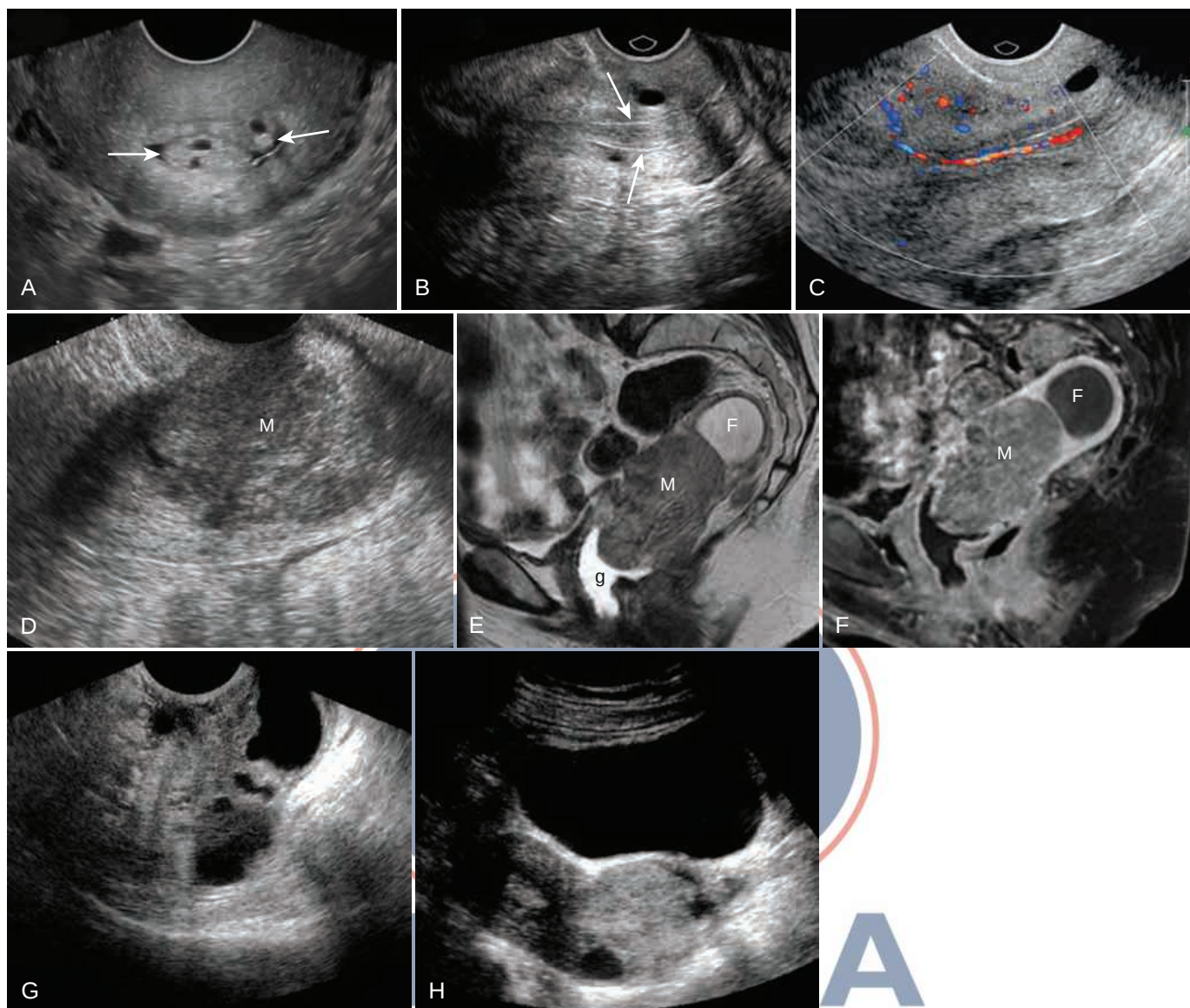


FIGURA 28.14. Hallazgos cervicales. (A) **Pólipos cervicales.** La ecografía transvaginal transversal (TVS) muestra dos pólipos cervicales (*entre flechas*). Una pequeña cantidad de líquido en el canal endocervical delinea (B y C) el **pólipo endometrial que prolapsa en el cuello uterino**. TVS sagital en escala de grises (B) y Doppler color (C) de una masa en el cuello uterino con flujo sanguíneo que se extiende desde el endometrio hacia la masa cervical, compatible con un **pólipo endometrial prolapsante**. Este diagnóstico es importante, ya que los pólipos cervicales a menudo se ignoran debido a su benignidad, pero los pólipos endometriales suelen extirparse (véase el Video 28.7). (D) **Carcinoma cervical.** La TVS sagital muestra una masa sólida hipoeoica (M) debida a un carcinoma cervical. (E) El carcinoma cervical en la imagen sagital ponderada en T2 muestra una gran masa ligeramente hiperintensa (M) que sustituye al estroma cervical que normalmente es hipointenso en la imagen ponderada en T2. Obsérvese el líquido (F) en el útero obstruido, así como el gel ecográfico (g) utilizado para delimitar la vagina. (F) La correspondiente imagen sagital poscontraste saturada de grasa en T1 muestra un hipo realce de la masa en relación con el miometrio. (G y H) Las imágenes de una paciente con adenoma maligno muestran una masa mixta quística y sólida.

en la regulación de la hemostasia endometrial), etiologías iatrogénicas (incluidos los esteroides gonadales exógenos y los DIU).^{121,122}

Aunque las hemorragias vaginales abundantes suelen ser de causa miometrial o endometrial, en ocasiones las hemorragias anormales atribuidas inicialmente al útero pueden tener etiologías de otras fuentes, como hemorragias de la vulva/vagina (laceraciones, infección o cáncer), del cuello uterino (pólipos, fibromas o cáncer), de las trompas de Falopio (salpingitis, tumores o embarazo tubárico) o de los ovarios (tumor productor de estrógenos, cáncer, quistes ováricos funcionales).

La SHG es de gran valor para evaluar más a fondo el endometrio anormalmente engrosado cuando no se aprecia, en inicio, una lesión focal.^{5,6,123-126} La SHG puede distinguir entre anomalías endometriales focales y difusas, y ayudar a orientar el tratamiento posterior. Si la anomalía es difusa, puede realizarse una biopsia ciega no dirigida, pero un proceso focal, como un pólipo, suele requerir una histeroscopia con biopsia dirigida o escisión.^{5,126} La SHG puede ayudar a distinguir los procesos endometriales benignos de los malignos.^{127,128} Las pacientes con cáncer de endometrio y las que presentan sinequias