



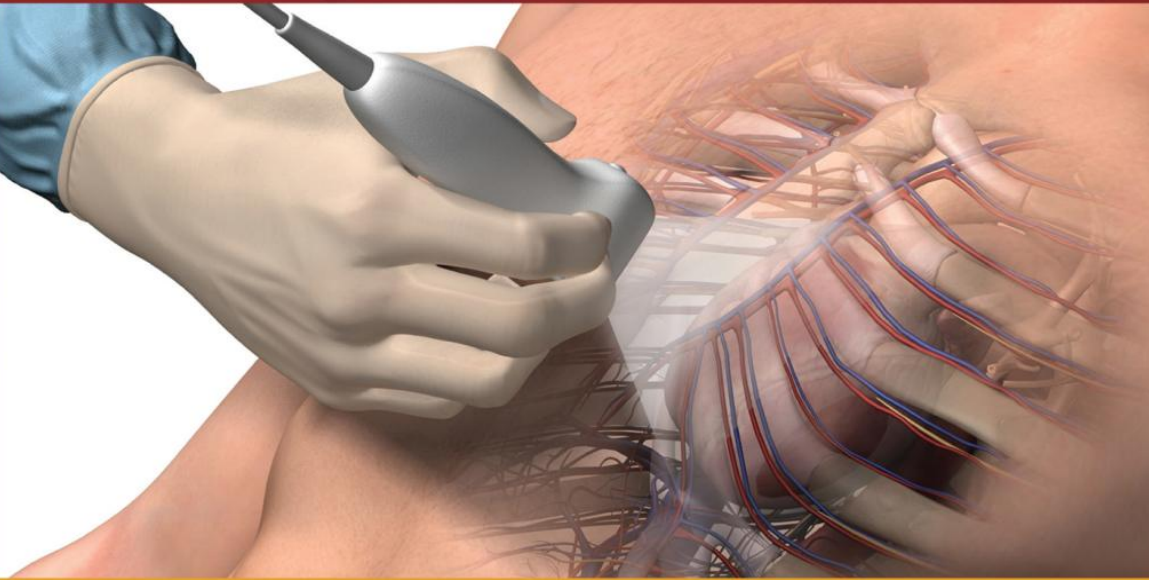
Incluye  
**VERSIÓN  
DIGITAL**  
en inglés

Segunda edición

# ECOGRAFÍA

## a pie de cama

Fundamentos de la ecografía clínica



Nilam J. Soni  
Robert Arntfield  
Pierre Kory

# Ecografía a pie de cama

---

## Fundamentos de la ecografía clínica

### Segunda edición

#### **NILAM J. SONI, MD, MS**

Professor of Medicine, Division of General & Hospital Medicine and Division of Pulmonary & Critical Care Medicine, University of Texas Health San Antonio, San Antonio, Texas

#### **ROBERT ARNTFIELD, MD, FRCPC**

Associate Professor of Medicine, Division of Emergency Medicine and Division of Critical Care Medicine, Schulich School of Medicine & Dentistry, Western University, London Health Sciences Centre, London, Ontario, Canada

#### **PIERRE KORY, MD, MPA**

Associate Professor of Medicine, Division of Allergy, Pulmonary, and Critical Care Medicine, University of Wisconsin School of Medicine and Public Health, Madison, Wisconsin



ELSEVIER



ELSEVIER

Avda. Josep Tarradellas, 20-30, 1.º, 08029, Barcelona, España

*Point-of-Care Ultrasound*, 2nd edition  
Copyright © 2020 by Elsevier Inc. All rights reserved.  
Previous edition copyrighted 2015 by Saunders, an imprint of Elsevier Inc.  
ISBN: 978-0-323-54470-2

This translation of *Point-of-Care Ultrasound*, 2nd ed, by Nilam J. Soni, Robert Arntfield and Pierre Kory, was undertaken by Elsevier España, S.L.U. and is published by arrangement with Elsevier, Inc.

Esta traducción de *Point-of-Care Ultrasound*, 2.ª ed., de Nilam J. Soni, Robert Arntfield y Pierre Kory, ha sido llevada a cabo por Elsevier España, S.L.U. y se publica con el permiso de Elsevier, Inc.

*Ecografía a pie de cama. Fundamentos de la ecografía clínica*, 2.ª ed., de Nilam J. Soni, Robert Arntfield y Pierre Kory

© 2020 Elsevier España, S.L.U., 2016

ISBN: 978-84-9113-688-0

eISBN: 978-84-9113-822-8

Todos los derechos reservados.

### Reserva de derechos de libros

Cualquier forma de reproducción, distribución, comunicación pública o transformación de esta obra solo puede ser realizada con la autorización de sus titulares, salvo excepción prevista por la ley. Diríjase a CEDRO (Centro Español de Derechos Reprográficos) si necesita fotocopiar o escanear algún fragmento de esta obra ([www.conlicencia.com](http://www.conlicencia.com); 91 702 19 70/93 272 04 45).

### Advertencia

Esta traducción ha sido llevada a cabo por Elsevier España, S.L.U. bajo su única responsabilidad. Facultativos e investigadores deben siempre contrastar con su propia experiencia y conocimientos el uso de cualquier información, método, compuesto o experimento descrito aquí. Los rápidos avances en medicina requieren que los diagnósticos y las dosis de fármacos recomendadas sean siempre verificados personalmente por el facultativo. Con todo el alcance de la ley, ni Elsevier, ni los autores, los editores o los colaboradores asumen responsabilidad alguna por la traducción ni por los daños que pudieran ocasionarse a personas o propiedades por el uso de productos defectuosos o negligencia, o como consecuencia de la aplicación de métodos, productos, instrucciones o ideas contenidos en esta obra.

### Revisión científica:

Dr. Gonzalo García de Casasola Sánchez

Jefe de Servicio Medicina Interna-Urgencias

Hospital Infanta Cristina (Parla-Madrid)

Servicios editoriales: DRK Edición

Depósito legal: B. 8.331 - 2020

Impreso en Polonia

# PRÓLOGO A LA SEGUNDA EDICIÓN EN ESPAÑOL

La ecografía a pie de cama (POCUS, *Point-of-Care Ultrasound*) es una técnica que, afortunadamente, se está implantando con fuerza en la mayoría de las especialidades médicas, sobre todo en los ámbitos de urgencias, anestesia, cuidados intensivos, medicina interna, atención primaria, neumología y reumatología, por poner solo algunos ejemplos. Incluso en especialidades como la cardiología se tiene cada vez más en cuenta la valoración ecográfica integral del paciente y se está incorporando a esta especialidad la ecografía pulmonar, esencial para la adecuada estimación de la congestión de los enfermos con sospecha de insuficiencia cardíaca.

*Ecografía a pie de cama. Fundamentos de la ecografía clínica* es un libro de referencia internacional en este campo. De hecho, fue galardonado por la British Medical Association con el reconocimiento President's Choice Award y Highly Commended in Internal Medicine del año 2015. Hace tres años tuve la oportunidad de presentar la primera edición traducida al español. He sido invitado de nuevo a prologar la segunda edición, lo que constituye para mí una gran satisfacción por varios motivos. En primer lugar, nuestro equipo de médicos con experiencia en ecografía se ha encargado de la traducción íntegra de la versión original en inglés. En cierto modo, esta segunda edición en español tiene algo nuestro y es un orgullo haber participado, aunque sea de forma tangencial, en la publicación de un libro de esta categoría. En segundo lugar, hace unos meses tuvimos la oportunidad de conocer personalmente al editor principal del libro, Nilam Soni, en la celebración de un taller de ecografía clínica en España. Nos dimos cuenta de que es un gran profesional, un excelente docente y una magnífica persona. Por último, muy probablemente este sea el mejor libro de ecografía clínica que conozco.

Es patente que cada capítulo está escrito por expertos que dominan la materia y son capaces de sintetizar de forma excepcional la técnica y señalar con certeza los puntos clave, los aspectos conflictivos y las causas más frecuentes de error. Como en la edición anterior, la iconografía es magnífica y se ha ampliado de forma sustancial el número de vídeos y de casos clínicos. En esta segunda edición se han añadido nuevos capítulos relacionados con la monitorización hemodinámica, la ecocardiografía transesofágica, el embarazo, la pediatría y la ecografía transcraneal. De esta forma están cubiertas la mayoría de las aplicaciones relacionadas con la ecografía clínica. En resumen, una gran obra, referente para los médicos que usamos la ecografía a pie de cama.

## **Gonzalo García de Casasola Sánchez**

Jefe de Servicio de Medicina Interna-Urgencias,  
Hospital Universitario Infanta Cristina, Parla, Madrid  
Grupo de Trabajo de Ecografía Clínica de la Sociedad Española de Medicina Interna

La ecografía a pie de cama ha demostrado mejorar la seguridad de los procedimientos, acelerar y aumentar la precisión de los diagnósticos e incrementar la confianza en la toma de decisiones clínicas. La ecografía a pie de cama es una de las nuevas tecnologías que aumenta la cercanía entre los médicos y los pacientes, lo que mejora la experiencia para ambas partes.

La primera edición de *Ecografía a pie de cama* se publicó en 2014 y sentó las bases para compartir los conocimientos entre múltiples especialidades que utilizan diversas aplicaciones de esta técnica. Desde su publicación inicial, el libro se ha traducido al chino y al español, y se han distribuido miles de copias en todo el mundo. A medida que más médicos han aprendido *qué* es la ecografía a pie de cama, han consultado este libro para aprender *cómo* utilizarla. La ecografía es una técnica visual y dinámica, este libro proporciona una rica experiencia con su versión en internet basada en vídeos. Su estilo de manual, la concisión de los capítulos, la alta calidad de las figuras y los aspectos docentes prácticos resultan muy atractivos para los médicos que deseen mejorar sus conocimientos sobre ecografía.

En esta segunda edición, hemos ampliado el contenido de varias formas. En primer lugar, hemos añadido seis capítulos sobre hemodinámica, ecocardiografía transesofágica, ecografía del segundo y tercer trimestres del embarazo, pediatría, neonatología y ecografía transcraneal. En segundo lugar, hemos aumentado el número de vídeos *online* desde unos 300 hasta más de 1.000, que muestran hallazgos ecográficos normales y patológicos. En tercer lugar, hemos añadido nuevos casos clínicos y preguntas de repaso para hacer hincapié en los puntos de aprendizaje claves de cada capítulo. Tanto los vídeos como las preguntas de repaso están disponibles *online* en inglés. Por último, hemos seguido el ritmo de este campo rápidamente cambiante mediante la actualización de la bibliografía, las imágenes y las figuras de todos los capítulos.

La obra ofrece una cobertura detallada de los principios y de las amplias aplicaciones de la ecografía a pie de cama que son más generalizables a los profesionales sanitarios de cualquier disciplina o entorno de práctica. Confiamos en que las diversas inquietudes de los profesionales sanitarios interesados en aprender ecografía a pie de cama queden resueltas con esta segunda edición de nuestro libro.

*Nilam J. Soni*  
*Robert Arntfield*  
*Pierre Kory*

# Principios fundamentales de la ecografía

## Evolución de la ecografía a pie de cama

Nilam J. Soni ■ Robert Arntfield ■ Pierre Kory

### PUNTOS CLAVE

- La ecografía a pie de cama se define como una exploración ecográfica a la cabecera del paciente orientada por objetivos, que es realizada por un profesional sanitario para dar respuesta a una duda diagnóstica específica o para guiar la realización de una técnica invasiva.
- La ecografía diagnóstica se desarrolló y empleó por vez primera en medicina durante la década de los cuarenta, pero la ecografía a pie de cama se ha integrado en las distintas áreas de la práctica clínica desde principios de los noventa.
- Algunas consideraciones importantes a la hora de realizar una ecografía a pie de cama incluyen la formación y el nivel de habilidad de la persona que la realiza, las características de los pacientes y la calidad del ecógrafo.

### Generalidades

La ecografía a pie de cama ha revolucionado la práctica médica y condiciona la asistencia en la mayoría de las especialidades médicas y quirúrgicas. Durante más de un siglo, los clínicos se han visto limitados a usar herramientas primitivas a la cabecera del paciente, como el martillo de reflejos (desde 1888) y el estoscopio (desde 1816), pero la ecografía a pie de cama consigue que los profesionales sanitarios dispongan de una herramienta que les permite realmente visualizar aquello que mediante palpación o auscultación solo pueden adivinar. La miniaturización tecnológica de los dispositivos ecográficos se ha producido al mismo ritmo que estos se integraban en la práctica clínica.

Actualmente, muchas sociedades profesionales y organizaciones nacionales han reconocido la poderosa influencia de la ecografía a pie de cama y han recomendado su uso habitual en la práctica clínica. En 2001, la American Medical Association afirmó: «La ecografía tiene distintas aplicaciones y es empleada por muchos médicos y especialidades. La ecografía está dentro de la práctica de los médicos que estén adecuadamente entrenados». <sup>1</sup> Por tanto, desde hace más de una década se reconoce que los especialistas de diversas ramas pueden y deben estar entrenados en la utilización de la ecografía dentro de su ámbito de especialidad. Este capítulo revisa los principales hitos en la historia de la ecografía médica y se centra en los aspectos más importantes de la ecografía a pie de cama.

## Historia

Las propiedades acústicas del sonido fueron bien descritas por las antiguas civilizaciones griegas y romanas. En el siglo XX, el hundimiento del Titanic, seguido del comienzo de la Primera Guerra Mundial, sirvió como catalizador para el desarrollo del sonar (navegación guiada por sonido), que fue la primera aplicación al mundo real de los principios del sonido.<sup>2,3</sup>

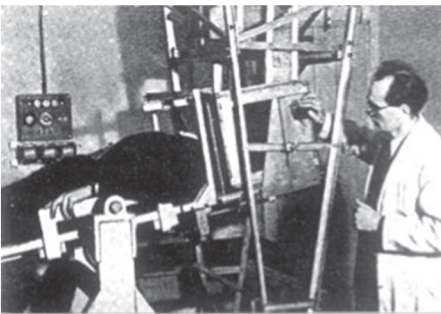
Aunque varios médicos compiten por ser reconocidos como los primeros en emplear los ultrasonidos en medicina, Karl Theodore Dussik, un psiquiatra y neurólogo austríaco, ha recibido el reconocimiento como primer médico en usar los ultrasonidos en el diagnóstico médico cuando trató de visualizar los ventrículos cerebrales y los tumores cerebrales con un primitivo dispositivo ecográfico en 1942 (fig. 1.1).

Durante las décadas de los cuarenta y cincuenta, muchos pioneros hicieron avances en el campo de los ultrasonidos médicos. John Julian Wild describió las diversas aplicaciones clínicas de los ultrasonidos, incluidas las diferencias de aspecto entre los tejidos normales y los cancerosos. Douglass Howry y Joseph Holmes se centraron en la tecnología de los equipos ecográficos. Estos autores construyeron sistemas de ultrasonidos en tanques de inmersión, incluido el «SomaScope» en 1954 (fig. 1.2), y publicaron las primeras imágenes ecográficas bidimensionales. Ian Donald realizó grandes avances en ecografía obstétrica y ginecológica. Inge Edler y Carl Hellmuth Hertz investigaron sobre la ecografía cardíaca y establecieron el campo de la ecocardiografía a principios de la década de los cincuenta. Shigeo Satomura, un médico japonés que trabajaba por separado de los pioneros de EE. UU. y Europa, es considerado el primer médico que empleó la ecografía

Doppler en los estudios sobre el movimiento de las válvulas cardíacas.<sup>3</sup>

Los avances en la tecnología ecográfica aceleraron este campo durante las décadas de los sesenta y setenta. Las primeras máquinas de ecografía emplearon la fotografía con obturador abierto para capturar las imágenes de la pantalla. Se capturaban múltiples imágenes estáticas de las estructuras en movimiento, que se mostraban de forma secuencial y se interpretaban tratando de imaginar las estructuras en movimiento. En 1965, Siemens comercializó el Vidoson, el primer ecógrafo en tiempo real, capaz de mostrar 15 imágenes por segundo. El Vidoson fue rápidamente incorporado a la asistencia obstétrica en la década siguiente y pasó a ser un componente habitual de la evaluación de las gestantes. El barrido sectorial se hizo posible con el desarrollo de sondas organizadas en fase a principios de la década de los setenta y dio origen a la ecocardiografía como campo independiente.<sup>3</sup>

La tecnología de los ultrasonidos siguió avanzando en las décadas de los setenta y ochenta con el desarrollo de sondas más sofisticadas y la mejoría de la calidad de imagen. Después de que la radiología, la cardiología y la obstetricia/ginecología fueran los primeros en «abrazar» la ecografía, los ultrasonidos empezaron a emplearse en la asistencia de emergencia, un papel que marcó el comienzo de la era de la ecografía a pie de cama utilizada por los profesionales sanitarios de distintas especialidades



**Figura 1.1** Karl Theodore Dussik y el primer dispositivo de ecografía médica en 1946. (Tomado de Frentzel-Beyme B. Vom Echolot zur Farbdopplersonographie. *Der Radiologe*. 2005;45(4):363-370.)



**Figura 1.2** Aparato de ultrasonidos en tanque de inmersión de la década de los cincuenta. (Tomado de Hagen-Ansert SL. *Textbook of Diagnostic Sonography*. 7th ed., St Louis, Mosby; 2011.)

médicas.<sup>3</sup> Esta técnica permite valorar con rapidez trastornos con riesgo vital a la cabecera del paciente con un ecógrafo portátil. Los médicos de primera asistencia, sobre todo los cirujanos y los médicos de urgencias, empezaron a valorar a los pacientes traumatológicos con ecografía en la década de los setenta, y a principios de la década de los noventa se acuñó el término exploración FAST, o evaluación enfocada con ecografía en traumatología, por sus siglas en inglés.<sup>4,6</sup> La exploración FAST se incorporó a las recomendaciones de soporte vital avanzado en traumatología (SVAT) a finales de la década de los noventa.<sup>7,8</sup> Desde su primera descripción en la década de los setenta en Europa hasta su posterior incorporación a las recomendaciones de SVAT en la de los noventa en EE. UU., la exploración FAST permitió establecer un precedente para el desarrollo de las aplicaciones de la ecografía a pie de cama y su incorporación a la práctica clínica habitual.

Desde la década de los noventa, la ecografía a pie de cama se ha convertido en parte de la práctica de casi todas las especialidades. Además del desarrollo de aplicaciones diagnósticas específicas de la ecografía en la década de los noventa, como la exploración FAST, empezaron a aparecer aplicaciones ecográficas médicas generales, que se pueden aplicar de forma amplia a muchas especialidades. A mediados de la década de los ochenta se empezó a describir los artefactos de la ecografía en los pulmones y la pleura (un órgano considerado poco útil para el diagnóstico ecográfico). El Dr. Daniel Lichtenstein, un especialista en cuidados intensivos francés, trabajó en la identificación y codificación de estos artefactos en las distintas formas de patología pulmonar, y dio así origen al campo de la ecografía pulmonar.<sup>9</sup> Aunque la ecografía pulmonar fue empleada por vez primera por los intensivistas para valorar a los enfermos críticos, se puede aplicar de forma general para evaluar a cualquier paciente con síntomas pulmonares, es más precisa que la radiografía de tórax y puede ser empleada por cualquier profesional sanitario entrenado, independientemente de su especialidad.<sup>10</sup>

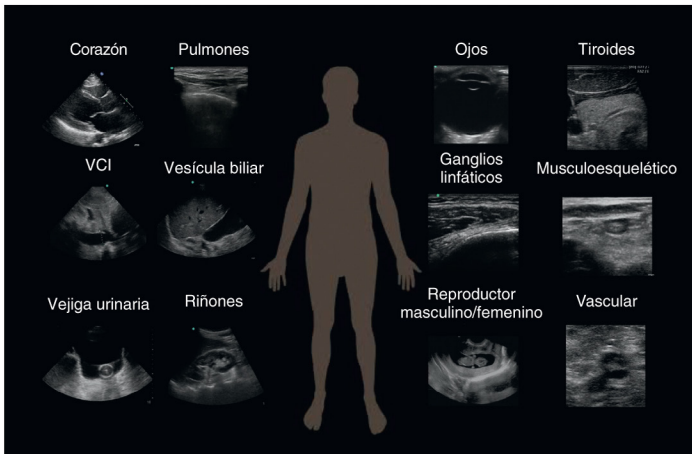
Otro uso ampliamente aplicable de los ultrasonidos fue el uso como guía para procedimientos invasivos a la cabecera del paciente. Múltiples estudios realizados desde la década de los noventa han demostrado una disminución de las complicaciones mecánicas cuando se emplea la ecografía para guiar algunas intervenciones frecuentes, sobre todo el cateterismo venoso central.<sup>11,12</sup> Las recomendaciones actuales recogen que todos los profesionales, sea cual sea su especialidad, utilicen la guía ecográfica a

la hora de poner un catéter venoso central en la yugular interna.

La tecnología de la ecografía ya estaba muy avanzada en la primera década del siglo XXI, durante la cual se produjo el desarrollo de la ecografía tridimensional para algunas aplicaciones diagnósticas seleccionadas; sin embargo, la ecografía bidimensional ha seguido siendo la técnica habitual en la mayoría de las indicaciones. El cambio más importante durante esta década fue la reducción continuada del tamaño y el precio de los equipos ecográficos. La mayor portabilidad y asequibilidad de los dispositivos ecográficos permitieron un incremento exponencial del uso de la ecografía por parte de todos los profesionales. Posteriormente, muchas sociedades profesionales publicaron recomendaciones sobre el uso de la ecografía a pie de cama, incluidos el American Institute of Ultrasound in Medicine (AIUM), el American College of Emergency Physicians (ACEP), el American College of Chest Physicians (ACCP) y la American Society of Echocardiography (ASE). Además, se han establecido recomendaciones de consenso entre las sociedades radiológicas y de otras especialidades, como las recomendaciones sobre ecografía obstétrica desarrolladas por el American College of Radiology (ACR), el American College of Obstetricians and Gynecologists (ACOG), el AIUM y la Society of Radiologists in Ultrasound (SRU) y la declaración sobre ecografía cardíaca dirigida de la ACEP-ASE para situaciones de urgencia.<sup>13,14</sup> Se han publicado también recomendaciones específicas de algunas especialidades, como las de la American Association of Clinical Endocrinologists sobre ecografía tiroidea, que definieron un mecanismo para que los endocrinólogos obtuvieran un certificado de competencia en ecografía cervical y tiroidea.<sup>15</sup>

Los médicos formadores reconocieron la importancia de los conocimientos básicos sobre ecografía a principios de la primera década del siglo XXI y empezaron a analizar la forma de incorporar la formación en ecografía en los currículos de los estudiantes de Medicina, residentes y adjuntos. El Accreditation Council for Graduate Medical Education (ACGME) ha empezado a organizar algunos programas para residentes y adjuntos en EE. UU. que incluyen formación en ecografía básica; por ejemplo, la ecografía en cuidados críticos y la toracocentesis y el cateterismo venoso central guiado por ecografía son elementos necesarios para la formación de los adjuntos de neumología/cuidados intensivos. Varias facultades de Medicina de todo el mundo han empezado a enseñar a sus alumnos los principios y la práctica de la eco-





**Figura 1.3** Aplicaciones diagnósticas frecuentes de la ecografía a pie de cama. VCI, vena cava inferior.

grafía, casi siempre junto con el estudio de la anatomía y la exploración física.<sup>16-19</sup> La próxima generación de médicos tendrá, de este modo, un mayor conocimiento de las aplicaciones de la ecografía a pie de cama y se planteará que la realización de esta técnica es parte habitual de la asistencia en la mayoría de los casos. Aunque las contribuciones de las generaciones previas permitieron establecer que la ecografía es una herramienta valiosa para el diagnóstico y la guía de intervenciones a la cabecera del paciente, la próxima generación avanzará en este campo al estudiar la mejor forma de incorporar la ecografía a pie de cama a los algoritmos de asistencia de los pacientes y su repercusión sobre los resultados de la asistencia, la rentabilidad y la satisfacción de los pacientes.

### Consideraciones clave

Los estudios ecográficos a pie de cama se distinguen de las exploraciones ecográficas exhaustivas en varios aspectos. En general, la ecografía a pie de cama se emplea para detectar procesos agudos con riesgo vital en los que la detección a la cabecera del paciente acelera el cuidado. La evaluación mediante ecografía a pie de cama necesita menos tiempo, dado que se centra en un hallazgo o un conjunto limitado de hallazgos ante una molestia o síndrome clínico específico. Por el contrario, la exploración diagnóstica exhaustiva evalúa de forma generalizada todas las estructuras anatómicas relacionadas con un órgano o sistema orgánico. El proceso de solicitar, realizar, interpretar e informar este tipo de estudios exhaustivos suele tardar horas, mientras que la ecografía a pie de cama se realiza e interpreta en minutos, de forma que

se obtiene información más inmediata para la toma de decisiones. Aunque es posible obtener información con rapidez, un reto importante es superar las múltiples limitaciones de tiempo impuestas a los profesionales que realizan estas ecografías diagnósticas de forma habitual.<sup>20</sup>

Entre las consideraciones clave para mejorar la eficiencia y la calidad de las ecografías diagnósticas en distintas aplicaciones clínicas se incluyen la optimización de la formación de los profesionales, los factores del paciente y las características del equipo ecográfico.

### APLICACIONES CLÍNICAS

La ecografía a pie de cama trata de dar respuesta a una pregunta específica mediante una exploración orientada por objetivos y centrada en valorar la mayor parte de los sistemas corporales (fig. 1.3). En general, el objetivo es «confirmar» o «descartar» un trastorno específico o dar respuesta a una pregunta con «sí/no». Las aplicaciones clínicas se pueden clasificar de la siguiente forma:

- *Procedimientos guiados*: se ha demostrado que la guía ecográfica reduce las complicaciones y mejora la frecuencia de éxitos de las intervenciones realizadas a la cabecera del paciente. Las intervenciones que se suelen realizar con control ecográfico incluyen el acceso vascular, la toracocentesis, la paracentesis, la punción lumbar, la artrocentesis y la pericardiocentesis.
- *Diagnóstico*: basándose en los signos y síntomas de presentación del paciente, la ecografía a pie de cama permite acotar el diagnóstico diferencial y orientar las pruebas complementarias, sobre todo en situacio-

nes urgentes. Las ecografías diagnósticas se suelen realizar para valorar los pulmones, el corazón, la vesícula biliar, la aorta, los riñones, la vejiga, el útero gestante, las articulaciones y las venas de las extremidades inferiores.

- **Monitorización:** se pueden realizar ecografías seriadas para monitorizar la situación del paciente o los efectos de una intervención sin exponer a los pacientes a la radiación ionizante o el contraste intravenoso. Las aplicaciones frecuentes incluyen la monitorización de la distensión y colapsabilidad de la vena cava inferior, un indicador indirecto de la presión venosa central durante la reanimación con reposición de fluidos; la monitorización de la contracción del ventrículo izquierdo en respuesta al comienzo del tratamiento inotrópico, y la monitorización de la resolución o el deterioro de un neumotórax o una neumonía en la ecografía pulmonar.
- **Reanimación:** el uso de la ecografía durante la reanimación de una parada cardíaca es una aplicación única, aunque infrautilizada. La ecografía a pie de cama permite dirigir las intervenciones urgentes, porque detecta con rapidez los neumotórax a tensión, los taponamientos cardíacos y las embolias pulmonares masivas con insuficiencia aguda del ventrículo derecho. Además, se puede emplear la ecografía para valorar las contracciones cardíacas y determinar cuándo interrumpir los esfuerzos de reanimación. La visualización de una parada cardíaca o de trombos dentro de las cámaras permite a los profesionales interrumpir las intervenciones inútiles, mientras que la visualización de contracciones cardíacas sutiles o débiles justifica, en general, mantener los esfuerzos de reanimación.
- **Cribado:** el cribado ecográfico puede resultar ventajoso, porque es una técnica no invasiva que evita la radiación ionizante. Aunque se ha descrito el cribado de los aneurismas de aorta abdominal o de la función del ventrículo izquierdo en pacientes asintomáticos mediante ecografía a pie de cama, la aplicación generalizada en el cribado se ha desarrollado lentamente por el reto que supone sopesar los beneficios de una detección precoz frente a los daños causados por los falsos positivos, que pueden llevar a realizar pruebas y/o intervenciones innecesarias.<sup>21-23</sup>

## FORMACIÓN Y CAPACITACIÓN

La formación necesaria para conseguir la competencia de las aplicaciones de la ecografía a pie de cama varía en función de la capacidad

del profesional y del tipo de exploración. La experiencia previa con la ecografía facilita mucho el aprendizaje de nuevas aplicaciones. La habilidad necesaria depende de la amplitud de la práctica del profesional; por ejemplo, un reumatólogo puede tener experiencia en ecografía musculoesquelética, pero menos en la cardíaca o abdominal, al revés que les sucede a los médicos de cuidados críticos. Los protocolos de los estudios publicados sobre la formación en ecografía son distintos, pero, en general, se acepta que la formación debe incluir la adquisición de imágenes sobre el terreno e interpretación ayudada por una enseñanza orientada adecuada. Los estudios actuales han aportado recomendaciones generales sobre el número medio de exploraciones necesarias para adquirir la capacidad de realizarla según cuál sea; por ejemplo, los usuarios noveles han conseguido un nivel de habilidad «aceptable» en ecografía cardíaca dirigida tras realizar 20-30 exploraciones básicas.<sup>24</sup> Aunque posiblemente se siga exigiendo un número mínimo de exploraciones para obtener determinados certificados, las generaciones futuras se centrarán en la formación basada en la adquisición de competencias, y esta se determinará por el logro de determinados hitos más que por la realización de un número predeterminado de exploraciones.

## FACTORES RELACIONADOS CON EL PACIENTE

Las características corporales, la posición y la enfermedad aguda son aspectos importantes que se deben considerar cuando se estudia a los pacientes con técnicas de imagen. Igual que sucede en las radiografías simples, las ondas de ultrasonidos se atenúan por el tejido adiposo, y los ultrasonidos tienen una capacidad de penetración limitada en los obesos mórbidos. Se deben utilizar frecuencias menores para conseguir una penetración más profunda, lo que se traduce en imágenes de menor resolución. La posición del paciente puede limitar la exploración ecográfica; por ejemplo, la adquisición de imágenes ecográficas apicales cardíacas se suele ver limitada en pacientes que no pueden ser colocados en decúbito lateral izquierdo. De un modo parecido, los profesionales deben adaptar su propia posición para valorar los derrames pleurales y realizar una toracocentesis en los pacientes incapaces de sentarse erguidos. Por el contrario, la ascitis y los derrames pleurales mejoran la visualización de los órganos profundos por la penetración en profundidad de las ondas sonoras.

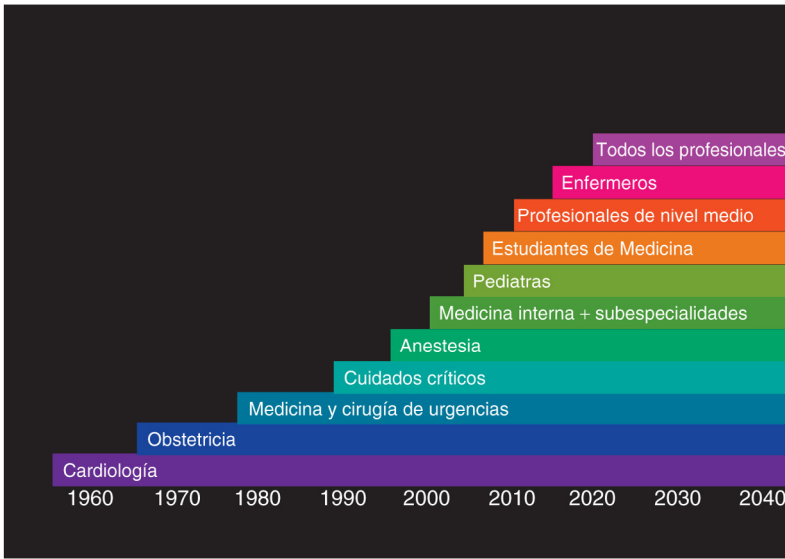


Figura 1.4 Integración de la ecografía a pie de cama en las especialidades médicas.

## EQUIPO ECOGRÁFICO

Con el desarrollo de dispositivos de ecografía más nuevos y compactos, la falta de familiaridad con las características y controles del dispositivo puede representar una barrera para su uso. Por suerte, muchos aparatos están diseñados específicamente para las aplicaciones de ecografía a pie de cama y tienen como rasgo principal su facilidad de uso, un rasgo importante a la hora de adquirir un aparato. Se presentan en formatos desde tamaño bolsillo a tipo ordenador portátil. Muchos profesionales están adquiriendo estos dispositivos para uso personal y, de esta manera, la limitación de aparatos para realizar ecografías a pie de cama es un problema que pronto quedará resuelto.<sup>25,26</sup>

La disminución de tamaño de los dispositivos ecográficos portátiles condiciona algunas limitaciones: una pantalla más pequeña, una selección de sondas limitada, menos modos de imagen y menos parámetros ajustables para optimizar la imagen. La disponibilidad de sondas es una consideración importante, porque algunas exploraciones se pueden realizar con múltiples tipos de sondas ecográficas, mientras que otras solo se

pueden hacer con un único tipo de sonda. Por ejemplo, se puede emplear una sonda curva, o cóncava, o una sectorial para evaluar el abdomen, pero solo esta última permite evaluar el corazón.

## Visión

La ecografía a pie de cama se usa cada vez más y se ha extendido con rapidez en los últimos 20 años, y anticipamos que todos los profesionales sanitarios, incluidos estudiantes, enfermeros, sanitarios avanzados y médicos, habrán integrado la ecografía a la práctica clínica en los próximos 20 años (fig. 1.4). Los sistemas sanitarios de todo el mundo están luchando por conseguir una asistencia sanitaria de alta calidad y rentable, y la ecografía a pie de cama puede ayudar a conseguir estos objetivos, al reducir las complicaciones de las intervenciones, acelerar la asistencia, disminuir las pruebas complementarias costosas y también las técnicas radiológicas que emplean la radiación ionizante. Conseguir estos objetivos puede permitir el objetivo final de mejorar la satisfacción de los pacientes y el resultado en términos de salud.

## Bibliografía

1. Cardenas E. Emergency medicine ultrasound policies and reimbursement guidelines. *Emerg Med Clin North Am.* 2004;22(3):829-838 x-xi.
2. Woo J. A Short History of the Development of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology. <http://www.ob-ultrasound.net/history1.html>. Accessed March 18, 2015.
3. Newman PG, Rozycki GS. The history of ultrasound. *Surg Clin North Am.* 1998;78(2):179-195.
4. Eckel H. Sonography in emergency diagnosis of the abdomen [author's trans.]. *Rontgenblatter.* 1980;33(5):244-248.
5. Plummer D. Principles of emergency ultrasound and echocardiography. *Ann Emerg Med.* 1989;18(12):1291-1297.
6. Jehle D, Guarino J, Karamanoukian H. Emergency department ultrasound in the evaluation of blunt abdominal trauma. *Am J Emerg Med.* 1993;11(4):342-346.
7. Han DC, Rozycki GS, Schmidt JA, et al. Ultrasound training during ATLS: an early start for surgical interns. *J Trauma.* 1996;41(2):208-213.
8. Rozycki GS. Surgeon-performed ultrasound: its use in clinical practice. *Ann Surg.* 1998;228(1):16-28.
9. Lichtenstein D. *L'échographie générale en réanimation.* Springer-Verlag: Germany.
10. Xirouchaki N, Magkanas E, Vaporidi K, et al. Lung ultrasound in critically ill patients: comparison with bedside chest radiography. *Intensive Care Med.* 2011;37(9):1488-1493.
11. Weiner MM, Geldard P, Mittnacht AJ. Ultrasound-guided vascular access: a comprehensive review. *J Cardiothorac Vasc Anesth.* 2013;27(2):345-360.
12. Wu SY, Ling Q, Cao LH, et al. Real-time two-dimensional ultrasound guidance for central venous cannulation: a meta-analysis. *Anesthesiology.* 2013;118(2):361-375.
13. ACR-ACOG-AIUM-SRU practice guideline for the performance of obstetrical ultrasound. [http://www.acr.org/~media/ACR/Documents/PGTS/guidelines/US\\_Obstetrical.pdf](http://www.acr.org/~media/ACR/Documents/PGTS/guidelines/US_Obstetrical.pdf); (revised 2018).
14. Labovitz AJ, Noble VE, Bierig M, et al. Focused cardiac ultrasound in the emergent setting: a consensus statement of the American Society of Echocardiography and American College of Emergency Physicians. *J Am Soc Echocardiogr.* 2010;23(12):1225-1230.
15. Endocrine Certification in Neck Ultrasound Candidate Handbook and Application. American Association of Clinical Endocrinologists. <https://www.aace.com/files/ecnu-candidatehandbook.pdf>. Accessed March 18, 2015.
16. Rao S, van Holsbeeck L, Musial JL, et al. A pilot study of comprehensive ultrasound education at the Wayne State University School of Medicine: a pioneer year review. *J Ultrasound Med.* 2008;27(5):745-749.
17. Hoppmann RA, Rao VV, Poston MB, et al. An integrated ultrasound curriculum (iUSC) for medical students: 4-year experience. *Crit Ultrasound J.* 2011;3(1):1-12.
18. Bahner DP, Royall NA. Advanced ultrasound training for fourth-year medical students: a novel training program at the Ohio State University College of Medicine. *Acad Med.* 2013;88(2):206-213.
19. Bahner DP, Adkins EJ, Hughes D, et al. Integrated medical school ultrasound: development of an ultrasound vertical curriculum. *Crit Ultrasound J.* 2013;5(1):6.
20. Kory PD, Pellecchia CM, Shiloh AL, et al. Accuracy of ultrasonography performed by critical care physicians for the diagnosis of DVT. *Chest.* 2011;139:538-554.
21. Frederiksen CA, Juhl-Olsen P, Andersen NH, et al. Assessment of cardiac pathology by point-of-care ultrasonography performed by a novice examiner is comparable to the gold standard. *Scand J Trauma Resusc Emerg Med.* 2013;21:87.
22. Martin LD, Mathews S, Ziegelstein RC, et al. Prevalence of asymptomatic left ventricular systolic dysfunction in at-risk medical inpatients. *Am J Med.* 2013;126(1):68-73.
23. Nguyen AT, Hill GB, Versteeg MP, et al. Novices may be trained to screen for abdominal aortic aneurysms using ultrasound. *Cardiovasc Ultrasound.* 2013;11(1):42.
24. Spencer KT, Kimura BJ, Korcarz CE, et al. Focused cardiac ultrasound: recommendations from the American Society of Echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr.* 2013;26(6):567-581.
25. Buchanan MS, Backlund B, Liao MM, et al. Use of ultrasound guidance for central venous catheter placement: survey from the American Board of Emergency Medicine Longitudinal Study of Emergency Physicians. *Acad Emerg Med.* 2014;21(4):416-421.
26. Soni NJ, Reyes LF, Keyt H, et al. Use of ultrasound guidance for central venous catheterization: a national survey of intensivists and hospitalists. *J Crit Care.* 2016;36:277-283.

# Física y modos de los ultrasonidos

Michael Mayette ■ Paul K. Mohabir

## PUNTOS CLAVE

- La ecografía utiliza ondas de sonido para visualizar órganos internos; en comparación, la radiografía simple y la tomografía computarizada utilizan radiación ionizante.
- Las sondas ecográficas de alta frecuencia producen imágenes de mayor resolución, pero tienen una penetración menos profunda. Las sondas ecográficas de menor frecuencia producen imágenes de menor resolución, pero tienen una mayor penetración en los tejidos.
- Los modos de imagen más frecuentes en ecografía a pie de cama son el bidimensional o modo B, modo M y Doppler.

## Generalidades

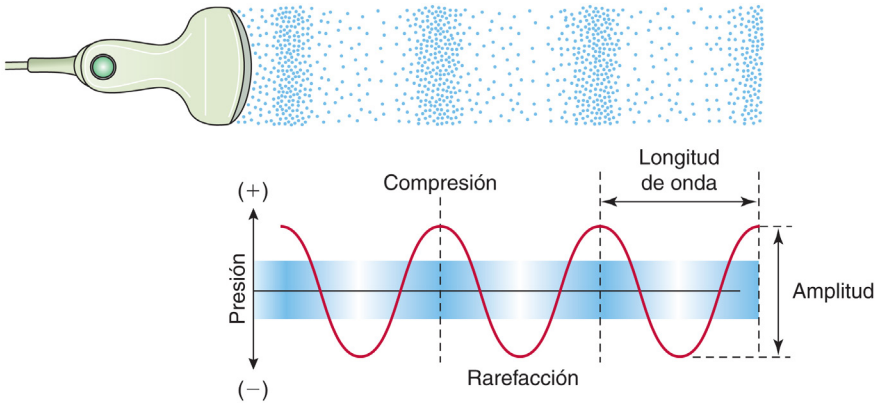
Los ultrasonidos se han empleado con fines diagnósticos en medicina desde finales de la década de los cuarenta, pero la historia de la física de los ultrasonidos se remonta a la antigua Grecia. En el siglo VI a. C., Pitágoras describió la armónica de los instrumentos de cuerda, que estableció las características únicas de las ondas sonoras. A finales del siglo XVIII, Lazzaro Spallanzani había conseguido un conocimiento más profundo sobre la física de las ondas sonoras a partir de sus estudios sobre ecolocalización en los murciélagos. El campo de la ecografía no habría evolucionado sin el conocimiento sobre las propiedades piezoeléctricas de algunos materiales, como describieron Pierre y Jacques Curie en 1880.<sup>1</sup> Muchos otros hitos, como la invención del sonar por Fessenden y Langevin tras el hundimiento del Titanic y el desarrollo del radar por Watson-Watt, mejoraron nuestros conocimientos sobre la física de los ultrasonidos. Su uso en medicina empezó a finales de la década de los cuarenta con los trabajos de los Dres. George Ludwig y John Wild en EE. UU. y Karl Theodore Dussik en Europa<sup>2-4</sup>.

Los aparatos modernos de ultrasonidos siguen basándose en los mismos principios físicos originales de hace siglos, aunque los avances tecnológicos han refinado los dispositivos y mejorado la calidad de imagen. Es fundamental comprender muy bien la física de los ultrasonidos para poder obtener imágenes

de alta calidad e interpretarlas de forma correcta. Este capítulo revisa los principios fundamentales de los ultrasonidos y los modos de imagen.

## Principios

Las ondas sonoras son emitidas por el material piezoeléctrico, principalmente cerámica sintética (circonato titanato de plomo [PZT]), contenido en sondas (transductores) de ultrasonidos. Cuando se aplica un voltaje eléctrico con alternancia rápida al material piezoeléctrico, este experimenta las correspondientes oscilaciones en la tensión mecánica. Cuando este material se expande y contrae con rapidez, se producen vibraciones en el material adyacente y se generan las ondas de sonido. Las propiedades mecánicas del material piezoeléctrico determinan el rango de frecuencias de las ondas de sonido producidas. Las ondas se propagan a través de los medios mediante la creación de rarefacciones y compresiones del espacio existente entre las partículas (fig. 2.1). Este proceso de creación de tensión mecánica por aplicación de una señal eléctrica sobre un material piezoeléctrico se denomina *efecto piezoeléctrico inverso*. El proceso opuesto, que es la generación de una señal eléctrica a partir de la tensión mecánica del material piezoeléctrico, se denomina *efecto piezoeléctrico directo*. Las sondas ecográficas producen ondas de ultrasonidos por un efecto piezoeléctrico inverso, y las ondas de ultrasonidos reflejadas o ecos se reciben por la



**Figura 2.1** Propiedades de la onda de sonido. Las ondas sonoras son ondas mecánicas que se propagan a través de los medios creando compresiones y rarefacciones, correspondientes a regiones de partículas de alta y baja densidad. La amplitud es la magnitud del cambio de presión entre los picos y nadires y representa la «fuerza» de la onda de sonido. La longitud de onda es la distancia entre compresiones sucesivas o rarefacciones y depende de la frecuencia de la onda de sonido y la velocidad de propagación en un tejido dado.

misma sonda y se convierten en una señal eléctrica por el efecto piezoeléctrico directo. La señal eléctrica es analizada por un procesador y, en función de la amplitud de la señal recibida, se muestra una imagen en escala de grises en la pantalla. Los parámetros clave de las ondas de ultrasonidos incluyen la frecuencia, la longitud de onda, la velocidad, la potencia y la intensidad.<sup>5</sup>

## FRECUENCIA Y LONGITUD DE ONDA

Por definición, el término «ultrasonido» alude a las ondas sonoras a una frecuencia superior al rango audible humano normal ( $> 20$  kHz). Las frecuencias empleadas en ecografía oscilan entre 2 y 15 MHz. La frecuencia ( $f$ ) en el número de ciclos de onda de sonido por segundo, o hercio (Hz), es inversamente proporcional a la longitud de onda ( $\lambda$ ) y directamente proporcional a la velocidad específica del sonido en un tejido determinado ( $c$ ) según la fórmula  $f = c/\lambda$ . La frecuencia se determina por las propiedades de los cristales piezoeléctricos, mientras que la velocidad de propagación se determina por la densidad y la rigidez de un tejido. La velocidad media de propagación del ultrasonido en los tejidos es de 1.540 m/s.

Dos consideraciones importantes en ecografía son la profundidad de penetración y la resolución o definición de la imagen; esta última se suele medir en función de la longitud de onda utilizada. Por ejemplo, cuando se emplean longitudes de onda de 1 mm, la imagen aparece borrosa cuando se valora con una escala inferior a 1 mm. Las ondas de ultrasonidos con menor longitud de onda tienen una frecuencia más alta y aportan imágenes de mayor resolución, pero penetran

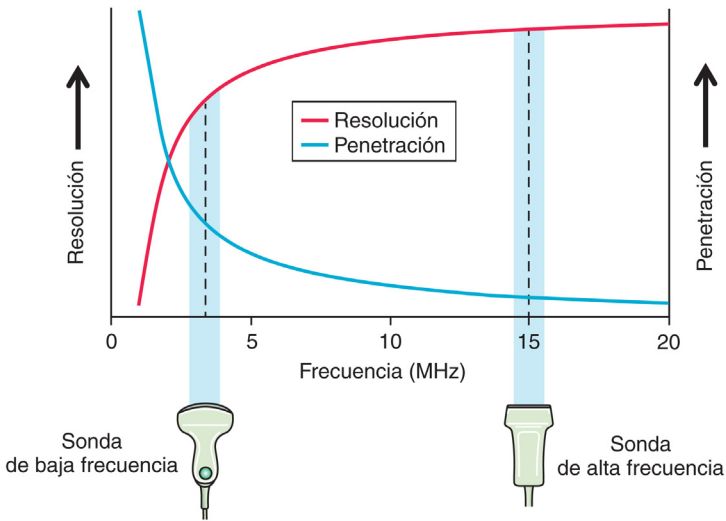
a una profundidad menor. Por el contrario, las ondas de ultrasonidos con mayor longitud de onda tienen una frecuencia menor y obtienen imágenes de menor resolución, pero penetran más en profundidad. La figura 2.2 muestra la relación entre frecuencia, resolución y penetración de un material biológico típico. Aumentar al máximo la resolución axial al tiempo que se mantiene una penetración adecuada es un aspecto clave a la hora de elegir una frecuencia de sonda adecuada. Se utilizan frecuencias más altas en las sondas lineales para visualizar las estructuras superficiales, como los vasos, nervios periféricos y articulaciones. Las frecuencias menores se emplean en las sondas curvas o cóncavas y de fase o sectoriales para visualizar las estructuras profundas del tórax, el abdomen y la pelvis.

## POTENCIA E INTENSIDAD

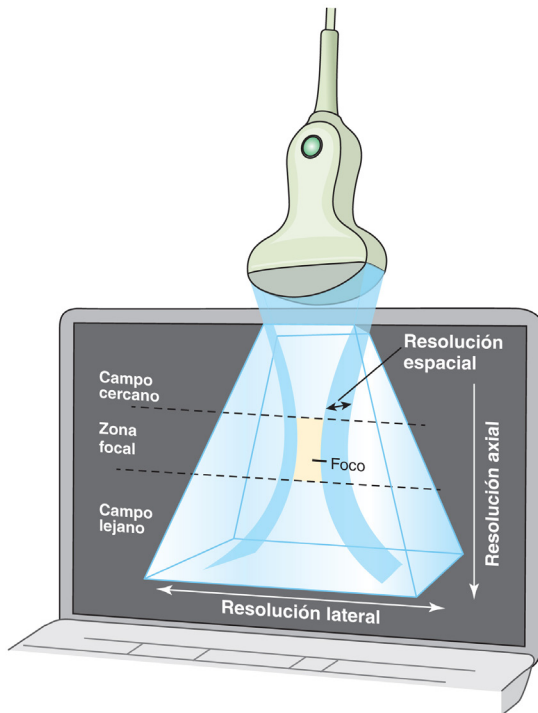
La potencia media es la energía total incidente sobre un tejido en un momento específico (W). La intensidad es la concentración de potencia por unidad de superficie ( $W/cm^2$ ). La intensidad de las ondas de ultrasonidos determina la cantidad de calor que se genera en los tejidos. La generación de calor suele ser insignificante en la ecografía diagnóstica siempre que se respeten las instrucciones del fabricante, aunque tiene importancia en las aplicaciones de ecografía terapéutica, como la litotricia (v. «Seguridad»).

## Resolución

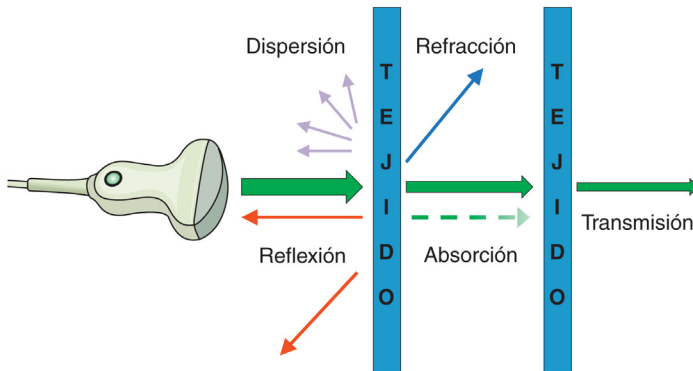
La resolución de la imagen se divide en componentes axial, lateral, vertical y temporal



**Figura 2.2** Relación de frecuencia, penetración y resolución. Las ondas de ultrasonido de alta frecuencia producen imágenes de mayor resolución pero penetran a menor profundidad. Las ondas de ultrasonido de baja frecuencia producen imágenes de baja resolución pero penetran más profundamente.



**Figura 2.3** Tipos de resolución. Resolución de imagen axial, lateral y de espacial en relación con el haz de ultrasonido y la pantalla.



**Figura 2.4 Interacciones ultrasonido-tejido.** Las ondas de ultrasonido se reflejan, refractan, dispersan, transmiten y absorben en las interfaces de los tejidos.

(fig. 2.3). La resolución axial es la capacidad de diferenciar dos objetos a lo largo del eje del haz de ultrasonidos y se corresponde con la resolución vertical en la pantalla. La resolución axial depende de la frecuencia de la sonda. Las frecuencias más altas generan imágenes con una mejor resolución axial, pero las frecuencias más altas penetran menos en profundidad. La resolución lateral u horizontal es la capacidad de distinguir dos objetos perpendiculares al haz de ultrasonidos y depende de la anchura del haz a una profundidad determinada. La resolución lateral se puede optimizar colocando la estructura diana en la zona focal del haz de ultrasonidos. La zona focal es la porción más estrecha del haz de ultrasonidos. El haz de ultrasonidos tiene forma curva y la zona focal es la porción más estrecha del haz de ultrasonidos donde hay máxima intensidad del haz emitido. La resolución lateral disminuye cuando se visualizan las estructuras más profundas debido a la divergencia y el aumento de la dispersión del haz de ultrasonidos. La resolución vertical es una propiedad fija de la sonda y alude a su capacidad de diferenciar objetos localizados a la misma altura o grosor del haz de ultrasonidos. El número de cristales PZT individuales que emiten y reciben las ondas de ultrasonidos y su sensibilidad afectan a la resolución de la imagen. La resolución temporal alude a la claridad o resolución de las estructuras en movimiento. (V. cap. 3 para detalles adicionales sobre la resolución de la imagen.)

## Generación de las imágenes con ultrasonidos

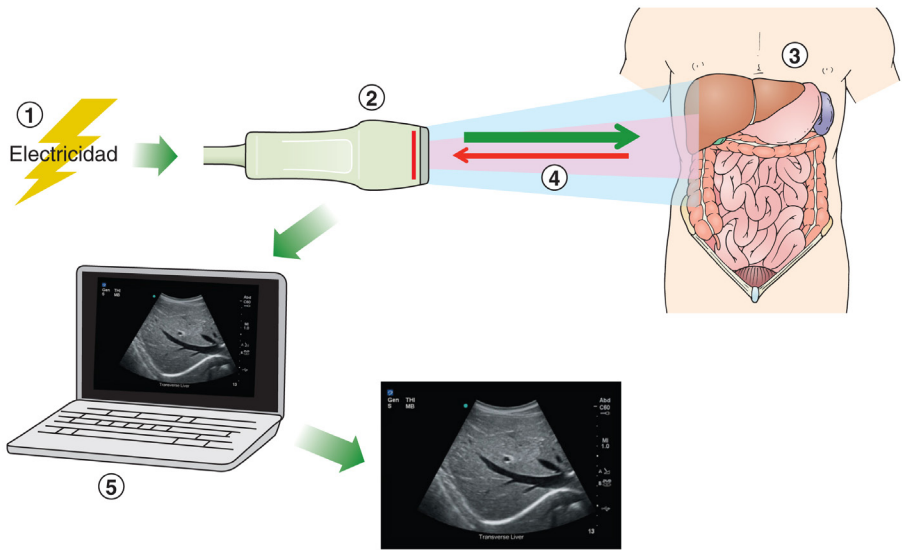
Las ondas sonoras se reflejan, refractan, dispersan, transmiten y absorben por los tejidos debido a diferencias en las propiedades físicas de estos

(fig. 2.4). Las imágenes de ultrasonidos se generan por las ondas sonoras reflejadas y dispersadas por la sonda. Las sondas reciben y registran la intensidad de las ondas sonoras que regresan. Específicamente, la deformación mecánica del material piezoeléctrico de la sonda genera un impulso eléctrico proporcional a la amplitud de estas ondas sonoras que regresan. Los impulsos eléctricos generan de forma acumulativa un mapa de puntos en escala de grises, que se visualizan como la imagen ecográfica. La profundidad de las estructuras situadas a lo largo del eje del haz de ultrasonidos viene determinada por el retraso temporal durante el regreso de los ecos hacia la sonda. El proceso de emisión y recepción de las ondas sonoras se repite de forma secuencial por la sonda, lo que aporta una imagen dinámica (fig. 2.5). La reflexión y la propagación de las ondas sonoras a través de los tejidos dependen de dos parámetros importantes: la impedancia acústica y la atenuación.

## IMPEDANCIA ACÚSTICA

La velocidad de propagación es la velocidad del sonido en los tejidos y varía en función de las propiedades físicas de estos. La *impedancia acústica* es la resistencia a la propagación de las ondas sonoras a través de los tejidos, y es una propiedad física de estos determinada por la densidad de su masa y la velocidad de propagación del sonido en un tejido específico (tabla 2.1). Las diferencias en la impedancia acústica determinan la reflexión de las ondas sonoras en las superficies de contacto entre los tejidos. Una diferencia mayor en la impedancia acústica conduce a una mayor reflexión de las ondas sonoras. Por ejemplo, las ondas sonoras se reflejan en todas las direcciones o se dispersan





**Figura 2.5** Generación de imágenes de ultrasonido. (1) Se aplica voltaje oscilante a los elementos piezoeléctricos. (2) Los elementos piezoeléctricos vibran rápidamente, produciendo ondas de sonido. (3) El haz de ultrasonido penetra en los tejidos. (4) Los ecos (ondas de sonido reflejadas) vuelven al transductor. (5) Los ecos se convierten en señales eléctricas que se procesan en imágenes en escala de grises.

**TABLA 2.1** Impedancia acústica de distintos tejidos<sup>6-8</sup>

Tejido o material	Densidad (g/cm <sup>3</sup> )	Velocidad del sonido (m/s)	Impedancia acústica (kg/[s m <sup>2</sup> ]) × 10 <sup>6</sup>
Aire	0,001225	340	0,0004
Grasa	0,95	1.450	1,38
Sangre	1,055	1.575	1,66
Hígado	1,06	1.590	1,69
Hueso	1,9	4.080	7,75
Metal (p. ej., titanio)	4,5	5.090	22,9

en las superficies de contacto entre el aire y el tejido, por la gran diferencia de impedancia acústica entre el aire y los tejidos corporales. La dispersión de las ondas sonoras en las superficies de contacto entre aire y tejido explica por qué se debe poner suficiente cantidad de gel entre la sonda y la piel para facilitar la propagación de las ondas de ultrasonidos hacia el cuerpo. Los aparatos de ecografía están calibrados para basarse en pequeñas diferencias de impedancia, porque solo el 1% de las ondas sonoras se reflejan hacia la sonda. La mayor parte (99%) no regresan a ella.

**ATENUACIÓN**

Cuando las ondas sonoras atraviesan los tejidos, pierden energía, y esta pérdida de energía se denomina *atenuación*. La atenuación se debe

a la absorción, deflexión y divergencia de las ondas sonoras, y depende del coeficiente de atenuación de los tejidos, la frecuencia de las ondas sonoras y la distancia recorrida por las ondas sonoras.<sup>9</sup> Cada tipo de tejido presenta su propio coeficiente intrínseco de atenuación (tabla 2.2). La absorción, que es la causa de atenuación más importante, implica la transferencia de energía desde el haz de ultrasonidos a los tejidos en forma de calor. La producción de calor es una importante limitación de seguridad de la ecografía (v. «Seguridad»).<sup>10</sup> La absorción es el principal determinante de la profundidad de penetración de las ondas de ultrasonidos. Las ondas de alta frecuencia se absorben con más facilidad y por eso penetran menos en comparación con las ondas de baja frecuencia. La deflexión, la segunda causa de atenuación, alude a la reflexión, refracción y dispersión de la energía

**TABLA 2.2 Coeficientes de atenuación de distintos materiales**

Tejido o material	Atenuación (dB/cm/MHz)
Agua	0,0022
Sangre	0,15
Tejidos blandos	0,75
Aire	7,5
Hueso	15

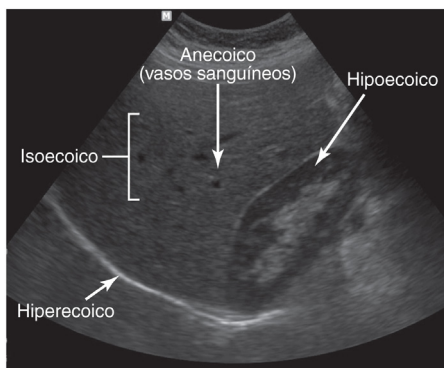
en el seno de los tejidos. La deflexión reduce la amplitud de los ecos, sobre todo cuando el espacio existente entre los diferentes tejidos no se encuentra totalmente perpendicular al haz. La divergencia es la pérdida de intensidad del haz de ultrasonidos cuando se ensancha el haz y una cantidad fija de energía acústica se dispersa sobre un haz más ancho. Se puede tratar de evitar la atenuación aumentando la ganancia o amplificando la señal durante el postprocesado. Sin embargo, el aumento de la ganancia afecta a la señal y al ruido. El ajuste de la ganancia solo modifica la imagen generada por ordenador y no mejora la calidad de la señal.

## Modos

Se han desarrollado múltiples modos de visualización ecográfica para mejorar la adquisición de las imágenes. A continuación, se analizan la ecografía bidimensional (2D), el modo M y los modos Doppler.

### MODO BIDIMENSIONAL

El modo bidimensional (2D) es el modo por defecto de la mayoría de los dispositivos ecográficos, y la mayoría de los estudios ecográficos diagnósticos a pie de cama se realizan en modo 2D. Este modo se llama también *modo B* por «brillo», dado que la ecogenicidad o el brillo de las estructuras observadas dependen de la intensidad de las señales reflejadas. Las estructuras que transmiten todas las ondas de ultrasonido sin reflejarse se llaman *anecoicas*, y en ecografía se ven negras. La mayoría de las estructuras llenas de líquido aparecen anecoicas, como la orina, bilis o sangre. Las estructuras que reflejan algo el sonido, pero menos que las estructuras circundantes, aparecen *hipoecoicas*, como corteza renal en relación con el hígado, mientras que las estructuras que reflejan las ondas igual que las circundantes se ven *isoeoicas*. Las estructuras hipo- e isoeoicas aparecen como sombras de gris y en general se corresponden con

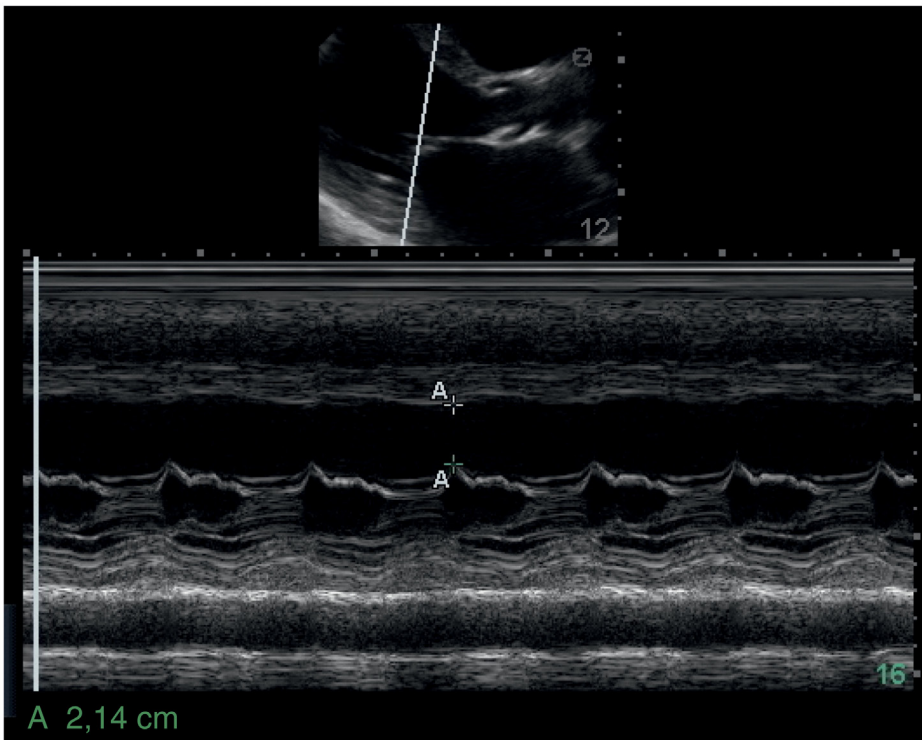


**Figura 2.6 Ecogenicidades tisulares.** Una imagen de ultrasonido bidimensional del cuadrante superior derecho demuestra el carácter isoeoico del parénquima hepático normal, los vasos sanguíneos anecoicos dentro del hígado, la corteza renal hipoecoica en comparación con el parénquima hepático y el diafragma hiperecoico.

los tejidos blandos, músculo u órganos sólidos. Las estructuras hiperecoicas reflejan la mayor parte de las ondas y se ven blanco brillante en la ecografía. Las estructuras calcificadas y densas, como el diafragma y el pericardio, son hiperecoicas. Algunas estructuras *hiperecoicas*, como los huesos, generan sombras, porque reflejan casi por completo las ondas y a menudo impiden visualizar las estructuras distales. La [figura 2.6](#) ilustra las distintas ecogenicidades de los tejidos en el cuadrante superior derecho del abdomen.

### MODO M

El modo M, o modo en «movimiento», es un modo de visualización antiguo, pero se sigue empleando con frecuencia en este momento para analizar el movimiento de las estructuras con el tiempo.<sup>11</sup> Tras adquirir una imagen en 2D, se realiza un estudio en modo M siguiendo una línea única de la imagen 2D. Se emite un haz en un solo eje siguiendo la línea seleccionada y se recogen datos sobre el movimiento de todos los tejidos situados a lo largo de dicha línea. Se representan todos los puntos de esta línea a lo largo del tiempo para evaluar las dimensiones de las cavidades o el movimiento de las estructuras. Por ejemplo, se emplea el modo M para medir el tamaño de las cámaras cardíacas o el movimiento de las válvulas cardíacas durante el ciclo cardíaco ([fig. 2.7](#)). Otras aplicaciones frecuentes a pie de cama son la medida del cambio del diámetro de la vena cava inferior durante la respiración y la evaluación de la superficie de contacto entre los pulmones y la pleura para descartar un neumotórax.



**Figura 2.7** Ultrasonido en modo M. El *panel superior*, una vista paraesternal eje largo, muestra una imagen bidimensional con el cursor en modo M colocado en la punta de la valva anterior de la válvula mitral anterior. El *panel inferior* muestra el movimiento de la válvula mitral hacia el tabique con el tiempo. La separación de la valva anterior del tabique durante la diástole temprana se mide aquí y es anormal a  $>9$  mm (consulte el capítulo 15 para obtener más detalles).

## IMAGEN DOPPLER

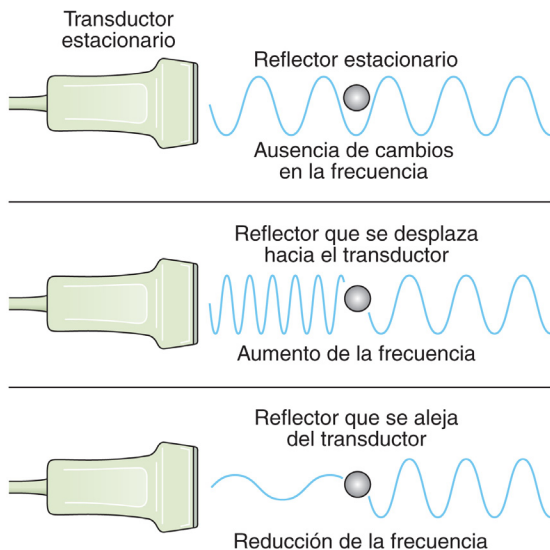
El efecto Doppler es un desplazamiento de la frecuencia de las ondas debido al movimiento relativo entre la fuente y el observador.<sup>12</sup> La fuente principal de las ondas sonoras es la sonda, y esta es además el receptor para los ecos que regresan. El movimiento de los tejidos, como el flujo de sangre, condiciona un desplazamiento en la frecuencia de las ondas que regresan. La sangre que se desplaza hacia la sonda desplaza los ecos a una mayor frecuencia, mientras que la sangre que se aleja de la sonda los desplaza a una menor frecuencia (fig. 2.8). El cambio de la frecuencia entre las ondas emitidas y recibidas se llama *desplazamiento o distorsión Doppler*.<sup>13</sup> Las variables que determinan la intensidad del desplazamiento Doppler son:

1. Frecuencia del haz de ultrasonidos.
2. Velocidad del flujo de sangre.
3. Ángulo de insonación.

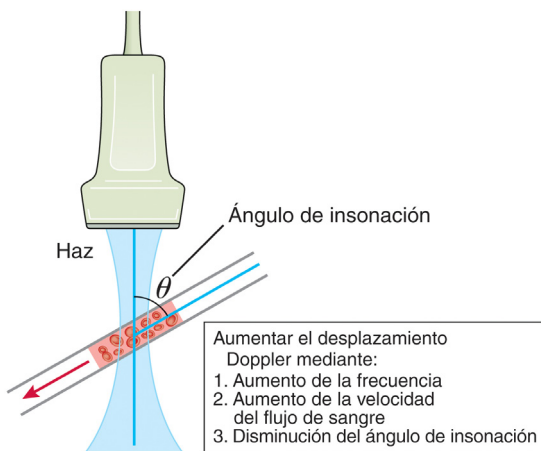
La ecuación Doppler es:

$$\text{Desplazamiento Doppler} = \frac{2 \times (\text{frecuencia del haz de ultrasonido}) \times (\text{velocidad del flujo sanguíneo}) \times (\text{coseno del ángulo de insonación})}{\text{propagación de la velocidad}}$$

El ángulo de insonación, o ángulo entre el haz de ultrasonido y la dirección del flujo medido, es crítico en la ecuación Doppler (fig. 2.9). El desplazamiento Doppler puede incrementarse aumentando la frecuencia del haz de ultrasonido, aumentando la velocidad del flujo sanguíneo o disminuyendo el ángulo de insonación. En la ecuación Doppler se utiliza un factor de corrección del ángulo de insonación para estimar mejor las velocidades. No se puede medir ningún desplazamiento Doppler cuando el haz de ultrasonido es perpendicular a la dirección del flujo sanguíneo. Idealmente el haz de ultrasonido debe ser colocado paralelo a



**Figura 2.8 Desplazamiento Doppler.** El movimiento de la fuente o el reflector de las ondas de sonido uno hacia el otro provoca un aumento en la frecuencia de la onda de sonido (desplazamiento Doppler positivo), mientras que el movimiento de la fuente o el reflector separados entre sí provoca una disminución en la frecuencia de la onda de sonido (desplazamiento Doppler negativo).

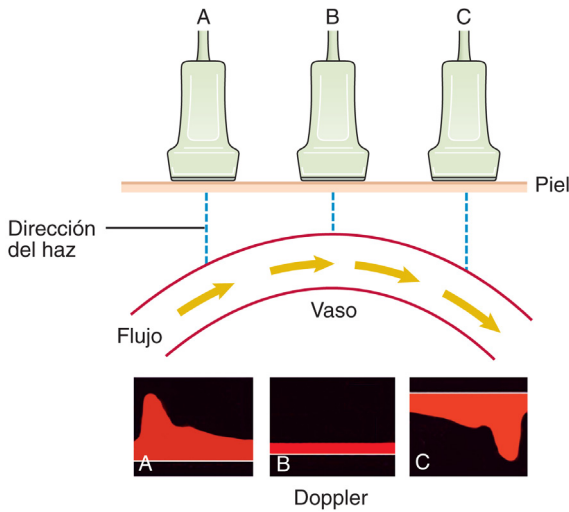


**Figura 2.9 Interrogación Doppler.** El ángulo de insonación es el ángulo medido entre el haz de ultrasonido y la dirección del flujo. El operador puede aumentar el desplazamiento Doppler aumentando la frecuencia de la onda de sonido o disminuyendo el ángulo de insonación.

la dirección del flujo sanguíneo, pero un ángulo de interceptación entre 0 y 60 grados es más a menudo alcanzable. La angulación del haz de ultrasonidos hacia la dirección del flujo de sangre produce un desplazamiento Doppler positivo, mientras que cuando el ángulo se aleja de la dirección del flujo, dicho desplazamiento será negativo (fig. 2.10).

### Doppler espectral

Es posible representar el efecto Doppler de forma gráfica mediante una gráfica velocidad (eje Y) -tiempo (eje X) en un método denominado *Doppler espectral*. Por convenio, los desplazamientos de frecuencia que se representan por encima de la línea basal se corresponden a velocidades que se aproximan a la sonda, mien-



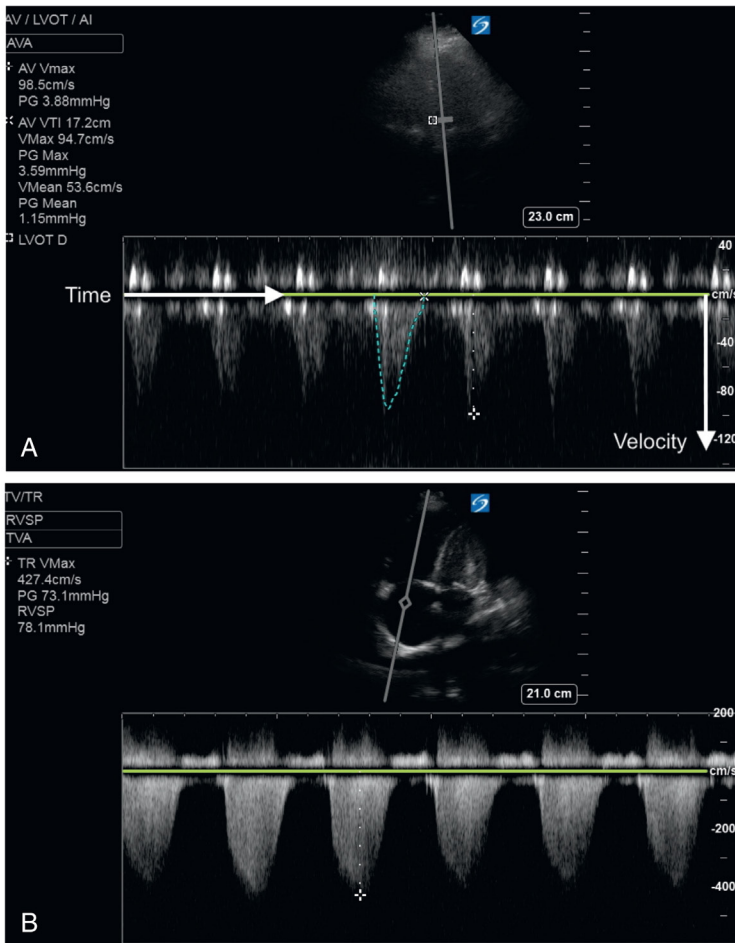
**Figura 2.10** Alineación del haz de ultrasonido y desplazamiento Doppler. (A) Al alinear el haz de ultrasonido hacia la dirección del flujo, se produce un desplazamiento Doppler positivo. (B) No se crea un desplazamiento Doppler cuando el haz de ultrasonido es perpendicular a la dirección del flujo sanguíneo. (C) Al alinear el haz de ultrasonido lejos de la dirección del flujo sanguíneo, se produce un desplazamiento Doppler negativo.

tras que los que se localizan por debajo de ella son velocidades que se alejan de la sonda. El Doppler espectral permite una evaluación cuantitativa de las velocidades y se divide en dos tipos: onda pulsada y onda continua (fig. 2.11).

El Doppler de onda pulsada alude a la emisión de ondas en pulsos, lo que permite medir el desplazamiento Doppler a unas profundidades determinadas. Tras enviar una señal pulsada hacia los tejidos, la sonda debe esperar a que regrese el eco antes de emitir otro pulso. Este ciclo de emisión de una onda hacia los tejidos y captura del eco que vuelve se repite con rapidez a una velocidad llamada *frecuencia de repetición de pulsos (FRP)*. En condiciones ideales, se debería utilizar la FRP máxima posible; sin embargo, la FRP máxima viene determinada por el tiempo de desplazamiento de la onda, que viene limitado por la profundidad del tejido. Cuando la profundidad es mayor, los tiempos de espera de los ecos de retorno serán más largos, lo que reducirá la FRP máxima antes de que se produzca una señalización ambigua o *solapamiento (aliasing)*. Cuando aparece este fenómeno de solapamiento, no es posible determinar la velocidad verdadera ni la dirección del vector. La frecuencia o velocidad Doppler máxima que se puede medir antes de que aparezca el solapamiento se llama *límite de Nyquist*. Este límite es la mitad de la FRP, porque se deben muestrear las ondas de ultrasonidos al menos dos veces por longitud de

onda para valorar de forma fiable la velocidad y la dirección (fig. 2.12).<sup>14</sup> La importancia del límite de Nyquist se pone de manifiesto en la estenosis aórtica grave. La válvula aórtica es una estructura relativamente profunda, lo que limita la FRP y dificulta la medición exacta de las elevadas velocidades de la estenosis aórtica grave. Entre las técnicas que permiten evitar el solapamiento están aumentar al máximo la FRP para incrementar el límite de Nyquist, reducir la profundidad de la imagen, elegir una sonda de menor frecuencia o cambiar a una técnica de Doppler de onda continua. La ventaja del Doppler de onda pulsada es una menor interferencia en las estructuras circundantes, pero su principal desventaja es la susceptibilidad al solapamiento por el límite de Nyquist.

Por el contrario, el *Doppler de onda continua* permite medir las velocidades de la sangre a lo largo de todo el haz de ultrasonidos. Estas sondas contienen dos conjuntos distintos de cristales piezoeléctricos para emitir y recibir señales de forma continua, por lo que no existen límites para la FRP y no se produce solapamiento. El Doppler de onda continua se emplea principalmente para medir las velocidades elevadas, como sucede en los pacientes con estenosis aórtica, que el Doppler de onda pulsada no consigue medir de forma precisa. La principal limitación del Doppler de onda continua es la incapacidad de medir velocidades a una profundidad específica, porque las señales



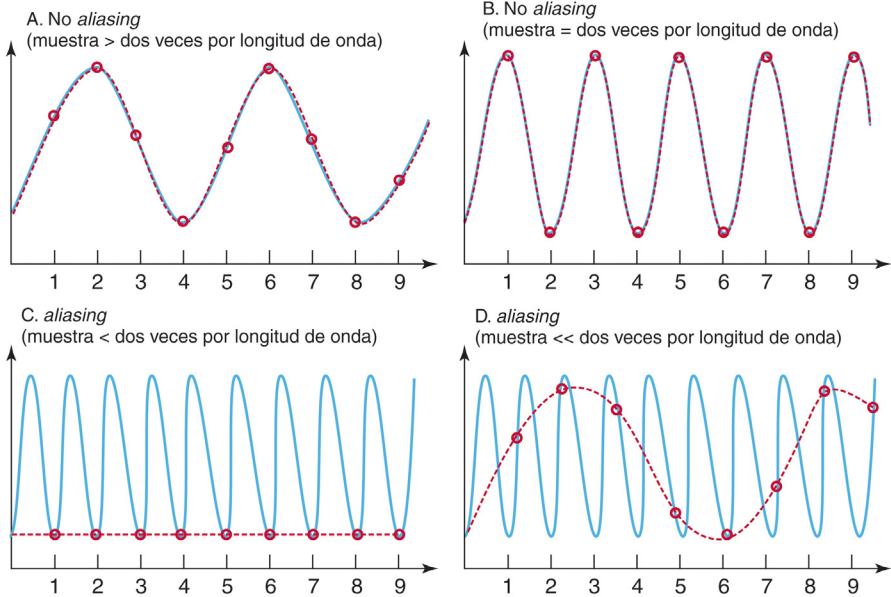
**Figura 2.11 Ecografía Doppler espectral.** (A) Ecografía Doppler de onda pulsada que mide el flujo a través del tracto de salida del ventrículo izquierdo. (B) Ecografía Doppler de onda continua que mide el flujo regurgitante a través de la válvula tricúspide.

Doppler se reciben de todos los tejidos en el trayecto del haz de ultrasonidos. La precisión de las medidas con Doppler de ondas pulsada y continua depende de la calidad de la señal, que viene condicionada por la nitidez de los picos de las curvas empleadas para determinar las velocidades.

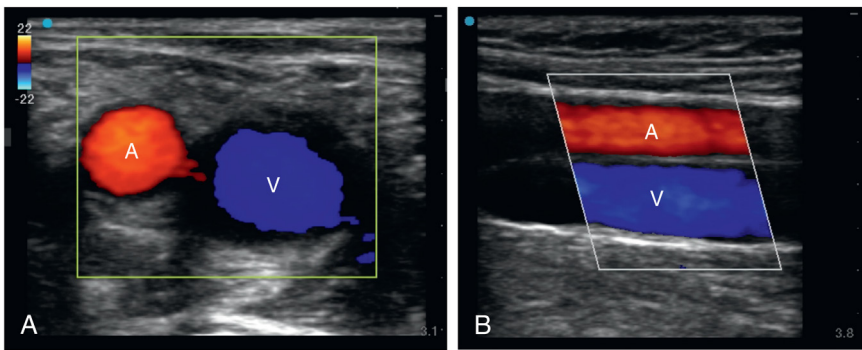
### Doppler de flujo en color

Las imágenes de *Doppler de flujo en color* muestran mapas codificados en colores, que representan los desplazamientos Doppler superpuestos sobre las imágenes de la ecografía 2D (fig. 2.13 y vídeo 2.1). El Doppler de flujo en color se basa en los mismos principios que el Doppler de onda pulsada, pero se obtienen pulsos más cortos de múltiples áreas pequeñas

para construir un mapa en código de color. Cuando las velocidades superan el límite de Nyquist, los píxeles aparecen como un patrón de colores en mosaico (rojo, azul y blanco), dado que no es posible valorar de forma certera la dirección del flujo. En general, el brillo de las imágenes del Doppler de flujo en color se corresponde con la velocidad, y el color indica la dirección del flujo. Por convenio, el azul representa la sangre que se aleja de la sonda (longitud de onda más larga), mientras que el rojo indica flujo hacia la sonda (longitud de onda más corta); sin embargo, el color rojo o azul no es específico de arterias o venas, dado que depende de la dirección del flujo en relación con la sonda (vídeo 2.2). Si el haz de ultrasonido es perpendicular a



**Figura 2.12 Solapamiento (aliasing).** (A y B) Cuando el muestreo (círculos rojos) es al menos dos veces por longitud de onda completa (línea azul), la señal puede recrearse de manera fiable (línea discontinua roja). (C y D) Cuando el muestreo es inferior a dos veces por longitud de onda (por encima del límite de Nyquist), no se puede obtener una señal aceptable, lo que genera aliasing.



**Figura 2.13 Doppler de flujo en color.** El flujo de color Doppler muestra la dirección y la velocidad del flujo. Una arteria y una vena se muestran en vistas transversales (A) y longitudinales (B). Usando el mapa de flujo de color convencional, el flujo sanguíneo hacia el transductor aparece en rojo, mientras que el flujo sanguíneo alejado del transductor aparece en azul.

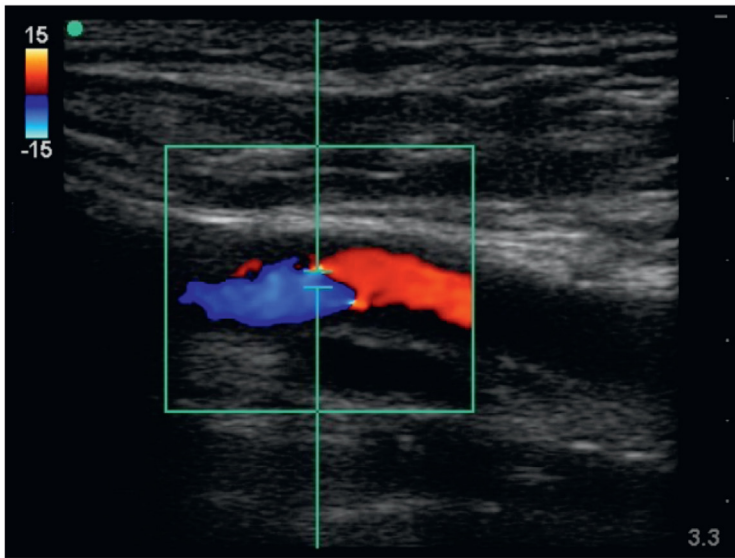
la dirección del flujo, no se puede detectar ningún cambio Doppler, lo que resulta en un patrón de flujo de color rojo y azul ambiguo (fig. 2.14 y vídeo 2.3).

**Power Doppler**

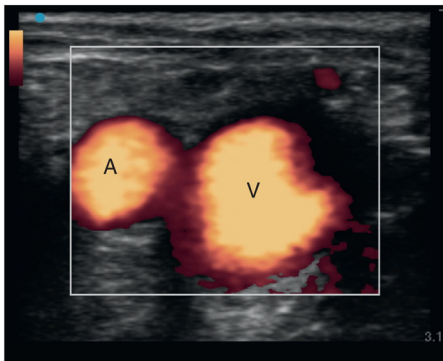
El power Doppler evalúa las señales de eco similares al flujo de color Doppler pero tiene características únicas.<sup>15</sup> El power Doppler

analiza solo la amplitud de los ecos que regresan (fig. 2.15 y vídeo 2.4). Así, la potencia Doppler se superpone a una imagen de ultrasonido 2D y los niveles de brillo se correlacionan con la magnitud del flujo. La sensibilidad para detectar flujo es tres a cinco veces mayor que con Doppler color convencional. Dos limitaciones importantes del power Doppler son: 1) no se da ninguna información sobre la dirección del





**Figura 2.14** Ángulo de insonación y flujo de color Doppler. Si el haz de ultrasonido es perpendicular a la dirección del flujo, no se puede detectar el desplazamiento Doppler, lo que resulta en un patrón ambiguo de flujo de color rojo y azul.



**Figura 2.15** Power Doppler. El power Doppler no es direccional y muestra solo la magnitud del flujo. La arteria femoral común (A) y la vena (V) se muestran en una vista transversal. Tanto la arteria como la vena aparecen de color amarillo anaranjado.

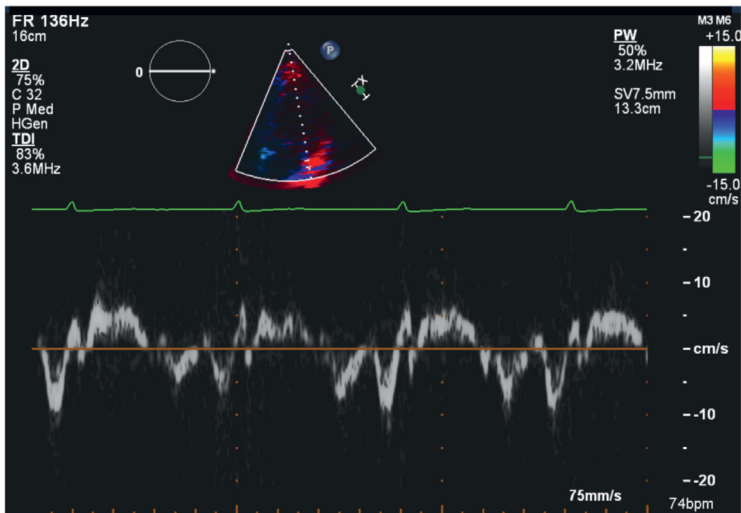
flujo, limitando su uso en imágenes cardíacas, y 2) las imágenes son más susceptibles a los artefactos, llamados *artefactos flash*, causado por el movimiento de tejido blando circundante. En comparación con Doppler color, presenta dos ventajas: menos dependencia de ángulo y ningún solapamiento porque se muestra la potencia integrada de la señal Doppler, en lugar del cambio de frecuencia promedio. Los usos prácticos de la potencia Doppler incluyen tejidos con bajas velocidades de flujo sanguíneo,

como articulaciones o testículos, o cuando la dirección del flujo no es crítica, como estudios de flujo tumoral.<sup>16</sup>

**Doppler tisular.** La imagen Doppler tisular (TDI) se refiere al uso de la ecografía Doppler para medir el movimiento de los músculos, más comúnmente el miocardio. El TDI se puede adquirir como Doppler de onda pulsada o flujo de color para medir patrones de contracción y relajación muscular. En comparación con las señales de alta frecuencia y baja amplitud del flujo sanguíneo, los tejidos miocárdicos generan señales de baja frecuencia y alta amplitud. Las imágenes de Doppler tisular se obtienen con mayor frecuencia utilizando Doppler de onda pulsada en un segmento específico de miocardio (fig. 2.16) o mapeo de flujo de color del corazón. Las imágenes de Doppler tisular permiten una evaluación más precisa de la función sistólica y diastólica del ventrículo izquierdo o derecho midiendo las velocidades musculares en lugar de los cambios en el tamaño intracavitario. La contracción y la relajación del ventrículo izquierdo longitudinal se pueden evaluar utilizando TDI de onda pulsada colocando el Doppler inmediatamente adyacente al anillo mitral para medir el movimiento del anillo mitral.

TDI tiene una capacidad limitada para discriminar entre movimiento activo y pasivo. La imagen de tensión Doppler, una modalidad más





**Figura 2.16** Imágenes de Doppler tisular de onda pulsada. La velocidad del anillo mitral lateral se mide utilizando Doppler de tejido de onda pulsada para evaluar el rendimiento diastólico del ventrículo izquierdo y las presiones de llenado.

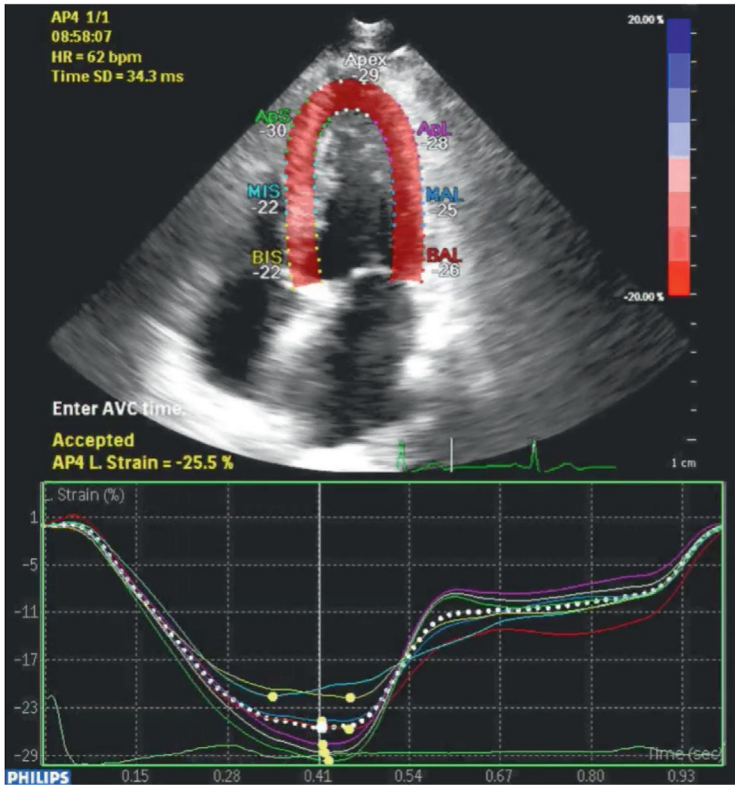
nueva, permite la diferenciación del movimiento activo frente al pasivo al evaluar el cambio relativo en la longitud del tejido. El cambio fraccional en la longitud de un segmento muscular, o deformación, se llama *tensión* y se expresa como un porcentaje de cambio desde su longitud basal (fig. 2.17 y vídeo 2.5).

## Seguridad

La ecografía se considera una técnica radiológica muy segura, pero se deben recordar sus limitaciones. Cuando se aplican sobre los tejidos, los haces de ultrasonidos intensos podrían ocasionar dos tipos de lesiones: térmicas (por generación de calor) y no térmicas (cavitación). Las intensidades generadas por los sistemas de ultrasonidos actuales oscilan entre 10 y 430 mW/cm<sup>2</sup>, y la intensidad es máxima cuando se emplea el Doppler de onda pulsada, porque se centra en un área diana. Entre las recomendaciones actuales del American Institute of Ultrasound in Medicine está la exposición a intensidades inferiores a 1 W/cm<sup>2</sup>, que se asocian a un incremento calculado de la temperatura tisular inferior a 1 °C por encima del valor basal.<sup>17</sup> Resulta difícil medir el incremento exacto de la temperatura en el cuerpo humano. Las temperaturas se disipan con rapidez, sobre todo en los órganos con una perfusión rica y en los vasos sanguíneos, pero en teoría podrían alcanzar hasta 4 °C con la

exposición prolongada en un punto focal.<sup>18</sup> Dado este riesgo teórico, las sociedades recomiendan el principio ALARA (del inglés *as low as reasonably achievable*, «lo mínimo que sea razonable»), que consiste en reducir al mínimo la duración de la exposición en un punto determinado como factor de riesgo modificable más importante.<sup>19</sup> Estos principios tienen especial importancia a la hora de visualizar tejidos sensibles, como fetos o los ojos.

Los ecógrafos modernos brindan a los operadores una manera fácil de estimar el riesgo potencial del ultrasonido al mostrar dos medidas: índice mecánico (MI) e índice térmico (TI). TI se subdivide en TI (tejidos blandos), TIb (hueso) y TIc (cráneo). Tanto MI como TI son proporciones calculadas. TI es una relación entre la potencia acústica total emitida y la potencia teórica requerida para elevar la temperatura del tejido en 1 °C y refleja el riesgo de que un haz de ultrasonido cause lesiones térmicas. El índice mecánico es una relación de la presión negativa máxima y refleja el riesgo de que un haz de ultrasonido cause daño tisular principalmente por cavitación. El índice térmico generalmente se recomienda por debajo de 1,0 con límites inferiores (<0,7) para la ecografía obstétrica. Se recomienda que el índice mecánico sea inferior a 0,7 con límites inferiores (<0,4) para estructuras llenas de gas y para el uso de agentes de contraste.<sup>20,21</sup>



**Figura 2.17** Imágenes de la tensión («strain») Doppler. El *panel superior* muestra el seguimiento por computadora de la deformación miocárdica del ventrículo izquierdo (VI). El *panel inferior* muestra tensión longitudinal a lo largo del tiempo a lo largo del ciclo cardíaco. Durante la sístole la tensión se vuelve más negativa, y durante la diástole se ven tres fases discretas de tensión. La utilidad clínica más común es la detección de tensión («strain») longitudinal reducida debido a la disfunción sistólica del VI subclínica, a pesar de la fracción de eyección del VI normal.

## Bibliografía

1. Curie J, Curie P. Développement par compression de l'électricité polaire dans les cristaux hémihédres à faces inclinées. *Bull Soc Mineral Fr.* 1880;3:90-93.
2. Ludwig GD. The velocity of sound through tissues and the acoustic impedance of tissues. *J Acoust Soc Am.* 1950;22(6):862-866.
3. Wild JJ. The use of ultrasonic pulses for the measurement of biologic tissues and the detection of tissue density changes. *Surgery.* 1950;27(2):183-188.
4. Dussik KT, Fritch DJ, Kyriazidou M, et al. Measurements of articular tissues with ultrasound. *Am J Phys Med.* 1958;37(3):160-165.
5. Angelsen BA. *Waves, Signals and Signal Processing. Ultrasound Imaging.* Trondheim: Norway: Emantec; 2000.
6. Azhari H. *Appendix A: Typical Acoustic Properties of Tissues. Basics of Biomedical Ultrasound for Engineers.* Hoboken, NJ: John Wiley & Sons; 2010.
7. Duck FA. Propagation of sound through tissue. In: ter Haar G, Duck FA, editors. *The Safe Use of Ultrasound in Medical Diagnosis.* London: British Institute of Radiology; 2012. p. 4-15.
8. Kaye GWC, Laby TH. Tables of Physical & Chemical Constants. <http://www.kayelaby.npl.co.uk>. [fecha de última consulta: 30 de diciembre de 2012].
9. Ziskin MC. Fundamental physics of ultrasound and its propagation in tissue. *Radiographics.* 1993;13(3):705-709.
10. Barnett SB, ter Haar GR, Ziskin MC, et al. International recommendations and guidelines for the safe use of diagnostic ultrasound in medicine. *Ultrasound Med Biol.* 2000;26(3):355-366.
11. Edler I, Hertz CH. The use of ultrasonic reflectoscope for the continuous recording of the movements of heart walls. *K Fysiogr Saellsks I Lund Förhand.* 1954;24(5):40-58.
12. Doppler CA. Über das farbige licht der Doppelterne und einiger anderer Gestirne des Himmels. *Abhandlungen der königl böhm. Ges Wiss.* 1843;2:465-482.
13. Evans DH, McDicken WN. *Doppler Ultrasound.* 2nd ed. New York: John Wiley and Sons; 2000.
14. Powis R, Schwartz R. *Practical Doppler Ultrasound for the Clinician.* Baltimore, MD: Williams & Wilkins; 1991.
15. Rubin JM, Bude RO, Carson PL, et al. Power doppler US: a potentially useful alternative to mean frequency-based color Doppler US. *Radiology.* 1994;190(3):853-856.
16. Hamper UM, DeJong MR, Caskey CI, et al. Power Doppler imaging: clinical experience and correlation with color Doppler US and other imaging modalities. *Radiographics.* 1997;17(2):499-513.
17. Fowlkes JB. American Institute of Ultrasound in Medicine consensus report on potential bioeffects of diagnostic ultrasound: executive summary. *J Ultrasound Med.* 2008;27(4):503-515.
18. O'Brien Jr WD. Ultrasound-biophysics mechanisms. *Prog Biophys Mol Biol.* 2007;93(1-3): 212-255.
19. National Council on Radiation Protection Measurements (NCRP), Scientific Committee 46-3 on ALARA for Occupationally-Exposed Individuals in Clinical Radiology. Implementation of the Principle of as Low as Reasonably Achievable (ALARA) for Medical and Dental Personnel: Recommendations of the National Council on Radiation Protection and Measurements. Bethesda, MD: NCRP; 1990.
20. Fowlkes JB. American Institute of Ultrasound in Medicine consensus report on potential bioeffects of diagnostic ultrasound: executive summary. *J Ultrasound Med.* 2008;27:503-515.
21. British Medical Ultrasound Society. Guidelines for the safe use of diagnostic ultrasound equipment. [fecha de última consulta: noviembre de 2017]. <https://www.bmus.org/static/uploads/resources/BMUS-Safety-Guidelines-2009-revision-FINAL-Nov-2009.pdf>.

# Sondas

Alan T. Chiem

## PUNTOS CLAVE

- Los cuatro tipos fundamentales de sondas (o transductores) para ecografía (lineal, curvilínea o cóncav, sectorial e intracavitaria) se diferencian en función de la disposición de los cristales, su tamaño y su forma, que condicionan su adecuación para las distintas aplicaciones.
- Las sondas de mayor frecuencia consiguen imágenes de alta resolución de las estructuras superficiales, mientras que las sondas de baja frecuencia consiguen imágenes de baja resolución de las estructuras profundas.
- La resolución de las imágenes ecográficas se divide en cuatro tipos distintos: axial, lateral, espacial y temporal.

## Generalidades

La ecografía emplea el *efecto piezoeléctrico* o capacidad que tienen determinados cristales de generar vibraciones cuando se les aplica electricidad. Los cristales que vibran, denominados también *elementos piezoeléctricos*, generan ondas de ultrasonidos que se transmiten hacia un objeto apuesto. Las ondas reflejadas regresan a la sonda y generan una distorsión mecánica de los cristales, que se convierten en una corriente eléctrica mediante el mismo efecto piezoeléctrico. El procesador informático del ecógrafo analiza la corriente eléctrica y la convierte en una imagen. Las sondas son un componente fundamental de la ecografía. Los profesionales que realizan ecografías a pie de cama deberían tener conocimientos básicos sobre las características de las sondas, incluidos los tipos y su construcción, y también conocer los factores que determinan la resolución de la imagen.

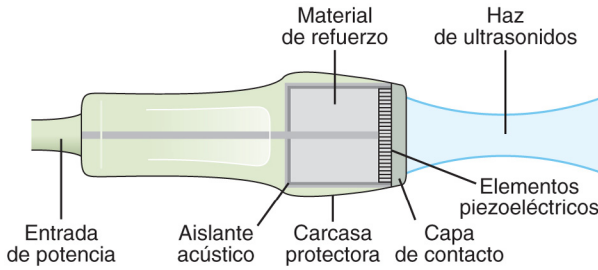
## Construcción de la sonda

Las sondas de ultrasonidos están diseñadas para transmitir y recibir de forma óptima las ondas sonoras (fig. 3.1). Una *protección eléctrica* recubre la sonda para evitar que las interferencias eléctricas externas distorsionen la transmisión de las ondas sonoras. Un delgado *aislante acústico* amortigua las vibraciones desde la cubierta a los elementos piezoeléctricos, impidiendo así la transmisión de una corriente eléctrica espuria

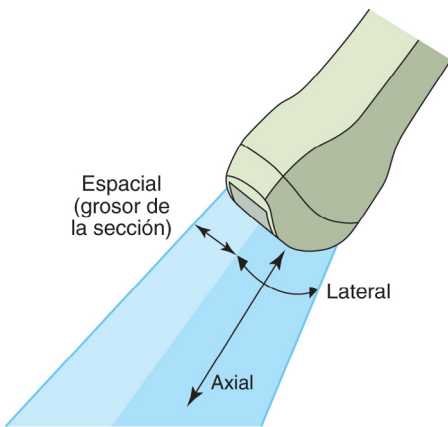
al procesador informático del dispositivo. En la punta de la sonda existe una delgada *capa de contacto*, que mejora la eficiencia de la transmisión de las ondas sonoras de los elementos piezoeléctricos a la piel y las estructuras profundas. El *material de refuerzo* es un componente esencial de las sondas. Se encuentra fijado por detrás de la capa de elementos piezoeléctricos para amortiguar las vibraciones constantes de estos. La energía sonora es absorbida por este material de refuerzo cuando los elementos generan y reciben ondas sonoras.<sup>1</sup> Las sondas son instrumentos sensibles y los componentes internos de la cabeza de la sonda, incluidos los elementos piezoeléctricos, pueden romperse con facilidad con pequeños impactos. Los profesionales deben estar formados para proteger siempre las sondas. Los transductores deben ubicarse en los estantes de los equipos o sostenerse firmemente en la mano cuando estén en uso para evitar caídas accidentales. Además, es importante evitar pisar los cables de las sondas o que estos sean aplastados por las ruedas de los equipos. Los cables del transductor deben levantarse del suelo para eliminar cualquier exceso de holgura, especialmente al empujar la máquina.

## Resolución

La resolución de las imágenes de ecografía depende de tres propiedades complementarias de la sonda: las resoluciones axial, lateral y espa-



**Figura 3.1 Construcción de la sonda.** La corriente eléctrica excita los elementos piezoeléctricos, que generan ondas sonoras. La capa de contacto reduce las reverberaciones cuando las ondas sonoras viajan hacia la piel. El material de refuerzo amortigua las vibraciones del cristal para evitar la transmisión continuada no deseada de las ondas sonoras. El aislante acústico, una cubierta eléctrica y una carcasa permiten proteger los elementos piezoeléctricos de las interferencias eléctricas y acústicas externas.



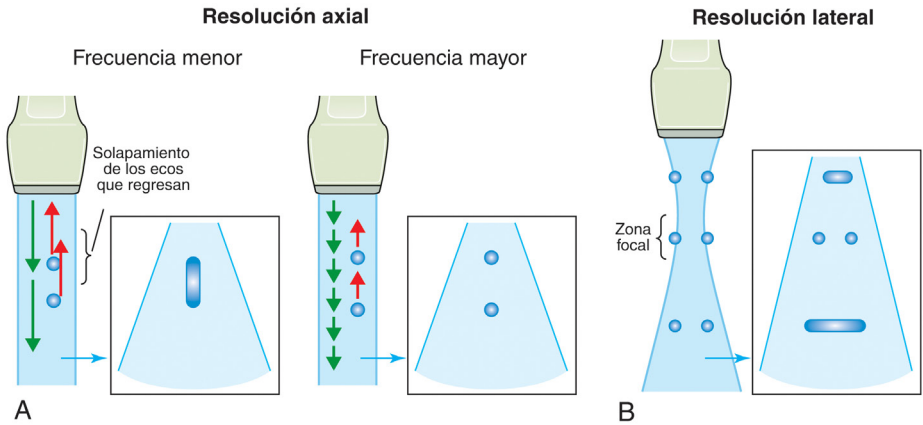
**Figura 3.2 Tipos de resolución.** La resolución axial, lateral y de elevación (espacial) describe la resolución a lo largo de la longitud, el ancho y el grosor de corte, respectivamente, del haz de ultrasonido.

cial (fig. 3.2). La *resolución axial* es la capacidad de distinguir los objetos situados en el mismo trayecto que el haz de ultrasonidos. La *resolución lateral* es la capacidad de distinguir objetos perpendiculares al haz de ultrasonidos. La *resolución axial* depende de la frecuencia de la onda sonora, de forma que las frecuencias más altas permiten conseguir una mejor resolución axial (fig. 3.3 A). La *resolución lateral* viene condicionada por la anchura del haz de ultrasonidos, que depende del diámetro y la frecuencia de los cristales piezoeléctricos. Los cristales de menor diámetro que producen pulsos de alta frecuencia generan haces de ultrasonidos estrechos, de forma que aumentan la resolución lateral.<sup>2</sup> Un detalle importante es que la porción más estrecha del haz de ultrasonidos o zona focal tiene la máxima resolución lateral. La profundidad de la zona focal puede ajustarse al nivel de la

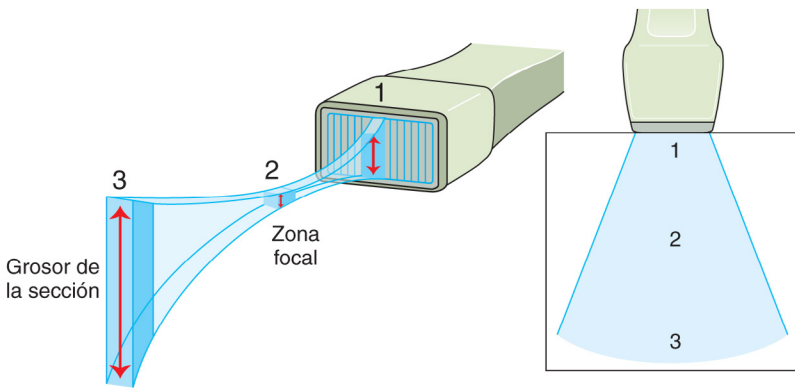
estructura diana para aumentar al máximo la resolución lateral (fig. 3.3B). Los procesadores informáticos del ecógrafo ajustan la frecuencia de las ondas sonoras para aumentar al máximo la resolución axial y lateral cuando se modifican los ajustes de profundidad.

La *resolución espacial*, que se denomina resolución del grosor de la sección, está menos condicionada por el diámetro del cristal piezoeléctrico o la frecuencia de las ondas sonoras (fig. 3.4). En los equipos de ecografía a pie de cama, la resolución espacial viene determinada por el grosor real de la sonda. Las ondas sonoras regresan a la sonda desde los distintos planos que constituyen el haz de ultrasonidos y las señales procedentes de estos planos se promedian para dar lugar a una imagen bidimensional única. La resolución espacial es análoga a mirar dentro de una piscina desde arriba consiguiendo que los objetos superficiales y profundos se mezclen en un solo plano. Por tanto, un principio importante en ecografía es visualizar las estructuras en dos planos para compensar la resolución espacial limitada.

La *resolución temporal* es la capacidad de visualizar estructuras en movimiento, de un modo similar a la frecuencia de disparos o velocidad de obturador de una cámara. Una resolución temporal elevada indica una elevada frecuencia de disparos y una mejor capacidad de capturar el movimiento. La resolución temporal se ve afectada por la frecuencia de pulsos de la sonda y por la profundidad de la imagen. La frecuencia de pulsos es la velocidad a la que las sondas emiten las ondas sonoras, y es distinta de la gama de frecuencias de las sondas. Una frecuencia de pulso más alta y una profundidad menor aumentan la resolución temporal, dado que la sonda puede recibir las ondas sonoras reflejadas en una sucesión más rápida.<sup>3</sup> El factor limitante de la resolución temporal en la mayo-



**Figura 3.3 Resolución axial y lateral.** (A) La resolución axial depende de la frecuencia de la onda de ultrasonido. Las ondas de sonido de mayor frecuencia tienen longitudes de onda más cortas, generando imágenes con mejor resolución axial. (B) La resolución lateral depende del ancho del haz y es más alta en la zona focal, la porción más estrecha del haz de ultrasonido.



**Figura 3.4 Resolución espacial.** La resolución espacial o del grosor de la sección viene determinada por el grosor real de la sonda. La resolución espacial es máxima en la zona focal y mínima en el campo lejano conforme diverge el haz de ultrasonidos.

ría de los ecógrafos a pie de cama es la velocidad de procesamiento del ordenador.

### Tipos de sonda

Las sondas contienen típicamente entre 60 y 600 elementos piezoeléctricos y se describen por la disposición de sus elementos, además de por su función y por la forma del haz. Existen cuatro tipos de sondas básicas: lineales, curvas o cóncavas, sectoriales e intracavitarias (fig. 3.5).

Las sondas lineales tienen elementos que están dispuestos en una matriz plana, produciendo haces de ultrasonido lineales paralelos y generando un formato de imagen rectangular

(fig. 3.6, vídeo 3.1). En general, las sondas lineales generan ondas sonoras de longitud de onda más corta y frecuencia alta (5-10 MHz), con una excelente resolución axial y lateral. Las sondas lineales también aportan una resolución espacial o de grosor de la sección excelente, porque la forma del haz de ultrasonidos es relativamente plana.<sup>4</sup> Sin embargo, las sondas lineales están limitadas para la visualización de las estructuras superficiales en un campo estrecho y a profundidades máximas de 6 a 9 cm. Las sondas lineales se consideran ideales para valorar las estructuras superficiales, como vasos, músculos, nervios y articulaciones, así como para realizar intervenciones bajo guía ecográfica.







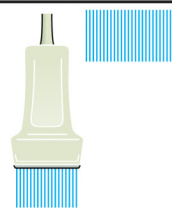
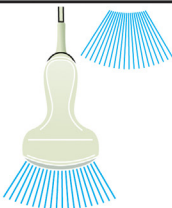
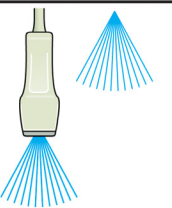
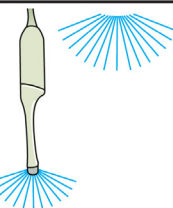

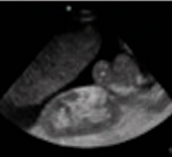

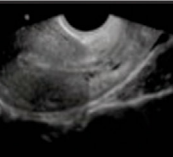
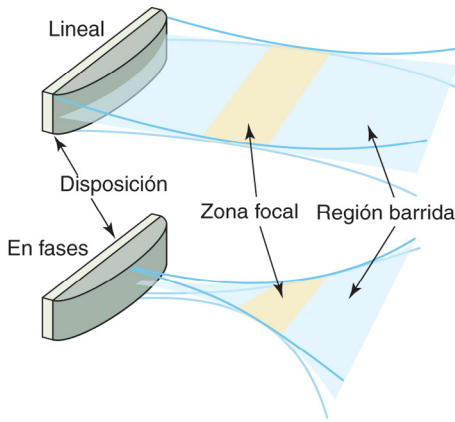
Tipo de sonda	Lineal	Cóncav	Sectorial	Intracavitaria
				
Intervalo de frecuencias	5-15 MHz	2-5 MHz	1-5 MHz	5-8 MHz
Profundidad de visualización	9 cm	30 cm	35 cm	13 cm
Sonda				
Imagen				
Aplicaciones	Arterias/venas Intervenciones Pleura Piel/tejidos blandos Musculoesquelético Testículos/hernias Ojos Tiroides Ganglios linfáticos Nervios	Vesícula biliar Hígado Riñón Bazo Vejiga Aorta abdominal Líquido libre abdominal Útero/ovarios Punción lumbar	Corazón Vena cava inferior Pulmones Pleura Abdomen Doppler transcraneal	Útero/ovarios Faringe

Figura 3.5 Tipos básicos de sondas y sus características.

Las sondas curvas o cóncav se llaman así porque los cristales se disponen de forma curva o convexa. El haz de ultrasonido es amplio y trapezoidal con un amplio campo de visión, pero este tipo de transductor tiene una resolución más baja en comparación con los transductores lineales (vídeo 3.2). La superposición de ondas de ultrasonido transmitidas en tejidos profundos proporciona una resolución lateral constante. Las sondas cóncav utilizan frecuencias más bajas (2 a 5 MHz) con longitudes de onda más largas que penetran en estructuras profundas con relativamente menos atenuación, particularmente para estructuras de 5 a 25 cm de profundidad.<sup>5</sup> Los haces de las sondas cóncav tienen un grosor de la sección superior a las sondas lineales y una resolución espacial más baja ya que se promedia un mayor número de estructuras en una sola imagen bidimensional en la pantalla. Por tanto, la resolución espacial disminuye porque cada uno de los planos de imagen incluye «cortes» más gruesos de las estructuras que se promedian

en la pantalla para conformar una sola imagen. Las sondas cóncav son ideales para visualizar los órganos intraabdominales, como el hígado, el bazo, los riñones y la vejiga, así como para las estructuras musculoesqueléticas más grandes, como los hombros y las caderas. Dada la baja resolución en campo cercano, las sondas cóncav no se consideran óptimas para la visualización del corazón u otras estructuras superficiales.

Las sondas sectoriales producen haces de ultrasonidos divergentes de baja frecuencia (1 a 5 MHz) que generan un formato de imagen en forma de pastel con enfoque y dirección ajustables (fig. 3.6, vídeo 3.3). La excitación diferencial de los elementos piezoeléctricos crea un rápido barrido electrónico del haz pulsando secuencialmente múltiples cristales pequeños dentro del transductor (fig. 3.7). La dirección y el enfoque del haz de ultrasonido permiten un campo de visión más amplio que con los transductores lineales.<sup>6</sup> La tecnología sectorial permite obtener imágenes bidimensionales

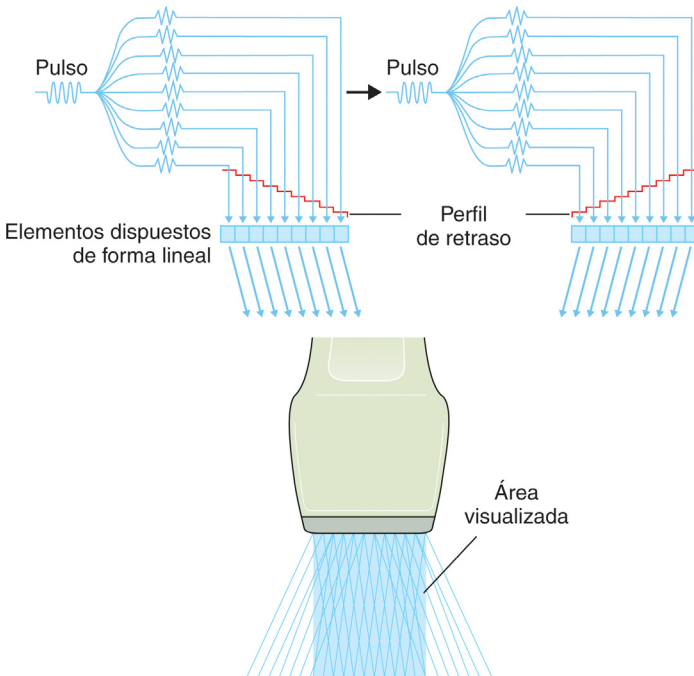


**Figura 3.6 Contornos de rayos de ultrasonido.** Los transductores lineales producen una serie de haces paralelos que generan un formato de imagen rectangular. Los transductores sectoriales disparan secuencialmente en diferentes direcciones, produciendo haces divergentes que generan un formato de imagen en forma de pastel.

más eficientes y es ideal para estructuras en movimiento, como el corazón. La capacidad de dirigir haces de ultrasonido con fases permite mediciones de velocidad precisas cuando el vector de movimiento no es completamente paralelo al haz. Estas características únicas hacen que las sondas sectoriales sean ideales para imágenes cardíacas y torácicas.

Las sondas intracavitarias combinan una pequeña sonda microconvexa con un rango de alta frecuencia (5 a 8 MHz). El campo de visión es más amplio que los transductores lineales, pero con una resolución de imagen igual de alta (vídeo 3.4). Las sondas intracavitarias son ideales para la ecografía transvaginal y transrectal, así como para la evaluación intrabucal de los abscesos periamigdalinos.<sup>7</sup> Igual que sucede con las sondas lineales, estas no son adecuadas para visualizar estructuras profundas, como los órganos intraabdominales.

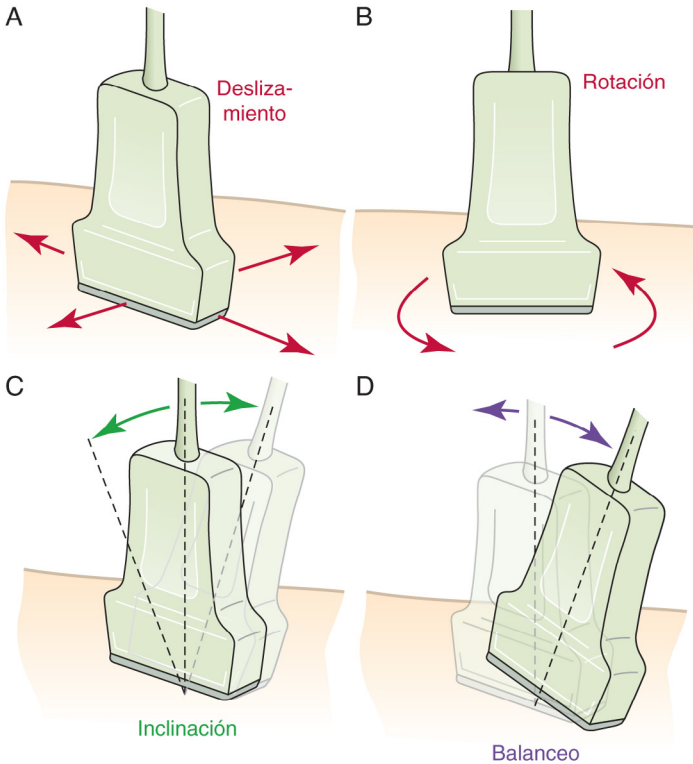
Otros tipos de sondas se utilizan en la ecografía a pie de cama. Las sondas microcóncavas son similares en construcción a las cóncavas pero producen ondas de sonido de mayor frecuencia (5 a 8 MHz) que tienen una penetración limitada de 10 a 15 cm, y es ideal para la obtención de imágenes intercostales del corazón y los pulmo-



**Figura 3.7 Dirección del haz.** Las sondas sectoriales dirigen electrónicamente las ondas de sonido para obtener imágenes de un campo de visión más amplio y mejorar la resolución de la imagen en un rango más amplio de profundidades.



### Movimientos del transductor



**Figura 3.8 Manipulación del transductor.** (A) El deslizamiento es la reubicación del transductor en la superficie de la piel. (B) Rotación se refiere a torcer el transductor a lo largo de su eje central. (C) La inclinación se refiere a cambiar el ángulo del plano de imagen para obtener imágenes en serie de la sección transversal. (D) El balanceo se refiere a apuntar el haz de ultrasonido hacia o lejos del marcador de orientación del transductor para centrar la imagen en la pantalla.

nes, así como para aplicaciones pediátricas y neonatales. Las sondas lineales están disponibles con un diseño de «palo de hockey» para obtener imágenes de pequeñas estructuras superficiales. Los transductores lineales de frecuencia ultralta utilizan frecuencias de hasta 70 MHz y producen imágenes de muy alta resolución de la piel y estructuras superficiales de 1 a 4 cm de profundidad. La ecocardiografía transesofágica utiliza un transductor único que se describe en un capítulo posterior (v. cap. 20).

### MANIPULACIÓN DE LA SONDA

Se describen cuatro movimientos principales del transductor en la ecografía. El uso de definiciones estándar es importante para el entrenamiento y la comunicación. La nomenclatura estándar fue definida por el American Institute of Ultrasound in Medicine (AIUM) en 1999.

Aunque existen otras convenciones, la nomenclatura AIUM es la más citada entre las especialidades. Las siguientes definiciones se utilizan a lo largo de este libro (fig. 3.8):

- **Deslizamiento:** el deslizamiento reubica el transductor en la superficie de la piel. Es el proceso de mover físicamente el punto de contacto entre el transductor y la piel. Esta maniobra ayuda a identificar la ubicación óptima para obtener las vistas deseadas, particularmente cuando se toman imágenes entre costillas.
- **Rotación:** rotación se refiere a torcer el transductor sobre su eje central, como un sacacorchos. La rotación a menudo se usa para alinear el haz de ultrasonido con el eje largo o corto de una estructura.<sup>3,4</sup>
- **Inclinación:** la inclinación también se denomina *abanico* o *barrido*. El transductor se mantiene en su lugar sobre la piel y se

cambia el ángulo del plano de imagen. La inclinación permite la visualización de imágenes en sección transversal en serie de una estructura desde una sola ventana acústica. La inclinación se usa a menudo para obtener imágenes en serie de la sección transversal de órganos sólidos, como el riñón, para apreciar toda la estructura de interés de izquierda a derecha o de craneal a caudal.

- **Balaceo:** el balaceo se refiere a apuntar el haz de ultrasonido hacia o lejos del marcador de orientación del transductor mientras se mantiene el punto de contacto con la superficie de la piel. El balaceo es similar a la inclinación pero en un plano de movimiento perpendicular. Este movimiento «en el plano» empuja una de las esquinas del transductor hacia la superficie de la piel y permite centrar la imagen en la pantalla.

#### ASPECTOS DESTACADOS E INCONVENIENTES

- Las sondas son instrumentos sensibles y es caro sustituirlas. Los componentes internos de la cabeza de la sonda, incluidos los elementos piezoeléctricos, pueden romperse con facilidad con el menor impacto. Proteja la sonda

manteniéndola en la mano o colgándola del soporte existente para este fin en el ecógrafo todo el tiempo.

- Las sondas lineales son ideales para visualizar las estructuras superficiales a menos de 5 cm, como los vasos, los músculos, las articulaciones, los nervios y los ojos. Las técnicas guiadas por ecografía que obligan a seguir el trayecto de una aguja en tiempo real se suelen realizar con una sonda lineal.
- Las sondas de baja frecuencia son óptimas para visualizar estructuras situadas a más de 5 cm de profundidad. En general, se emplean las sondas cóncavas para el barrido abdominal y pélvico. Se puede emplear también una sonda sectorial para visualizar el abdomen y la pelvis, pero es la única sonda que permite visualizar el corazón.
- La resolución axial viene determinada principalmente por la frecuencia de la onda sonora y la resolución lateral viene condicionada sobre todo por la anchura del haz. Para mejorar la resolución lateral a la hora de visualizar las estructuras profundas, aumente la profundidad de la zona focal hasta el nivel de la estructura diana.

**Bibliografía**

1. Lawrence JP. Physics and instrumentation of ultrasound. *Crit Care Med.* 2007;35(8):S314-S322.
2. Jensen JA. Medical ultrasound imaging. *Prog Biophys Mol Biol.* 2007;93:153-165.
3. Williams D. The physics of ultrasound. *Anaesth Intensive Care.* 2012;13(6):264-268.
4. Fischetti AJ, Scott RC. Basic ultrasound beam formation and instrumentation. *Clin Tech Small Anim Pract.* 2007;22:90-92.
5. Abu-Zidan FM, Hefny AF, Corr P. Clinical ultrasound physics. *J Emerg Trauma Shock.* 2011;4(4):501-503.
6. Smith RS, Fry WR. Ultrasound instrumentation. *Surg Clin North Am.* 2004;84:953-971.
7. Coltrera MD. Ultrasound physics in a nutshell. *Otolaryngol Clin North Am.* 2010;43:1149-1159.

## Orientación

Sara Crager ■ Paul K. Mohabir

## PUNTOS CLAVE

- Es importante comprender las relaciones espaciales entre el transductor, la pantalla de ultrasonido, el operador y el paciente porque las imágenes de ultrasonido son planos bidimensionales de estructuras tridimensionales.
- El cuerpo se divide en los planos transversal, sagital y coronal. Los planos sagital y coronal se encuentran a lo largo del eje largo del cuerpo y, a menudo, se los denomina plano *longitudinal*. El plano *transversal* está a lo largo del eje corto del cuerpo.
- En los planos *transversales* el marcador de orientación del transductor generalmente lo situamos a la derecha del paciente y en los planos *longitudinales*, a la cabeza de este.
- Cuando se utiliza la guía de ultrasonido en tiempo real para procedimientos invasivos, la punta de la aguja se rastrea utilizando un enfoque longitudinal (en el plano) o transversal (fuera del plano).

## Introducción

La ecografía a pie de cama permite a los profesionales realizar exploraciones dirigidas con el objetivo de responder preguntas clínicas específicas y guiar el tratamiento.<sup>1</sup> Una ventaja importante de la ecografía en tiempo real es la capacidad de visualizar estructuras en múltiples planos. La comprensión de la orientación de las estructuras tridimensionales que se muestran en dos dimensiones en la pantalla del ecógrafo es crítica para una interpretación precisa. Este capítulo revisa los planos de imagen estándar y la orientación entre el transductor o sonda, la pantalla del ecógrafo, el operador y el paciente.

## Orientación de la sonda

Todos los transductores tienen un marcador de orientación que corresponde al marcador de orientación de la pantalla. El marcador del transductor se ha ubicado tradicionalmente entre la cabeza y el cuerpo de este, de modo que se puede encontrar fácilmente deslizando el pulgar a lo largo del costado del transductor. El marcador de orientación del transductor también se denomina marcador de muesca o índice. Los transductores modernos generalmente tienen divisiones adicionales o crestas de plástico para unir las guías de las agujas; estos no deben

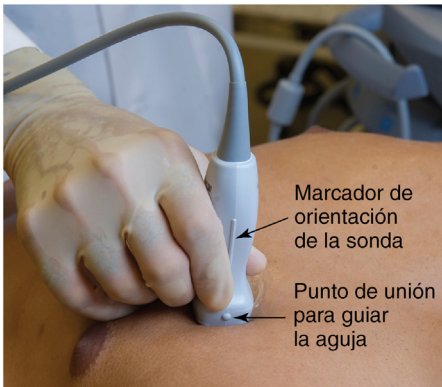
confundirse con el marcador del transductor (fig. 4.1). Algunos transductores modernos tienen una pequeña luz roja o verde en lugar de una muesca de plástico.

La sonda se debe coger con suavidad con la mano responsable del barrido, como si fuera un lapicero, entre el índice y el pulgar. Los demás dedos pueden apoyarse contra la sonda o extenderse sobre el cuerpo del paciente para mantener anclada la sonda y garantizar su posición y estabilidad. Esta forma de coger la sonda aumenta la comodidad del paciente, porque reduce la presión que se ejerce sobre este y permite al profesional mejorar el control para poder hacer ajustes finos.

## Orientación de la pantalla

Durante la evolución de la ecografía diagnóstica desde la década de 1940 hasta la década de 1970, surgieron varios convenios para la orientación de la pantalla en diferentes especialidades y países. La orientación de la pantalla puede ser confusa para el profesional debido a los diferentes convenios. El marcador de orientación de la pantalla suele ser un pequeño círculo o cuadrado de color que se puede colocar en cualquiera de las cuatro esquinas de la pantalla (fig. 4.2, vídeos 4.1-4.4). Cuando el marcador de orientación de la pantalla se

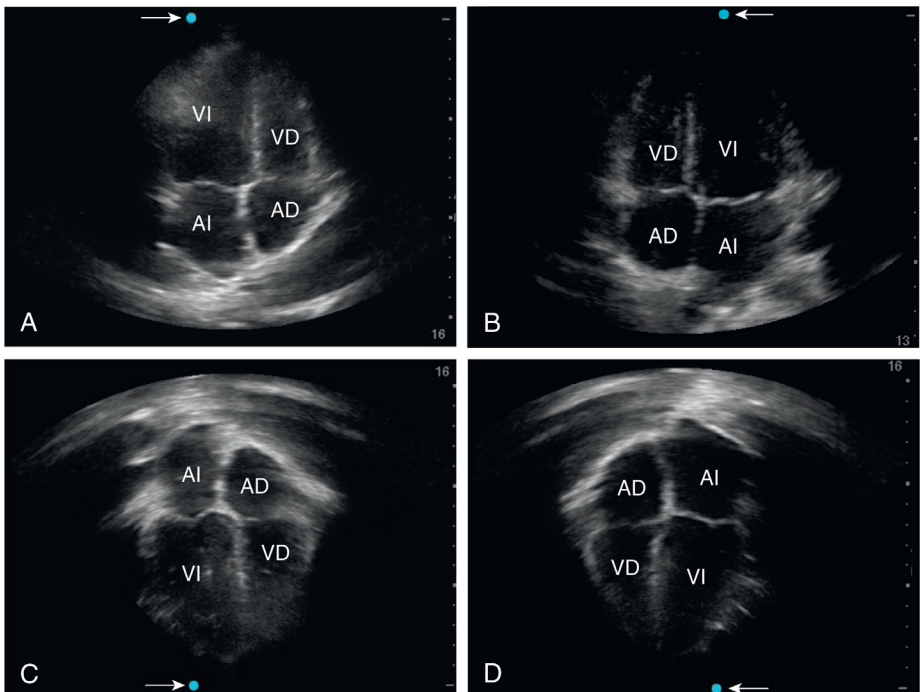




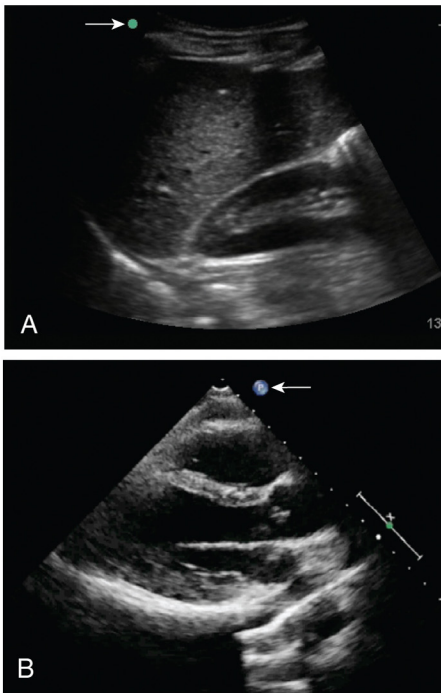
**Figura 4.1 Marcador del transductor.** Todos los transductores de ultrasonido tienen un marcador («muesca») que se corresponde con el marcador de orientación de la pantalla. Los transductores deben sostenerse suavemente, como un lápiz, entre el pulgar y el índice.

coloca en las esquinas *superiores*, las estructuras superficiales se ven en la parte superior de la pantalla y las estructuras profundas en la parte inferior. Ocurre lo contrario cuando el marcador de orientación de la pantalla se coloca en las esquinas *inferiores* de la pantalla. Por ejemplo, algunos profesionales pueden optar por invertir las imágenes generadas por el ecógrafo transvaginal para que las estructuras más cercanas al transductor se vean en la parte inferior de la pantalla del ultrasonido.

En América del Norte y Europa, la ecografía médica y cardíaca utiliza dos convenios diferentes para la orientación de la pantalla. En la ecografía médica general el marcador de orientación de la pantalla se sitúa en la esquina superior *izquierda*. La mayoría de las especialidades que realizan imágenes de diagnóstico por ultrasonido, incluida la radiología, siguen este convenio. Sin embargo, en cardiología el marcador de orientación de la pantalla se suele ubicar en la esquina superior *derecha* (fig. 4.3). Esta orientación es utilizada por la mayoría de las especialidades que realizan imágenes de ecografía cardíaca.<sup>2</sup>



**Figura 4.2** Los marcadores de orientación de la pantalla (*flechas*) se pueden colocar en las esquinas superiores izquierda (A) o derecha (B) o en las esquinas inferior izquierda (C) o derecha (D).



**Figura 4.3** Marcador de orientación de pantalla. (A) El convenio de ecografía médica general tiene el marcador de orientación de la pantalla en la esquina superior izquierda de la pantalla (*flecha*). (B) El convenio de ecografía cardíaca tiene el marcador de orientación de la pantalla en la esquina superior derecha (*flecha*).

El marcador de orientación de la pantalla se corresponde con el marcador del transductor. Por lo tanto, en la ecografía médica general, cuando el marcador de la pantalla se encuentra en la esquina *superior izquierda*, el marcador del transductor se apunta hacia el lado izquierdo del profesional (hacia la derecha del paciente) para obtener imágenes transversales. Para obtener imágenes longitudinales (planos sagitales o coronales), el marcador del transductor se apunta hacia la cabeza del paciente (v. imágenes de planos más adelante).

## Orientación del operador

Tradicionalmente, los profesionales han realizado ecografías a pie de cama en el lado derecho del paciente (lado izquierdo de la cama), similar a la exploración física, con el ecógrafo directamente enfrente de ellos. Una mano sostiene el transductor sobre el paciente mientras que la otra maneja el ecógrafo. Los profesionales pueden colocarse en el lado izquierdo del paciente

(lado derecho de la cama) cuando se ecografía el corazón, especialmente para obtener vistas apicales del corazón.<sup>2</sup> La altura de la cama del paciente se puede ajustar, así como la posición del ecógrafo, para optimizar la comodidad del paciente y del profesional. Un enfoque sistemático que use la misma configuración con el transductor sostenido en la misma mano puede ayudar a desarrollar la memoria muscular.

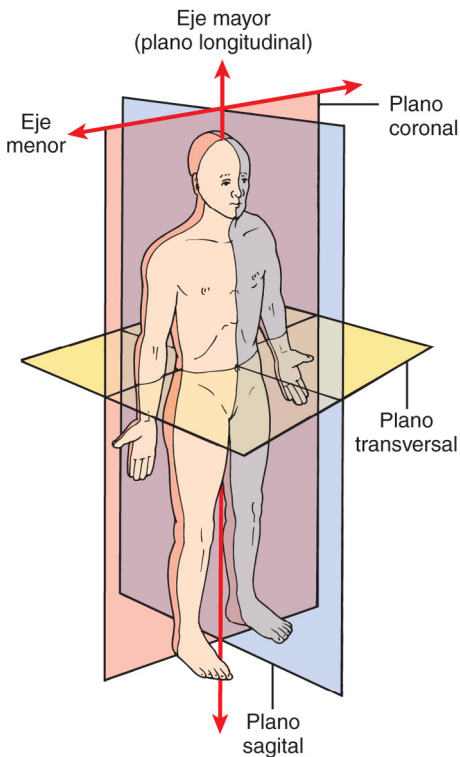
## Orientación del paciente

Aunque la posición óptima del paciente varía según la exploración ecográfica que se realiza, la orientación del marcador del transductor permanece constante con el convenio utilizado. Usando el convenio médico general de ecografía, el marcador de orientación de la pantalla está en la esquina superior izquierda. Cuando el profesional está frente al paciente desde el pie de la cama y el marcador del transductor está apuntando hacia la izquierda del profesional (derecha del paciente), el lado izquierdo de la pantalla corresponde a la izquierda del profesional y la derecha del paciente, similar a la sección transversal de las imágenes de tomografía computarizada (TC). Cuando el marcador del transductor está apuntando hacia la cabeza del paciente, el lado izquierdo de la pantalla se corresponde con la cabeza del paciente y el lado derecho con sus pies.

Es importante saber que la orientación del profesional con el ecógrafo no cambia, independientemente de la posición del paciente, siempre que el marcador del transductor esté apuntando hacia la izquierda del profesional (derecha del paciente) en un plano transversal o hacia la cabeza del paciente en un plano longitudinal. Por ejemplo, cuando se coloca en la cabecera de la cama para canalizar una vía central yugular interna, la orientación del profesional a la pantalla se mantiene con el marcador del transductor apuntando hacia la izquierda del profesional, que es el lado izquierdo del paciente en esta situación.

## Planos de imágenes

El cuerpo se divide en tres planos primarios en ecografía: sagital, transversal y coronal. También se pueden utilizar planos oblicuos de imágenes que no son paralelos a estos tres planos estándar, con mayor frecuencia en imágenes de ecografía cardíaca. Los planos sagital y coronal se refieren a menudo como el *plano eje largo*, o plano longitudinal, y el plano transversal se refiere a menudo como el *plano eje corto* (fig. 4.4).



**Figura 4.4** Planos de imágenes de ultrasonido.

Los planos sagital y coronal se refieren a menudo como *longitudinal* o *plano eje largo* y el plano transversal se refiere a menudo como *plano eje corto*.

### PLANO SAGITAL

El plano sagital es un plano vertical que divide el cuerpo en mitades izquierda y derecha. El plano sagital medio es el plano que atraviesa la línea media del cuerpo, pasando por todas las estructuras de la línea media, como la vejiga. Los planos parasagittales son planos verticales paralelos a la línea media. Por convenio estándar, el marcador del transductor está dirigido hacia la cabeza del paciente de tal manera que las estructuras superiores se ven en el lado izquierdo de la pantalla del ecógrafo. El término *plano sagital* se refiere a una imagen adquirida en el plano sagital medio o en uno de los planos parasagittales (fig. 4.5, vídeo 4.5).

### PLANO CORONAL

El plano coronal, también conocido como *plano frontal*, es el plano que divide el cuerpo en mitades ventral y dorsal, o anterior y posterior. Por convenio estándar, el marcador del trans-

ductor se mantiene apuntando hacia la cabeza del paciente, creando un eje largo o la imagen longitudinal con la cabeza del paciente hacia el lado izquierdo de la pantalla y los pies hacia el lado derecho (fig. 4.6, vídeo 4.6)

### PLANO TRANSVERSAL

El plano transversal, también conocido como *plano eje corto*, es el plano que divide el cuerpo en partes superior e inferior y es perpendicular a los planos sagital y coronal. Estos son los mismos planos vistos en tomografías computarizadas. Por convenio estándar, el marcador del transductor se orienta al lado izquierdo del profesional (derecha del paciente) para que las estructuras del lado derecho del paciente aparezcan en el lado izquierdo de la pantalla (fig. 4.7, vídeo 4.7).<sup>4</sup>

### Orientación de la aguja

Muchos procedimientos invasivos, como la inserción de un catéter venoso central, se realizan con guía ecográfica en tiempo real para disminuir el riesgo de complicaciones. El mantenimiento de la orientación adecuada de la aguja con el transductor y la pantalla permite el seguimiento de la punta de la aguja mediante un enfoque longitudinal (dentro del plano) o transversal (fuera del plano) (fig. 4.8).<sup>3</sup>

### APROXIMACIÓN LONGITUDINAL (DENTRO DEL PLANO)

Utilizando una aproximación longitudinal, la sonda se coloca longitudinalmente sobre el eje largo de la estructura objetivo. El marcador del transductor debe estar orientado hacia el operador. La punta de la aguja se inserta en el centro del lado corto del transductor. La trayectoria de la aguja y la jeringa debe estar alineada con el centro del transductor, que es el eje largo del haz de ultrasonido. El ángulo de inserción de la aguja en relación con la piel depende de la profundidad de la estructura objetivo. Los ángulos de inserción son típicamente de 30 a 60 grados. Los ángulos de inserción menores se usan para estructuras más superficiales, como articulaciones y venas superficiales, mientras que los ángulos mayores se usan para estructuras profundas, como la vena femoral (vídeo 4.8).

El desafío principal al usar un enfoque longitudinal o dentro del plano es mantener la aguja dentro del plano estrecho del haz de ultrasonido. Si la punta de la aguja está fuera del plano del haz de ultrasonido, el eje de la

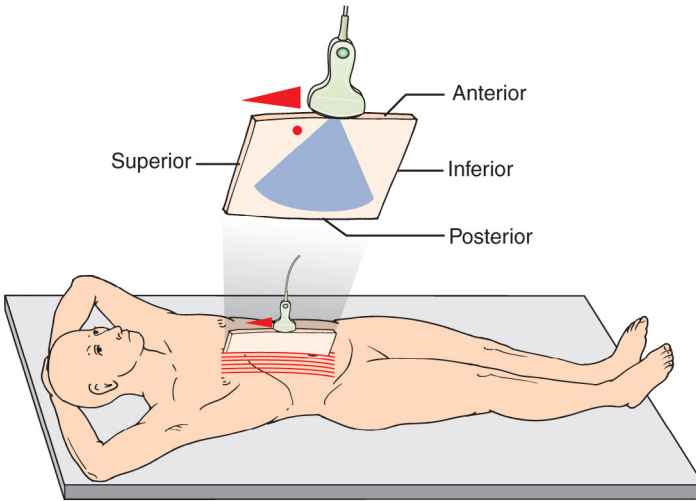


Figura 4.5 Plano sagital.

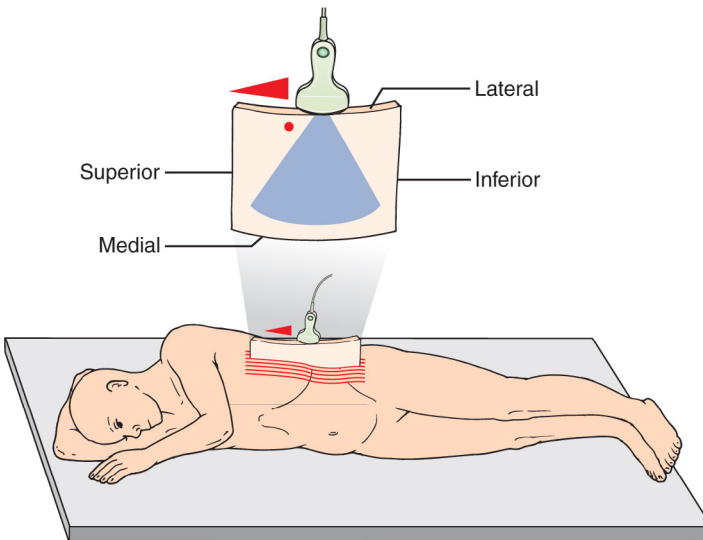


Figura 4.6 Plano coronal.

aguja puede ser la única parte visualizada, dando una falsa impresión de ver la punta de la aguja. Los ángulos de inserción pronunciados (60 a 90 grados) colocan la aguja casi paralela al haz de ultrasonido, lo que da como resultado una visualización deficiente de la punta de la aguja porque se reflejan menos ecos hacia el transductor.

### ENFOQUE TRANSVERSAL (FUERA DEL PLANO)

La vista transversal se obtiene colocando el transductor en el eje corto de la estructura diana con el marcador del transductor señalando la izquierda del profesional. La estructura objetivo se centra en la pantalla y las manos del profesional se fijan en el lugar. Idealmente, la aguja



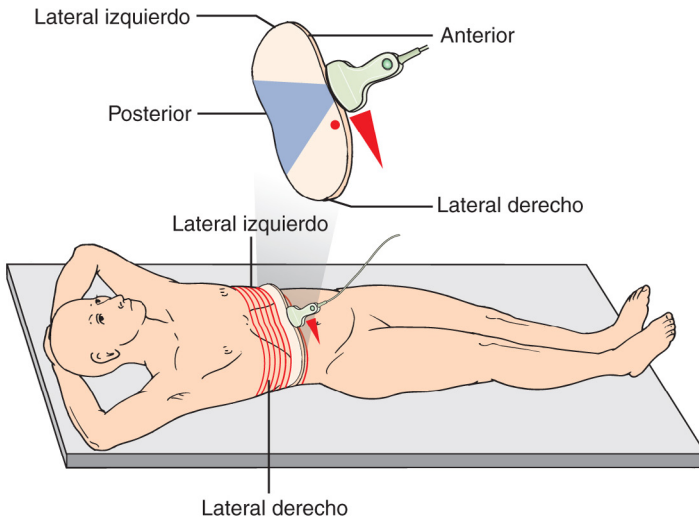


Figura 4.7 Plano transversal.

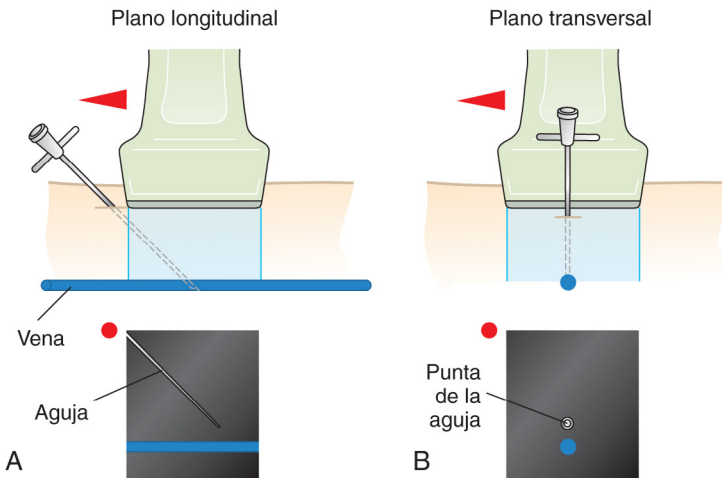


Figura 4.8 (A) Enfoques longitudinales (dentro del plano) y (B) transversales (fuera del plano) para la inserción de agujas en tiempo real.

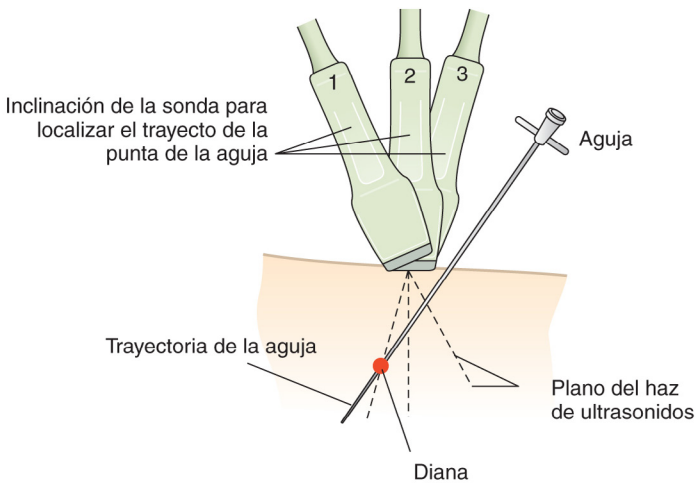
© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

se inserta lo más perpendicular posible al haz de ultrasonido para maximizar la visualización, pero el ángulo de inserción de la aguja depende de la profundidad de la estructura objetivo, como se describió anteriormente. La aguja se inserta en el centro del transductor, y una vez que la aguja está debajo de la piel, la punta de la aguja debe identificarse directamente sobre la estructura objetivo como un punto hiperecoico. A medida que la aguja avanza hacia la estructura objetivo, el transductor debe inclinarse

para seguir la punta con el haz de ultrasonido (fig. 4.9, vídeo 4.9).

Es importante garantizar la orientación correcta del marcador del transductor, el marcador de pantalla y el profesional al realizar procedimientos guiados por ultrasonido en tiempo real. Cuando se gira el marcador del transductor o el marcador de pantalla, la punta de la aguja se ve moviéndose en la dirección opuesta en la pantalla (es decir, el movimiento hacia la izquierda de la punta de la aguja en el paciente





**Figura 4.9 Seguimiento de la punta de la aguja.** Cuando se utiliza un enfoque transversal (fuera del plano), el haz de ultrasonido se dirige inicialmente hacia el operador (1). A medida que avanza la aguja (2), el transductor se inclina para alejar el haz del operador y seguir la punta de la aguja (3).

se ve como un movimiento hacia la derecha en la pantalla). Otro error común es visualizar el eje de la aguja en sección transversal y pensar que es la punta, mientras que la punta real es mucho más profunda. Por lo tanto, es crítico mantener la punta de la aguja en el plano del haz de ultrasonido para la visualización directa.

### ASPECTOS DESTACADOS E INCONVENIENTES

- Aunque los convenios para la orientación de la pantalla difieren según la especialidad, se pueden identificar los mismos hallazgos de imágenes utilizando cualquier orientación. Se recomienda utilizar un enfoque sistemático en la ecografía para evitar perder hallazgos importantes.
- Los marcadores de orientación del transductor, también llamados *marcadores de sonda* o *muestras*, varían en apariencia según la marca y el tipo de transductor. Los puntos de fijación de plástico para las guías de aguja a menudo se confunden con los marcadores del transductor.
- Para confirmar la orientación del transductor, toque un extremo del transductor y busque movimiento en la pantalla de ultrasonido. El extremo del transductor que se toca debe estar

alineado con el mismo lado en la pantalla que muestra el movimiento.

- En general, el marcador del transductor debe orientarse hacia el lado izquierdo del profesional (derecha del paciente) en los planos transversales (eje corto) o hacia la cabeza del paciente en los planos coronales o sagitales (eje largo). Los planos coronales y sagitales a menudo se denominan *plano longitudinal*.
- El seguimiento de la aguja en tiempo real se puede realizar utilizando un enfoque longitudinal o transversal. Con ambos enfoques, es imperativo mantener la visualización de la punta de la aguja manteniéndola dentro del plano del haz de ultrasonido. Los movimientos finos de inclinación del transductor en el punto donde desaparece la punta de la aguja en la pantalla confirmarán la ubicación de la punta.
- Es imperativo establecer una orientación adecuada entre el transductor y la pantalla al usar la guía de ultrasonido en tiempo real para los procedimientos. Si el transductor se orienta erróneamente frente a la pantalla, la aguja se guiará en la dirección opuesta, lo que aumenta el riesgo de complicaciones hasta que el operador se dé cuenta de que el transductor debe girarse 180 grados.

**Bibliografía**

1. Moore CL, Copel JA. Point-of-care ultrasonography. *N Engl J Med*. 2011;364(8):749-757.
2. Moore C. Current issues with emergency cardiac ultrasound probe and image conventions. *Acad Emerg Med*. 2008;15:278-284.
3. Barys Ihnatsenka, André Pierre Boezaart. Ultrasound: basic review and learning the language. *Int J Shoulder Surg*. 2010; 4(3):55-62.
4. Tempkin BB. *Ultrasound Scanning: Principles and Protocols*. St. Louis: Saunders Elsevier; 2009.

# Funcionamiento básico de un ecógrafo

Michel Boivin

## PUNTOS CLAVE

- Los modos de imagen más comunes disponibles en los ecógrafos portátiles incluyen el modo bidimensional (2D) o de brillo (modo B), el modo de movimiento (modo M) y modo Doppler (flujo de color y espectral). La gran mayoría de las exploraciones de ecografía a pie de cama se realizan utilizando el modo 2D.
- La profundidad y la ganancia son las dos configuraciones que con mayor frecuencia necesitan ajustarse para optimizar las imágenes de ultrasonido. La adquisición de imágenes de ultrasonido de alta calidad es esencial para una interpretación precisa.
- El modo M, o imágenes en modo de movimiento, muestra el movimiento de las estructuras a lo largo del tiempo y se utiliza para evaluar estructuras que se mueven rápidamente. El color y el Doppler espectral muestran la dirección y la velocidad del flujo sanguíneo. Se requieren ajustes específicos de la máquina para optimizar las imágenes Doppler.

## Preparación

Es necesaria una preparación adecuada para adquirir imágenes de la más alta calidad y minimizar cualquier molestia para el paciente y el profesional.

- Idealmente, la batería de la máquina de ultrasonido debe estar completamente cargada antes de su uso. Al realizar procedimientos guiados por ecografía en tiempo real, se recomienda mantener la máquina conectada a una toma de corriente por si la batería falla o se agota.
- Limpie la máquina de ultrasonido, especialmente los transductores y el teclado, con un paño antiséptico aprobado de acuerdo con las normas locales. Algunas toallitas antisépticas pueden contener alcohol u otros productos de limpieza que pueden dañar la pantalla, el teclado, y los transductores. Consulte el manual de instrucciones del fabricante para obtener una lista de toallitas antisépticas aprobadas.
- Una opción para pacientes en aislamiento de contacto es el uso de cubiertas de plástico transparente desechables para cubrir todo el ecógrafo.
- Asegúrese de tener disponible suficiente gel antes de comenzar un examen de ultrasonido o un procedimiento guiado por ultrasonido. Se requiere gel estéril para procedimientos guiados por ecografía en tiempo real y a menudo se incluye en kits de cubierta de transductor estéril. Los calentadores de gel están disponibles comercialmente para mejorar la comodidad del paciente.
- Atenúe la iluminación de la habitación para garantizar una visualización óptima de las imágenes de ultrasonido en la pantalla.
- Para la exploración de ultrasonido en general, colóquese de pie a la derecha del paciente con el ecógrafo directamente frente a usted. Para la ecografía cardíaca, algunos profesionales pueden optar por permanecer en el lado izquierdo del paciente (v. cap. 4).
- Después de encender la máquina de ultrasonido, seleccione el transductor más apropiado para el examen que va a realizar (v. cap. 3).
- Introduzca los datos del paciente (nombre, número de historia clínica, fecha de nacimiento) y el nombre del examinador. Seleccione el tipo de examen a realizar.
- El paciente generalmente se encuentra en posición supina, pero la posición variará según



**Figura 5.1** Teclado del ecógrafo. Se muestran un típico ecógrafo portátil (A) y un teclado (B), resaltando los controles principales.

el tipo de examen. Los planos cardíacos desde las ventanas apical o paraesternal a menudo se obtienen mejor con el paciente en una posición de decúbito lateral izquierdo. Los cuadrantes superiores izquierdo y derecho pueden verse mejor con el paciente en decúbito lateral derecho o izquierdo, respectivamente. La exploración del tórax posterior, incluidos los pulmones, la pleura y la columna vertebral, se realiza mejor con el paciente sentado. La comodidad del paciente y del examinador debe optimizarse antes de comenzar.

- Mantenga al paciente adecuadamente cubierto para respetar la privacidad y exponga solo el área o áreas del cuerpo a explorar. Las toallas son ideales para cubrir a un paciente y eliminar el gel después del procedimiento. Asegúrese de que las cortinas y puertas de la habitación están cerradas, y considere la posibilidad de un acompañante.
- Las vainas de transductores estériles deben usarse para procedimientos guiados por ultrasonido en tiempo real. El gel estéril debe aplicarse a la cabeza del transductor, o colocarse dentro de la funda de plástico, antes de cubrir el transductor con la funda estéril. El transductor revestido debe colocarse en el campo previo al procedimiento estéril.

## Adquisición de imágenes

Después de preparar el ecógrafo y colocar al paciente, el examinador debe seleccionar el tipo de transductor, el preajuste del examen y el modo de imagen más apropiados para comenzar a adquirir imágenes. La adquisición de imágenes de ultrasonido de alta calidad es esencial para una correcta interpretación. Las imágenes de baja calidad o la configuración imprecisa del ecógrafo pueden conducir a diagnósticos inco-

rectos o perdidos. La comprensión de los principios de optimización de imágenes permitirá a los examinadores obtener imágenes de la más alta calidad. Los examinadores deben estar familiarizados con los controles principales en el teclado de una máquina de ultrasonido (fig. 5.1).

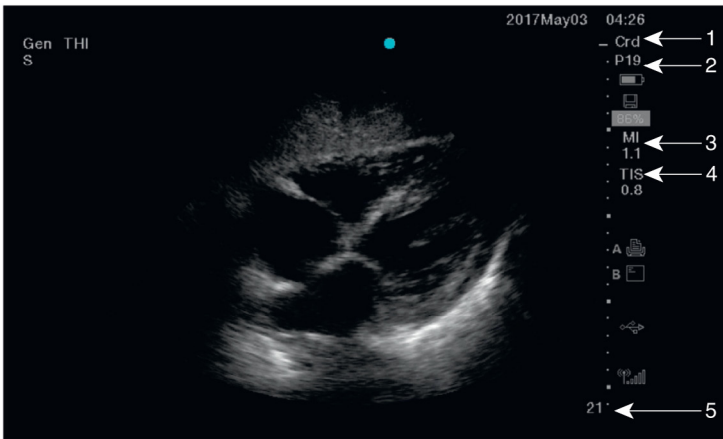
## MODOS DE IMAGEN

Los modos de imagen más comunes disponibles en los ecógrafos portátiles incluyen el modo bidimensional (2D) o de brillo (modo B), el modo de movimiento (modo M) y el modo Doppler (espectral, flujo de color). La gran mayoría de las aplicaciones en ecografía a pie de cama se realizan utilizando el modo 2D (fig. 5.2).

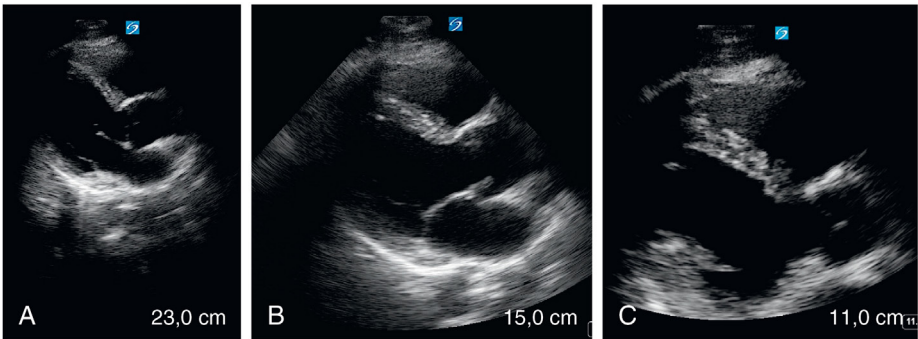
### Modo bidimensional

**Ajustes preestablecidos de examen en modo bidimensional.** Los ajustes preestablecidos de examen ajustan la configuración del ecógrafo, incluida la ganancia, la potencia y la velocidad de fotogramas, para obtener imágenes óptimas de diferentes estructuras. Estos ajustes variarán según el transductor activo. Los ajustes preestablecidos más comunes son abdominal, cardíaco, vascular, obstétrico, musculoesquelético, sistema nervioso y partes pequeñas superficiales. Solo los transductores lineales tienen preajustes vasculares, y solo los transductores sectoriales tienen un preajuste cardíaco. Es importante seleccionar el preajuste de examen más apropiado para el órgano que se está escaneando y luego hacer ajustes finos manualmente para optimizar la imagen.

**Profundidad.** La profundidad debe ajustarse para colocar la estructura de interés en el centro de la pantalla (fig. 5.3). Comience a escanear con una configuración de mayor profundidad para visualizar las estructuras circundantes,



**Figura 5.2** Modo bidimensional o modo B. Una imagen 2D de una vista subcostal normal de cuatro cámaras. Tenga en cuenta el preajuste del examen (1), el tipo de transductor (2), el índice mecánico (3), el índice térmico (4) y la profundidad (5).



**Figura 5.3** Profundidad. (A) Demasiado profundo: la estructura objetivo solo se ve en el campo cercano. (B) Profundidad apropiada: la estructura objetivo está en el centro de la pantalla. (C) Demasiado superficial: la estructura objetivo se extiende más allá de la pantalla y solo se visualiza una parte. Tenga en cuenta la profundidad de la imagen en la esquina inferior derecha de la pantalla.

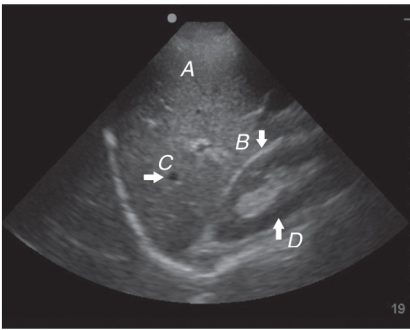
especialmente si se planea un procedimiento guiado por ultrasonido; luego, reduzca la profundidad para centrar la estructura objetivo en la pantalla. Si la profundidad es muy baja, las estructuras en los tejidos profundos no se visualizan y pueden pasarse por alto. Si la profundidad es alta, las estructuras objetivo se ven en el campo cercano, pero parecen pequeñas y con una resolución más baja (vídeos 5.1 a 5.3). Además, muchos dispositivos de ultrasonido compactos y portátiles no tienen una zona focal ajustable y la mejor resolución se obtiene con la estructura objetivo en el centro de la pantalla.

**Ganancia.** Las ondas de ultrasonido se atenúan o debilitan a medida que se alejan del transductor, lo que reduce la cantidad de ecos que regresan de las estructuras profundas. Por lo

tanto, la misma estructura aparecerá más hiperecótica si se mueve más cerca del transductor desde el campo lejano al campo cercano debido a una menor atenuación de las ondas de sonido en el campo cercano. Los ecógrafos compensan la atenuación aumentando automáticamente la ganancia a medida que aumenta la profundidad; Esto se conoce como *compensación de ganancia de tiempo*.<sup>1</sup> La mayoría de los ecógrafos permiten a los examinadores controlar la cantidad de compensación de ganancia de tiempo ajustando la ganancia a profundidades específicas usando controles deslizantes o perillas para ajustes de ganancia de campo cercano y campo lejano.

La ganancia ajusta la amplificación de los ecos que regresan al receptor. La ganancia ajustada adecuadamente es importante para una interpretación precisa de la imagen. Cuando la

ganancia se ajusta adecuadamente, el líquido aparece negro (anecoico), y los tejidos sólidos aparecen a lo largo de un espectro de gris a blanco (hipoecoico, isoecoico e hiperecoico) según lo determinado por las propiedades del tejido (v. cap. 2) (fig. 5.4). El aumento de la ganancia da como resultado imágenes más brillantes, y la disminución de la ganancia da como resultado imágenes más oscuras. Los términos *subgained* y *sobregained* se refieren a imágenes que aparecen demasiado oscuras o demasiado brillantes, respectivamente, debido a ajustes de ganancia incorrectos. Las imágenes subestimadas pueden conducir a resultados perdidos porque las estructuras parecen más oscuras de lo habitual (fig. 5.5, videos 5.4 a 5.6).



**Figura 5.4 Ecogenicidad del tejido.** Esta vista normal del cuadrante superior derecho demuestra el carácter isoecoico del parénquima hepático (A), la fascia hiperecoica entre el riñón y el hígado (B), los vasos sanguíneos anecoicos dentro del hígado (C) y la corteza renal hipoecoica en relación con el parénquima hepático (D).

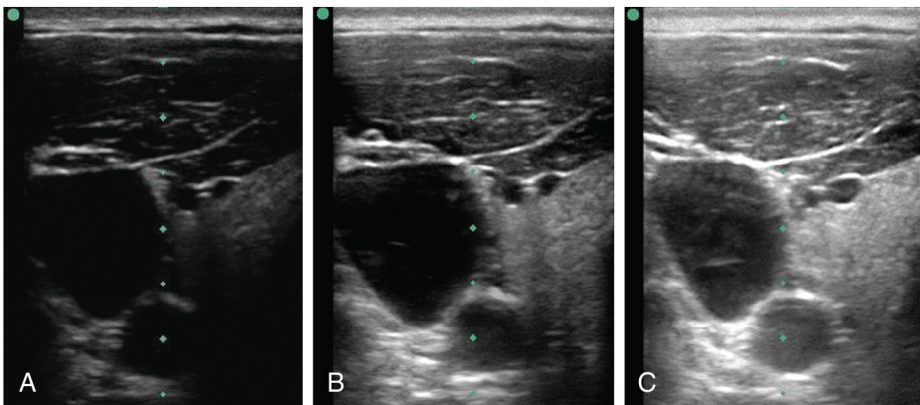
**Zoom.** Muchos ecógrafos tienen una función de «zoom» que permite a los proveedores ampliar una estructura de interés. El zoom es especialmente útil para evaluar estructuras pequeñas, como las válvulas cardíacas (vídeos 5.7 y 5.8), o cuando se necesitan mediciones precisas, como el diámetro del conducto biliar común. El zoom ordinario amplía la imagen sin cambiar la resolución, mientras que el zoom de alta resolución aumenta la resolución del área ampliada.

**Foco.** La zona focal es la porción más estrecha del haz de ultrasonido y tiene la mejor resolución lateral. Algunos dispositivos de ultrasonido compactos y portátiles tienen la zona focal fija en el centro de la pantalla, pero muchos ecógrafos permiten al examinador ajustar el número y la profundidad de la zona o zonas focales. El examinador puede mover la zona focal al nivel de la estructura objetivo en el campo cercano o lejano. El principal beneficio de aumentar la profundidad de la zona focal es la mejora de la resolución lateral de las estructuras profundas.<sup>1</sup>

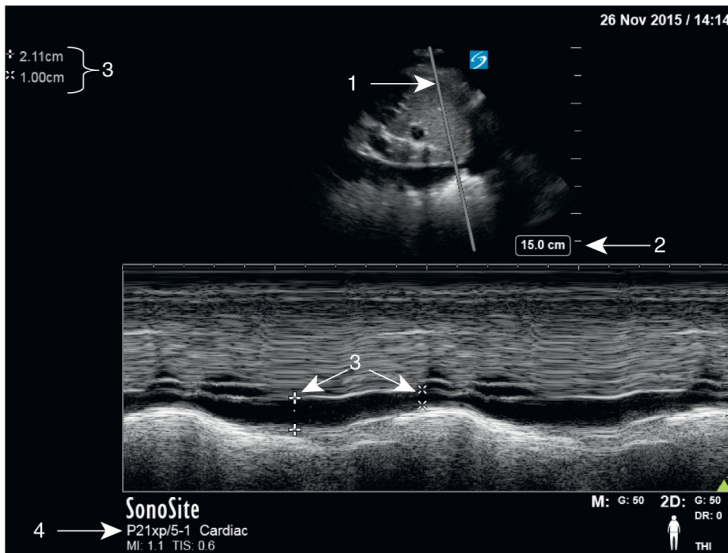
**Velocidad de fotogramas.** Al obtener imágenes de estructuras que se mueven rápidamente, como el corazón, la velocidad de fotogramas o el número de fotogramas que se muestran por segundo deben aumentarse en la máquina de ultrasonido. Podemos maximizar la velocidad de fotogramas ajustando dos configuraciones: reducir la profundidad de la imagen o reducir el ángulo de visión (ángulo de sector).<sup>2,3</sup>

### Modo M

El modo M, o modo de movimiento, muestra el movimiento en el tiempo de todas las estructuras a lo largo de una sola línea de exploración



**Figura 5.5 Ganancia.** Se muestra una imagen subestimada (A), obtenida apropiadamente (B) y exagerada (C) de la vena yugular interna y la arteria carótida común. Obsérvese la escasa discriminación entre los tejidos en la imagen infravalorada y los ecos artificiales dentro de la vena yugular interna en la imagen sobrevalorada.



**Figura 5.6 Modo M.** Una imagen en modo M que muestra la variación respiratoria de la vena cava inferior (VCI). Observe la línea del cursor en modo M (1) y la profundidad (2) en la imagen 2D (arriba), las mediciones del colapso VCI (3) en la imagen en modo M (abajo), y el tipo de transductor y el preajuste de examen (4).

(fig. 5.6). La principal ventaja del modo M es su alta frecuencia de muestreo, que proporciona una buena resolución temporal de estructuras que se mueven rápidamente. Para usar el modo M, centre la estructura objetivo en la pantalla en modo 2D, coloque la línea del cursor en modo M sobre la estructura o estructuras objetivo, y luego inicie el modo M para mostrar el movimiento de las estructuras a lo largo del tiempo. Se pueden tomar medidas congelando la imagen. La principal utilidad del modo M es la visualización o medición de estructuras que se mueven rápidamente, con mayor frecuencia la pleura, la vena cava inferior, las cámaras cardíacas y las válvulas cardíacas. Al medir distancias con el modo M, es fundamental colocar la línea del cursor perpendicular a las estructuras objetivo para obtener mediciones precisas.

### Imagen Doppler

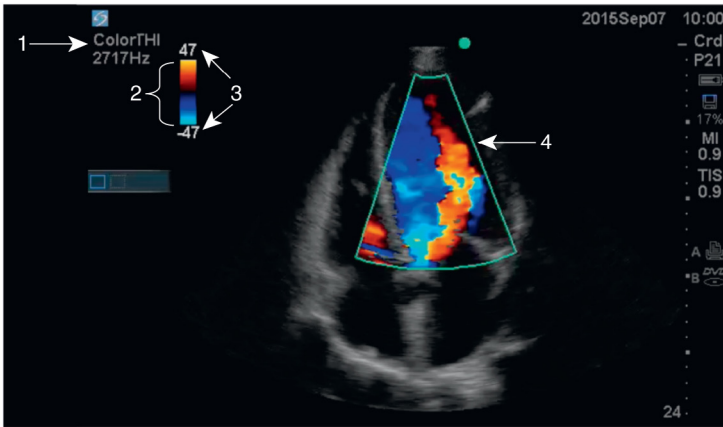
**Doppler color.** Se utilizan el Doppler color y Doppler de energía (power Doppler) para visualizar el flujo sanguíneo. El Doppler color es direccional y, con los ajustes convencionales, el flujo sanguíneo que se acerca al transductor es rojo y el flujo sanguíneo que se aleja del transductor es azul. El mapa de colores en la pantalla muestra la codificación de colores que corresponde al cambio Doppler. El flujo de sangre que se dirige hacia el transductor tiene un desplazamiento Doppler positivo (parte superior de la escala) y el flujo que se aleja tiene un des-

plazamiento Doppler negativo (parte inferior de la escala) (fig. 5.7, vídeo 5.9). El Doppler de energía no es direccional y es más sensible para estados de flujo bajo. La velocidad del flujo se representa mediante intensidades variables de pulsaciones amarillo-naranja, independientemente de la dirección del flujo, y se usa para evaluar tejidos con velocidades de flujo bajas, incluido el tiroideo, la sinovial de las articulaciones, los testículos y los flujos de orina en la vejiga (vídeo 5.10).

Para utilizar Doppler color o de energía, comience con una imagen 2D, centre la estructura de destino en la pantalla y coloque el cuadro de Doppler de color sobre la estructura de destino. Reduzca el tamaño del cuadro Doppler de color para centrarse en el área de interés. Un cuadro Doppler en color demasiado grande reduce la velocidad de fotogramas y la resolución de la imagen 2D superpuesta.<sup>2,3</sup> El haz de ultrasonido debe estar inclinado hacia la dirección del flujo sanguíneo, idealmente con un ángulo de intersección de 0 a 60 grados. El flujo no se detectará si el haz de ultrasonido es perpendicular a la dirección del flujo (v. también fig. 2.10). Para las imágenes vasculares, la caja Doppler color debe dirigirse paralela al flujo sanguíneo cuando se visualizan los vasos longitudinalmente.

La ganancia para el Doppler color debe ajustarse, de forma similar a las imágenes 2D. Después de activar el modo Doppler color, ajuste





**Figura 5.7** Modo Doppler de flujo color. Una imagen Doppler de flujo color en la vista apical de 5 cámaras que muestra insuficiencia aórtica severa. En el modo Doppler de flujo color (1), se muestran un mapa de color (2), rango de velocidad o frecuencia de repetición de pulso (3) y un cuadro de color (4).

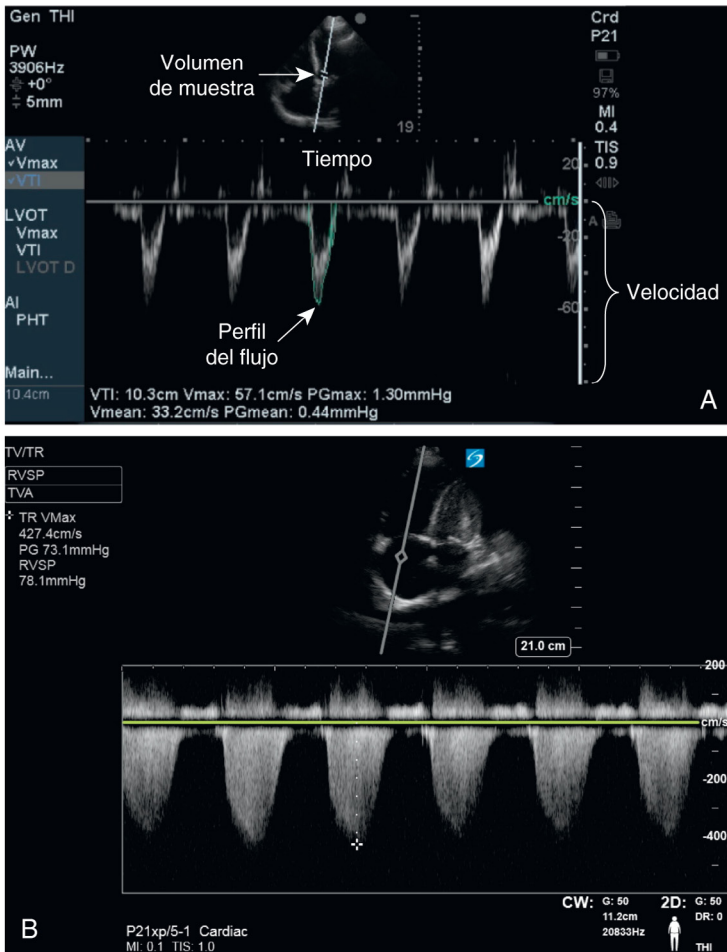
la ganancia para que solo unos pocos píxeles de color individuales aparezcan en la pantalla de forma intermitente, y la mayor parte del cuadro de color aparezca negro. Si la ganancia se establece demasiado alta, las imágenes se llenan de ruido de color aleatorio, mientras que si la ganancia se establece demasiado baja, no se detectará el flujo. Además, la escala de velocidad debe establecerse para velocidad de flujo bajo, medio o alto.<sup>4</sup> La escala de velocidad se revela por la frecuencia de repetición de pulso en el mapa de color (fig. 5.7). Cuando la escala de velocidad se establece demasiado alta, es posible que no se detecten estados de flujo bajo. Por el contrario, cuando la escala de velocidad se establece demasiado baja para estados de flujo alto, se producirá una señalización ambigua o alias.

**Doppler espectral.** La imagen Doppler espectral es particularmente útil para medir las velocidades del flujo sanguíneo con el fin de calcular los gradientes de presión y las tasas de flujo. Las señales Doppler espectrales se presentan en formato gráfico con seguimiento de velocidad o área a lo largo del tiempo (fig. 5.8). La imagen Doppler espectral incluye Doppler de onda pulsada y de onda continua. El Doppler de onda pulsada mide las velocidades en un área específica (volumen de muestra). Para las imágenes vasculares, la compuerta del volumen de la muestra se centra sobre el flujo de interés y una línea de corrección del ángulo se alinea paralela al flujo sanguíneo. Para las imágenes cardíacas, la puerta de volumen de muestra simplemente se coloca sobre el área de interés sin corrección de ángulo cuando el ángulo de intercepción está cerca de 0 grados. El solapamiento se produce a altas

velocidades por encima del límite de Nyquist, que es la principal desventaja del Doppler de onda pulsada. Para evitar el solapamiento se puede aumentar la escala de velocidad, cambiar la línea de base, usar una frecuencia más baja, aumentar el ángulo de insonación (reducir el desplazamiento Doppler), reducir la profundidad de la imagen o cambiar a Doppler de onda continua. El Doppler de onda continua mide las velocidades en todo el haz. No está limitado por una velocidad máxima y el muestreo ocurre a lo largo de toda el área de interés sin ninguna manipulación. La ambigüedad del rango debido a la medición de velocidades en la superposición de los haces incidente y receptor es la principal desventaja del Doppler de onda continua. Consulte también el capítulo 2 para obtener detalles adicionales sobre la ecografía Doppler.

**Mediciones y cálculos.** La mayoría de los ecógrafos tienen una función de medición (*caliper*) para realizar cálculos y mediciones. Algunas estructuras que se miden comúnmente son la vena cava inferior, el tracto de salida del ventrículo izquierdo, la aorta, la vejiga y las colecciones de líquidos. La mayoría de las máquinas tienen *software* para calcular mediciones en valores fisiológicamente relevantes, como el volumen de la vejiga o el gasto cardíaco. Otros cálculos incluyen la medición de velocidades pico o área bajo la curva de perfiles de velocidad usando el modo Doppler. Los cálculos y medidas se pueden guardar y archivar con las imágenes.

**Almacenamiento de imágenes.** Los ecógrafos tienen memoria interna para guardar imágenes y vídeos, y deben archivarlos para el seguimiento



**Figura 5.8** Modo Doppler espectral. Doppler de onda pulsada (A) que mide la velocidad del flujo sanguíneo a través del tracto de salida del ventrículo izquierdo. Doppler de onda continua (B) que mide la velocidad de chorro regurgitante de la insuficiencia tricúspide severa.

de los pacientes, la comunicación entre profesionales y los requisitos de facturación (v. cap. 50). Los resultados pueden documentarse en la historia clínica, ya sea como un informe separado o dentro de una nota de progreso estándar.

## Postexploración

Después de completar la exploración, es importante colocar al paciente en una posición segura y cómoda.

- Limpiar el gel de la piel del paciente, elevar las barandillas de la cama, ajustar la altura de la cama, y restaurar la iluminación.

- Explique los hallazgos al paciente. Tenga cuidado de comentar solo sobre las estructuras evaluadas y dentro del alcance del examen realizado. Evite declaraciones amplias y excesivamente simplificadas como: «Todo parece normal; No se preocupe por nada.»
- Termine o cierre la opción exploración en el ecógrafo para que la información sobre el paciente quede protegida. Terminar la exploración evita que de forma inadvertida se puedan guardar las imágenes de un paciente en la historia de otro, y también se activa el proceso de archivo de las imágenes en algunos sistemas.